



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
FISIOLÓGICAS
DOUTORADO EM CIÊNCIAS FISIOLÓGICAS**

RAFAEL LUIZ MESQUITA SOUZA

**ANÁLISE DO TREINAMENTO SOBRE OS INDICADORES
NEUROMUSCULARES, TEMPERATURA DA PELE,
ATIVAÇÃO MUSCULAR E ASSIMETRIAS NO
POWERLIFTING PARALÍMPICO E CONVENCIONAL**

**SÃO CRISTÓVÃO
2025**

	RAFAEL LUIZ MESQUITA SOUZA ANÁLISE DO TREINAMENTO SOBRE OS INDICADORES NEUROMUSCULARES, TEMPERATURA DA PELE, ATIVAÇÃO MUSCULAR E ASSIMETRIAS NO POWERLIFTING PARALÍMPICO E CONVENCIONAL 2025
--	---

RAFAEL LUIZ MESQUITA SOUZA

**ANÁLISE DO TREINAMENTO SOBRE OS
INDICADORES NEUROMUSCULARES,
TEMPERATURA DA PELE, ATIVAÇÃO MUSCULAR
E ASSIMETRIAS NO *POWERLIFTING*
PARALÍMPICO E CONVENCIONAL**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Fisiológicas da Universidade Federal de Sergipe como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Ciências Fisiológicas.

Orientador: Prof. Dr. Felipe José Aidar Martins

**SÃO CRISTÓVÃO
2025**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELO SIBIUPS
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE

S729a Souza, Rafael Luiz Mesquita
Análise do treinamento sobre os indicadores neuromusculares, temperatura da pele, ativação muscular e assimetrias no *powerlifting* paralímpico e convencional / Rafael Luiz Mesquita Souza ; orientador Felipe José Aidar Martins. – São Cristóvão, SE, 2025.
123 f. : il.

Tese (Doutorado em Ciências Fisiológicas) - Universidade Federal de Sergipe, 2025.

1. Halterofilismo. 2. Treinamento de resistência. 3. Atletas – Treinamento. 4. Atletas com deficiência – Treinamento. I. Martins, Felipe José Aidar, orient. II. Título.

CDU 796.88

RAFAEL LUIZ MESQUITA SOUZA

**ANÁLISE DO TREINAMENTO SOBRE OS
INDICADORES NEUROMUSCULARES,
TEMPERATURA DA PELE, ATIVAÇÃO MUSCULAR
E ASSIMETRIAS NO *POWERLIFTING*
PARALÍMPICO E CONVENCIONAL**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Fisiológicas da Universidade Federal de Sergipe como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Ciências Fisiológicas.

Presidente: Prof. Dr. Felipe José Aidar Martins

1º Examinador: Profa. Dr. Anderson Carlos Marçal

2º Examinador: Prof. Dr. Heitor Franco Santos

3º Examinador: Prof. Dr. Jymmys Lopes Dos Santos

4º Examinador: Prof. Dr. Antenor de Oliveira Silva Neto

RESUMO

Análise do treinamento sobre os indicadores neuromusculares, temperatura da pele, ativação muscular e assimetrias no *powerlifting* paralímpico e convencional, Rafael Luiz Mesquita Souza, São Cristóvão, 2025.

Introdução: As competições de *powerlifting* exigem um levantamento consistente e simétrico, onde a assimetria resulta na invalidação do teste. Indicadores como velocidade, potência e temperatura da pele são cruciais para controlar as cargas de treinamento em atletas convencionais (CP) e paralímpicos (PP). O treinamento de força é essencial para o desempenho atlético e a reabilitação, beneficiando tanto levantadores de peso paralímpicos quanto convencionais. **Objetivos:** Comparar e analisar a assimetria do movimento, a velocidade máxima (Vmáx), velocidade propulsiva média (VPM), potência (POT), temperatura da pele (TP), os indicadores estáticos de força (força isométrica máxima - FIM, taxa de desenvolvimento de força - TDF, tempo até a força isométrica máxima - TFIM) e a ativação muscular (sEMG) (peitoral maior esternal e tríceps cabeça longa) entre atletas CP e PP, antes e após uma sessão de treinamento. **Métodos:** Vinte e quatro atletas masculinos treinados (12 CP e 12 PP) participaram do estudo. A Velocidade Propulsiva Média (VPM), Velocidade Máxima (Vmáx) e Potência foram avaliadas a 45% de 1RM antes e após uma sessão de treinamento de 5x5 a 80% de 1RM. Para 80% de 1RM, VPM, Vmáx e Potência foram medidas na primeira e última séries (5x5). Os indicadores de velocidade, potência, TP, FIM, TDF sEMG do peitoral maior (porção esternal) e tríceps braquial cabeça longa, foram avaliados a 45% de 1RM antes e depois de uma sessão de treinamento 5x5 a 80% de 1RM. **Resultados:** Atletas PP demonstraram menor velocidade e maior simetria a 45%-1RM, porém maior velocidade e menos assimetria a 80%-1RM em comparação com CP. Os dados indicaram que atletas PP tendem a ser mais lentos em intensidades mais baixas, mais rápidos em intensidades mais altas em valores absolutos, e apresentam maior simetria que os CP. Apenas o grupo CP apresentou diferenças significativas em Vmáx ($p < 0,015$), VPM ($p < 0,007$) e potência ($p < 0,022$) entre os pontos de tempo. O grupo CP também exibiu aumentos significativos no FIM ($\Delta +146,1$ N, $p < 0,001$) e no TDF ($\Delta +36.851,3$ N/s, $p < 0,001$), enquanto o PP não apresentou alterações significativas. O grupo CP demonstrou redução significativa na atividade sEMG do peitoral maior ($p = 0,026$), sem alteração para o PP. **Conclusão:** Apesar da possível instabilidade gerada por limitações de membros inferiores no grupo PP, eles apresentaram menores níveis de assimetria comparados ao grupo CP. As adaptações às regras do esporte e o treinamento promovem adaptações na técnica, diminuindo a assimetria. As avaliações a 45% 1RM revelaram efeitos diferentes nas medidas de velocidade, potência e ST entre os grupos CP e PP após uma sessão de treinamento tradicional. Atletas CP exibiram adaptações neuromusculares agudas significativas, enquanto PP mantiveram níveis estáveis, possivelmente devido a adaptações de longo prazo e especialização do padrão motor. Estas evidências sugerem a necessidade de abordagens de treinamento individualizadas para atletas paralímpicos.

Descritores: treinamentos de força; *powerlifting*; indicadores de desempenho.

ABSTRACT

Analysis of training on neuromuscular indicators, skin temperature, muscle activation, and asymmetries in paralympic and conventional powerlifting, Rafael Luiz Mesquita Souza, São Cristóvão, 2025.

Introduction: Powerlifting competitions require consistent and symmetrical lifting, as any asymmetry results in a failed attempt. Indicators such as velocity, power, and skin temperature are crucial for monitoring training loads in both conventional (CP) and Paralympic (PP) athletes. Strength training is essential for athletic performance and rehabilitation, benefiting both conventional and Paralympic powerlifters. **Objectives:** To compare and analyze movement asymmetry, peak velocity (V_{max}), mean propulsive velocity (MPV), power output (POT), skin temperature (ST), static strength indicators (maximum isometric force – MIF, rate of force development – RFD, time to maximum isometric force – TMIF), and muscle activation (sEMG) of the sternocostal portion of the pectoralis major and the long head of the triceps brachii between CP and PP athletes, before and after a training session. **Methods:** Twenty-four trained male athletes (12 CP and 12 PP) participated in the study. MPV, V_{max} , and power were assessed at 45% of 1RM before and after a 5x5 training session at 80% of 1RM. For the 80% 1RM load, MPV, V_{max} , and power were measured during the first and last sets of the 5x5 protocol. Velocity, power, ST, MIF, RFD, and sEMG (pectoralis major – sternocostal portion and triceps brachii – long head) were assessed at 45% 1RM before and after the training session. **Results:** PP athletes demonstrated lower velocity and greater symmetry at 45% 1RM, but higher velocity and less asymmetry at 80% 1RM compared to CP athletes. The data suggest that PP athletes tend to be slower at lower intensities and faster at higher intensities in absolute terms, while showing greater symmetry than CP athletes. Only the CP group showed significant differences in V_{max} ($p < 0.015$), MPV ($p < 0.007$), and power ($p < 0.022$) between time points. The CP group also exhibited significant increases in MIF ($\Delta +146.1$ N, $p < 0.001$) and RFD ($\Delta +36,851.3$ N/s, $p < 0.001$), while the PP group showed no significant changes. The CP group demonstrated a significant reduction in sEMG activity of the pectoralis major ($p = 0.026$), with no changes observed in the PP group. **Conclusion:** Despite potential instability caused by lower limb impairments in the PP group, they exhibited lower levels of asymmetry compared to CP athletes. Adaptations to sport-specific rules and training seem to promote technical refinements that reduce asymmetry. Assessments at 45% 1RM revealed distinct effects on velocity, power, and ST metrics between CP and PP athletes after a traditional training session. CP athletes showed significant acute neuromuscular adaptations, while PP athletes maintained stable levels, possibly due to long-term adaptations and motor pattern specialization. These findings highlight the need for individualized training approaches for Paralympic athletes.

Keywords: strength training; powerlifting; performance indicators.

RESUMO VOLTADO PARA A SOCIEDADE

Análise do treinamento sobre os indicadores neuromusculares, temperatura da pele, ativação muscular e assimetrias no *powerlifting* paralímpico e convencional, Rafael Luiz Mesquita Souza, São Cristóvão, 2025.

Introdução: o *powerlifting* (levantamento de peso), é essencial que o movimento seja bem alinhado e executado de forma correta — qualquer descompasso pode fazer o atleta ser desclassificado. Para acompanhar o desempenho, analisamos coisas como velocidade, força, temperatura da pele e ativação muscular. Esses dados ajudam a ajustar o treino tanto de atletas convencionais (CP) quanto paralímpicos (PP). **Objetivo:** Comparar como atletas CP e PP se saem em relação à simetria do movimento, velocidade, força, temperatura da pele e ativação muscular, antes e depois de um treino pesado. **Métodos:** Participaram 24 homens: 12 CP e 12 PP. Eles fizeram testes com carga moderada (45% da carga máxima) antes e depois de um treino intenso (cinco séries de cinco repetições com 80% da carga máxima). Durante os testes, medimos força, velocidade, temperatura da pele e a atividade de dois músculos: peitoral e tríceps. **Resultados:** Os atletas PP foram mais simétricos com cargas leves e mais rápidos com cargas pesadas, comparados aos CP. Já os CP tiveram mudanças maiores depois do treino, como aumento de força e velocidade, enquanto os PP se mantiveram mais estáveis. Apenas os CP apresentaram queda na atividade do peitoral após o treino. **Conclusão:** Mesmo com limitações nos membros inferiores, os PP mostraram movimentos mais equilibrados possivelmente por adaptações ao longo do tempo no esporte. Já os CP reagiram mais ao treino. No fim das contas, o estudo reforça que cada grupo precisa de um treino pensado sob medida. **Palavras-chave:** treinamentos de força; *powerlifting*; indicadores de desempenho.

LISTA DE FIGURAS

INTRODUÇÃO GERAL

Figura 1 – Relação hiperbólica entre força e velocidade	21
Figura 2 – Transferência de calor	29
Figura 3 – Eletromiografia	41

ESTUDO 1: AVALIAÇÃO DA ASSIMETRIA EM DIFERENTES INTENSIDADES ENTRE ATLETAS DE LEVANTAMENTO DE PESO CONVENCIONAL E PARALÍMPICO

Figure 1 – Experimental design. TT: Traditional training; TE: 1RM: one maximum repetition; 5 × 5: five sets of 5 repetitions. VM average speed.....	51
Figure 2 – Position for Bench Press analyses, (A) Conventional Powerlifting, and (B) Para-lympic Powerlifting	52
Figure 3 – Kinetics of Conventional Powerlifting (PC) at mean velocity before and after the 5 × 5 protocol (45% 1RM) and series 1 and 2 (80% 1RM), with non-dominant and dominant sides during the eccentric (A) and concentric (B) phases. CP: Conventional Powerlifting; NDom: Non-Dominant;	55
Figure 4 – Kinetics of Conventional Powerlifting (PC) at mean velocity before and after the 5 × 5 protocol (45% 1RM) and series 1 and 2 (80% 1RM), with non-dominant and dominant sides during the eccentric (A) and concentric (B) phases. CP: Conventional Powerlifting; NDom: Non-Dominant; Dom: Dominant. Note: Before and after, only four repetitions were evaluated.	55

ESTUDO 2: RESPOSTAS FISIOLÓGICAS AGUDAS DE VELOCIDADE, POTÊNCIA E TEMPERATURA INDUZIDAS PELO EXERCÍCIO EM ATLETAS DE LEVANTAMENTO DE PESO PARALÍMPICO E CONVENCIONAL

Figure 1 – Experimental study design. Legend: 1 RM: one repetition maximum; MVP: mean propulsive velocity; Vmax: maximum velocity.	66
Figure 2 – Detail of the placement of the linear encoder connected to the bar (A), and Infrared thermography photo model (B).	70

Figure 3 – Thermographic evaluation of (A) Sternal Pectoral and (B) Brachial Triceps, before and after,	74
--	----

ESTUDO 3: O TREINAMENTO PRODUZ DIFERENTES EFEITOS NOS INDICADORES ESTÁTICOS DA FORÇA E ATIVAÇÃO MUSCULAR ENTRE ATLETAS DE POWERLIFTING CONVENCIONAL E PARALÍMPICO

Figure 1 – Experimental study design. Legend: Maximal isometric force (MIF). Rate of force develepoment (RDF), Time unitl maximal force isometric (TMIF) and Surface eletromiography (sEMG).	85
Figure 2 – Load cell connected to the bar (A), Electromyography of the sternal pectoralis major and long head triceps brachii (B).	88
Figure 3 – Muscle activation measured by surface electromyography (sEMG) in the sternal pectoral muscles (A) and triceps (B) at a load of 45% 1RM.	
Discussion	92

LISTA DE TABELAS

ESTUDO 1: AVALIAÇÃO DA ASSIMETRIA EM DIFERENTES INTENSIDADES ENTRE ATLETAS DE LEVANTAMENTO DE PESO CONVENCIONAL E PARALÍMPICO

Table 1 – Sample characteristics	51
Table 2 – Eccentric Mean Velocity of the dominant and non-dominant limbs with 45% of 1RM, before and after the 5x5 protocol (Mean $\pm$ SD, and CI 95%).	55
Table 3 – Concentric Mean Velocity of the dominant and non-dominant limbs 45% of 1RM, before and after the 5x5 protocol (Mean $\pm$ SD, and CI 95%).	56
Table 4 – Eccentric Mean Velocity of the dominant and non-dominant limbs at 80% of 1RM , regarding sets 1 and 5 (Mean $\pm$ SD, and CI 95%).	57
Table 5 – Concentric Mean Velocity of the dominant and non-dominant limbs at 80% of 1RM, regarding sets 1 and 5 (Mean $\pm$ SD, and CI 95%)	58

ESTUDO 2: RESPOSTAS FISIOLÓGICAS AGUDAS DE VELOCIDADE, POTÊNCIA E TEMPERATURA INDUZIDAS PELO EXERCÍCIO EM ATLETAS DE LEVANTAMENTO DE PESO PARALÍMPICO E CONVENCIONAL

Table 1 – Sample characteristics	67
Table 2 – Concentric Mean Velocity before and after 45% and 80% of 1RM (Mean $\pm$ SD, and CI 95%).	72

ESTUDO 3: O TREINAMENTO PRODUZ DIFERENTES EFEITOS NOS INDICADORES ESTÁTICOS DA FORÇA E ATIVAÇÃO MUSCULAR ENTRE ATLETAS DE POWERLIFTING CONVENCIONAL E PARALÍMPICO

Table 1 – Sample characteristics	86
Table 2 – Maximum isometric force (MIF), rate of force development (RFD), and time at MIF (TMIF) in 1RM of 45%	91

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

1RM	1 Repetição Máxima
ANCOVA	Análise de Covariância
ANOVA	Análise de Variância
ARV	<i>Average Rectified</i>
CAAE	Certificado de Apresentação de Apreciação Ética
CIM	Contração Isométrica Máxima
CNS	Conselho Nacional de Saúde
CONEP	Comissão Nacional de Ética em Pesquisa
CP	Atletas Convencionais
EMG	Eletromiografia
FIM	Força Isométrica Máxima
IPC	Comitê Paralímpico Internacional
MSA	Mean Square Amplitude
MUAPs	Unidades Motoras
MVC	Contração Voluntária Máxima
POT	Potência
PP	<i>Powerlifting</i> Paralímpico
PT	Pico de Torque
RFD	Rate of Force Development
RMS	Root Mean Square
SCI	Lesões na Medula Espinhal
sEMG	Superfície de Eletromiografia
SENIAM	<i>Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
TBP	Treinamento Baseado em Percentual
TBV	Treinamento Baseado em Velocidade
TCC	Treinamento com Carga Constante
TCV	Treinamento com Carga Variável
TDF	Taxa de Desenvolvimento de Força
TIV	Termografia Infravermelha
TP	Temperatura da Pele
V _{máx}	Velocidade Máxima
VPM	Velocidade Propulsiva Média

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO GERAL.....	12
1.1 ESTADO DA ARTE	13
1.2 TREINAMENTO DE FORÇA E <i>PERFORMANCE</i> NO <i>POWERLIFTING</i> CONVECIONAL E PARALÍMPICO	16
1.3 INDICADORES DINÂMICOS DA FORÇA (VELOCIDADE MÉDIA, MÉDIA PROPULSIVA E MÁXIMA).....	20
1.4 ASSIMETRIAS DO MOVIMENTO	25
1.5 TEMPERATURA DA PELE	28
1.6 INDICADORES ESTÁTICOS DA FORÇA.....	34
1.7 ATIVAÇÃO MUSCULAR (ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE – sEMG)	39
1.8 QUESTÕES EM ESTUDO	45
1.9 ORGANIZAÇÃO DA TESE.....	45
1.10 OBJETIVOS GERAL E ESPECÍFICOS.....	46
2 ESTUDOS REALIZADOS.....	47
2.1 ESTUDO 1: AVALIAÇÃO DA ASSIMETRIA EM DIFERENTES INTENSIDADES ENTRE ATLETAS DE LEVANTAMENTO DE PESO CONVENCIONAL E PARALÍMPICO	48
2.2 ESTUDO 2: RESPOSTAS FISIOLÓGICAS AGUDAS DE VELOCIDADE, POTÊNCIA E TEMPERATURA INDUZIDAS PELO EXERCÍCIO EM ATLETAS DE LEVANTAMENTO DE PESO PARALÍMPICO E CONVENCIONAL	63
2.3 ESTUDO 3: TRAINING PRODUCES DIFFERENT EFFECTS ON STATIC STRENGTH AND MUSCLE ACTIVATION INDICATORS BETWEEN CONVENTIONAL AND PARALYMPIC POWERLIFTING ATHLETES	80
3 CONCLUSÕES GERAIS	97
REFERÊNCIAS.....	100

1 INTRODUÇÃO GERAL

1.1 ESTADO DA ARTE

A produção de força muscular durante o treinamento de força (TF) é um processo complexo, envolvendo inúmeros eventos fisiológicos. Primariamente, a força é gerada pela interação das proteínas contráteis actina e miosina dentro do sarcômero, a unidade funcional da fibra muscular (Frontera; Ochal; Kraemer, 2017). Essa interação é desencadeada pela liberação de cálcio do retículo sarcoplasmático, que se liga à troponina, expondo os sítios de interação da ~~ligação~~ actina para as cabeças da miosina.

A hidrólise de ATP pela miosina fornece a energia necessária para a realização do deslizamento dos filamentos de actina sobre os de miosina e, consequentemente, no encurtamento muscular e na produção de força (Mcardle; Katch; Katch, 2021). Adicionalmente, mecanismos adaptativos no tecido conjuntivo também contribuem para a produção e transmissão de força. O treinamento de força promove o fortalecimento de tendões, ligamentos e fáscias, aumentando a rigidez e a capacidade desses tecidos de transmitir a força gerada pelos músculos para os ossos.

O TF, tem sido usado na preparação atlética, para promover as adaptações desejadas por meio da interação complexa de variáveis como intensidade, volume, intervalos de descanso, velocidade, tipo de ação muscular e frequência (Suchomel et al., 2018; Arazi et al., 2021). Desse modo, o controle da sobrecarga, bem como os parâmetros das respostas adaptativas ao TF, tem sido alvo de pesquisas, a fim de compreender qual a dose e resposta ideal para cada período e objetivo, tendo em vista a otimização dos resultados e menor risco de lesão (Hooper et al., 2017; Earp et al., 2019).

Sendo assim, o impacto do TF é amplamente observado tanto na saúde quanto nos esportes de força, incluindo modalidades como levantamento de peso olímpico (weightlifting), fisiculturismo (bodybuilding) e powerlifting (ACSM, 2014). Com o crescimento das modalidades de força, destaca-se o desenvolvimento do Powerlifting Paralímpico (PP), inicialmente praticado por homens com lesões na coluna vertebral. A modalidade estreou nos Jogos Paralímpicos de 1964, realizados em Tóquio, e, a partir do ano 2000, passou a contar também com a participação de atletas do sexo feminino (IPC, 2021).

No Powerlifting Paralímpico (PP), assim como na versão convencional (PC), os competidores almejam levantar a maior carga possível. Entretanto, no PP, a única prova realizada é o supino reto (SR), devido às limitações nos membros inferiores dos

atletas (IPC, 2022). O correto gerenciamento do treino é fundamental para maximizar os resultados, sendo que a velocidade do movimento é um dos parâmetros mais utilizados para este fim (González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010). Desse modo, a intensidade do exercício pode ser regulada por meio de um transdutor linear (*encoder*) acoplado à barra do SR, permitindo a análise em tempo real do percentual relativo de carga (%RM) para cada repetição e série (González-Badillo et al., 2020).

Assim, os indicadores relacionados à velocidade, como velocidade máxima (V_{max}), velocidade média propulsiva (VMP), pico de velocidade (PV) e potência (POT), são cada vez mais estudados, pois exercem influência direta na performance esportiva (Włodarczyk et al., 2021; Francisco et al., 2024). O indicador de perda de velocidade tem sido cada vez mais avaliado para finalidades de treinamento em modalidades de força máxima, apresentando uma relação linear entre a redução da velocidade e um maior %1RM (García-Ramos et al., 2018).

Em recente trabalho com atletas de PP foram expostos dois tipos de treinamento: tradicional com 80% de 1RM e excêntrico com 110% de 1RM. Para o treinamento tradicional, não houve redução significativa da VMP entre os momentos antes e depois das sessões, o que apoia os resultados do presente estudo (Getirana-Mota et al., 2024). Além disso, pesquisas têm avaliado o desempenho de diferentes marcadores neuromusculares cinemáticos, como a assimetria da barra, e revelado dados que os PPs se aproximam, ou até são melhores, que os de atletas do PC em algumas avaliações (Buhmann et al., 2024b; Mesquita Souza et al., 2023; Van den Hoek et al., 2023).

Nas competições de levantamento de peso paralímpico, é exigido que os atletas mantenham um posicionamento simétrico ao executar o movimento no supino reto (SR) e, caso uma assimetria seja detectada, a tentativa pode ser invalidada, enquanto no levantamento de peso convencional (PC), essa exigência não está presente (Aedo-Muñoz et al., 2019). Somado a isto, uma assimetria excessiva pode comprometer o desempenho do atleta e aumentar o risco de lesões (Bishop et al., 2017).

É importante destacar que, no PP, a ausência de mobilidade nos membros inferiores gera desafios adicionais para a estabilidade e manutenção da simetria durante o SR (Neto et al., 2020). Outros fatores que influenciam a assimetria incluem grupos musculares ativados, velocidade de contração, ângulo articular e carga aplicada no treinamento (Ramos Dalla Bernardina et al., 2012; Srabon et al., 2020).

Embora pesquisas sobre SR ainda não tenham investigado diretamente as assimetrias no movimento da barra, estudos na área têm analisado variações nos indicadores de força e velocidade na performance dos atletas (Loturco et al., 2019; Teles et al., 2021).

Dessa forma, parâmetros fundamentais para avaliar a força incluem a força isométrica máxima (FIM), que determina o pico de força gerado, e a taxa de desenvolvimento de força (TDF), que mede a rapidez com que a força é produzida (Aidar et al., 2022). Esses fatores são essenciais para o desempenho em esportes dinâmicos, como levantamento de peso, em que a força é aplicada sem deslocamento significativo dos músculos.

Além disso, a combinação de alta velocidade com cargas elevadas no PP e PC exige um controle rigoroso, já que um planejamento inadequado pode comprometer o desempenho do atleta devido à fadiga excessiva, desequilíbrios hormonais, redução da velocidade do movimento e aumento anormal da temperatura da pele (TP) (Neves et al., 2015).

Alterações térmicas assimétricas superiores a $0,7^{\circ}\text{C}$ podem indicar anomalias musculares, tornando a TP uma ferramenta valiosa para o monitoramento e prevenção de lesões (Fraga et al., 2020). Fisiologicamente, após a exposição a uma sobrecarga, ocorre um aumento do fluxo sanguíneo na região exercitada, provocando alterações no padrão térmico e, se a temperatura ultrapassa $1,6^{\circ}\text{C}$, pode haver uma elevação no risco de lesão, tornando necessária a interrupção do treinamento (Marins et al., 2015). Assim, embora seja esperado um incremento nos valores de temperatura após o exercício, quando esses excedem os padrões estabelecidos, o risco de lesão pode aumentar (Abate et al., 2013).

Sendo assim, pesquisadores e cientistas do esporte destacam que os programas de TF devem ser altamente eficazes para promover ganhos significativos na força máxima (Mann et al., 2010; Schoenfeld et al., 2016). Para alcançar os resultados esperados, é essencial compreender a interação de múltiplas variáveis dentro do ciclo de treinamento, assim como o impacto destas variáveis, principalmente nos parâmetros de força, velocidade, entre outros, discutidos acima (Bompa, 2009; Grgic et al., 2018).

Portanto, existe um crescimento nos chamados esportes de força, dentre eles consideraremos o PP e o PC e, diante da lacuna científica existente nas modalidades, buscaremos compreender os efeitos do TF sobre variáveis fisiológicas e mecânicas,

ao ponto que seja útil para treinadores e profissionais de condicionamento de força que trabalham com tais modalidades.

1.2 TREINAMENTO DE FORÇA E *PERFORMANCE* NO *POWERLIFTING* CONVECIONAL E PARALÍMPICO

Durante a contração muscular, a magnitude da força produzida é diretamente proporcional ao número de pontes cruzadas ativas simultaneamente e à frequência de disparo dos motoneurônios, que recrutam um maior número de unidades motoras e aumentam a taxa de produção de força (Enoka, 2015). Conforme Hall (2021), a miosina é uma proteína motora com duas cabeças globulares que contêm atividade ATPase, ou seja, têm a capacidade de hidrolisar ATP para liberar energia. A actina é um filamento fino com sítios específicos de ligação para a cabeça da miosina. Em repouso, esses sítios estão bloqueados pela tropomiosina, uma proteína reguladora que se enrola ao longo do filamento de actina. A troponina, um complexo proteico associado à tropomiosina, é sensível à presença de íons cálcio (Ca^{2+}).

Quando um potencial de ação atinge a fibra muscular, ele se propaga pelo sarcolema e pelas túbulos T, desencadeando a liberação de Ca^{2+} do retículo sarcoplasmático. O Ca^{2+} se liga à troponina C, provocando uma mudança conformacional que desloca a tropomiosina e expõe os sítios de ligação da actina. Neste momento, a cabeça da miosina, que já está em um estado "ativado" com ADP e Pi (fosfato inorgânico) ligados após a hidrólise do ATP, conecta-se ao sítio ativo da actina, formando a ponte cruzada (WIDMAIER; RAFF, STRANG, 2020).

Em seguida, ocorre a liberação do Pi, o que induz o movimento da alavanca da cabeça da miosina (o chamado golpe de força), puxando o filamento de actina em direção à linha M do sarcômero. Isso resulta no encurtamento do sarcômero e, consequentemente, na geração de força. Após o golpe de força, o ADP é liberado e um novo ATP se liga à cabeça da miosina, promovendo a dissociação da ponte cruzada (separação da actina e miosina). A cabeça de miosina então hidrolisa esse novo ATP, retornando ao estado de "pré-golpe", pronta para um novo ciclo, desde que o Ca^{2+} ainda esteja presente (WIDMAIER; RAFF, STRANG, 2020).

Além do importante papel das fibras musculares esqueléticas na execução de movimento durante o TF, o sistema nervoso central também desempenha um papel

crucial no recrutamento e na modulação da atividade das unidades motoras. O treinamento de força aprimora a capacidade do sistema nervoso de ativar um maior número de unidades motoras (recrutamento) e de aumentar a frequência de disparo dessas unidades (codificação da taxa), resultando em maior força e potência muscular (Enoka, 2015). Morfologicamente, o treinamento de força induz adaptações como a hipertrofia muscular, que consiste no aumento do tamanho das fibras musculares, especialmente as do tipo II (rápidas), devido a um aumento na síntese proteica e na quantidade de miofibrilas. Esse aumento na área de secção transversal do músculo contribui diretamente para uma maior capacidade de gerar força (Frontera; Ochal; Kraemer, 2017). A hipertrofia pode envolver incremento miofibrilar e diferentes protocolos/indivíduos mostram padrões distintos. Há também grande variabilidade interindividual (genética, histórico de treinamento, conteúdo de receptores, resposta de ribossomos).

O estímulo inicial para hipertrofia muscular ocorre pela tensão mecânica gerada durante as contrações, detectada por mecanossensores presentes na membrana e no citoesqueleto, como os complexos de adesão focal e proteínas associadas aos costâmeros, que convertem sinais mecânicos em respostas bioquímicas e ativam a via mTORC1, fundamental para promover a síntese de proteínas miofibrilares e a biogênese ribossomal (Rommel et al., 2021; Schoenfeld, 2022).

As fibras do tipo II, por serem recrutadas preferencialmente durante contrações de alta intensidade ou próximo da falha muscular, apresentam maior conteúdo de miofibrilas e maior potencial de síntese proteica, o que contribui para seu crescimento mais pronunciado em resposta ao treino com cargas elevadas. Entretanto, protocolos de baixa carga realizados até a falha, assim como métodos como o treino com restrição de fluxo sanguíneo (BFR), também são capazes de promover hipertrofia significativa, inclusive em fibras do tipo I (Morton et al., 2016; Lixandrao et al., 2018). Além da tensão mecânica, o estresse metabólico — caracterizado pelo acúmulo de metabólitos e hipóxia local — pode potencializar sinais anabólicos, enquanto o dano muscular exerce papel secundário e não é condição necessária para o crescimento (Schoenfeld, 2013). A magnitude das adaptações varia de acordo com fatores como genética, experiência de treino, capacidade de biogênese ribossomal e características específicas do programa, incluindo carga, volume, proximidade da falha e frequência (Mobley et al., 2018).

A otimização na transmissão de força é essencial para a eficiência do movimento e para a prevenção de lesões (Kjaer et al., 2011). A coordenação intermuscular, ou seja, a capacidade de diferentes músculos trabalharem em conjunto de forma sinérgica, também é aprimorada com o treinamento de força. Essa melhora na coordenação neural permite uma distribuição mais eficaz da carga e otimiza a produção de força resultante do movimento complexo, como observado nos levantamentos do powerlifting (Marshall; Hoffman; Frontera, 2011).

O TF e a potência (POT) são cruciais para melhorar o desempenho atlético geral dos levantadores de peso. Além disso, não se concentram apenas no aumento da produção máxima de força, mas também na otimização da produção de POT, essencial para a execução bem-sucedida de movimentos de levantamento de peso, como agachamento, supino e levantamento terra (Morris et al., 2022). A integração de protocolos de treinamento específicos, como redução gradual, periodização e TF em alta velocidade, pode influenciar significativamente os resultados de desempenho dos atletas de levantamento de peso básico (Hornsby et al., 2017; Androulakis-Korakakis et al., 2018).

O treinamento de força em atletas, particularmente em powerlifters, visa otimizar a capacidade de produção de força em diferentes manifestações. Um dos parâmetros cruciais é a força isométrica máxima, que representa a força máxima que um músculo pode gerar sem alterar seu comprimento (Aidar et al., 2022). Um estudo com powerlifters demonstram que programas de treinamento com cargas elevadas (geralmente acima de 85% de 1RM, ou uma repetição máxima) e foco na contração máxima voluntária resultam em aumentos de força significativos (Zourdos et al., 2018).

Essa adaptação é atribuída tanto a fatores neurais, como o aprimoramento do recrutamento de unidades motoras e da taxa de disparo, quanto a fatores estruturais, como a hipertrofia muscular (Ahtiainen et al., 2003; Izquierdo et al., 2002). A capacidade de estabilizar grandes cargas e de gerar força em posições estáticas, como no ponto de inversão no agachamento ou no supino. Atletas de força que incorporam movimentos balísticos e treinamento com intenção máxima de velocidade, mesmo com cargas pesadas, demonstram melhorias na TDF. Isso ocorre devido a adaptações neurais que otimizam a sincronização do recrutamento das unidades motoras e a coordenação intermuscular, permitindo uma aplicação mais rápida da força ao longo do movimento (MARKOVIC; MIKULIC, 2010).

Sendo assim, um programa de TF com o objetivo de aumentar a força máxima requer atenção à carga ou intensidade do treinamento, fator crítico para estimular todas as unidades motoras, incluindo fibras de contração rápida e lenta, essenciais para o desenvolvimento da força (Rasekh; Shabani, 2021). No estudo de Fink et al. (2016), foi demonstrado que diferentes protocolos de TF, especificamente alta carga (80% 1RM) e baixa carga (30% 1RM), resultaram em ganhos de força e na taxa de desenvolvimento de força (RFD), com melhorias significativas observadas apenas no grupo de alta carga.

Um estudo de revisão reforçou o exposto anteriormente, indicando que cargas mais altas (moderadas a altas) promove incrementos (na força máxima em comparação com cargas baixas (Lacio et al., 2021).

De fato, cargas altas e moderadas ($\geq 80\%$ 1RM) são mais eficazes para aumentar a força máxima em comparação com cargas baixas. No entanto, para a hipertrofia muscular, uma ampla gama de cargas (30–90% de 1RM) pode ser eficaz, especialmente quando os exercícios são realizados até a falha (Currier et al., 2023).

Embora as cargas no powerlifting sejam elevadas e a velocidade de movimento seja relativamente baixa, a otimização da potência é fundamental para superar os pontos de inércia e para garantir uma execução eficiente. Powerlifters frequentemente utilizam o treinamento de potência, incorporando exercícios com cargas submáximas executadas com a máxima velocidade intencional (como levantamentos olímpicos adaptados, saltos ou arremessos) para melhorar a taxa de desenvolvimento de força e a potência explosiva (Häkkinen, 1989; Kraemer; Ratamess, 2004)

Embora a pesquisa destaque a eficácia de cargas altas e moderadas para ganhos de força, também ressalta a importância de programas de treinamento individualizados. Fatores como status do treinamento, metas e recursos disponíveis devem orientar a escolha de métodos de prescrição de carga e modelos de periodização. Além disso, o potencial de métodos alternativos de treinamento para manter ou aumentar a força em populações específicas oferece informações valiosas para diversos contextos de treinamento (Suchomel et al., 2018).

Num estudo com powerlifters paralímpicos, a utilização de diferentes métodos revelou impactos distintos na força isométrica máxima (FIM), pico de torque (PT) e taxa de desenvolvimento de força (TDF) após os dois métodos de treinamento (Aidar et al., 2021). No entanto, o treinamento com carga variável levou ao aumento da fadiga e a um maior tempo para atingir o FIM em comparação com o de carga constante,

indicando que, embora a variação da carga não tenha diminuído os indicadores de força, promoveu maior fadiga durante as sessões de treinamento.

No levantamento de peso convencional, ela foi usada para prever 1RMs em vários exercícios, incluindo o levantamento terra. Num outro estudo, a correlação carga-velocidade foi forte e consistente em levantadores de peso paralímpicos, especialmente em cargas mais altas ($\geq 70\%$ 1RM) (Loturco et al., 2019). Ainda, os autores sugerem que levantadores de peso paralímpicos, incluindo aqueles com níveis moderados de lesão medular, amputação de membros inferiores e poliomielite, podem usar a relação carga-velocidade para monitorar e ajustar suas cargas de treinamento de forma eficaz. Isso ocorre porque eles têm funções motoras normais em suas extremidades superiores, que estão diretamente envolvidas no exercício de supino.

Entretanto, embora o treinamento baseado na relação carga-velocidade ofereça vários benefícios, é importante considerar o contexto mais amplo de sua aplicação. Os métodos tradicionais de treinamento, como o treinamento baseado em porcentagem de 1RM, permanecem eficazes para melhorar a força e a potência e não diferem significativamente em termos de resultados gerais de desempenho. Isso sugere que ambos os métodos podem ser integrados de forma eficaz em um programa de treinamento abrangente, dependendo das necessidades e objetivos específicos do atleta (Liao et al., 2021).

Desse modo, o TF envolve uma variedade de métodos e formas personalizados para maximizar o desempenho no supino, que é o levantamento principal no levantamento de peso paralímpico. Esses métodos são projetados para aumentar a força máxima e explosiva, levando em consideração as necessidades e capacidades exclusivas dos atletas com deficiências físicas. As abordagens de treinamento são diversas, incorporando exercícios de amplitude de movimento total e parcial, diferentes prescrições de carga e técnicas específicas para otimizar a produção de força e a ativação muscular.

1.3 INDICADORES DINÂMICOS DA FORÇA (VELOCIDADE MÉDIA, MÉDIA PROPULSIVA E MÁXIMA)

A melhora do desempenho máximo em uma única repetição (1RM) no treinamento de força depende de diferentes abordagens, cada uma focada em

aspectos específicos do desenvolvimento da força (Nuzzo et al., 2023). Entre essas metodologias estão a autorregulação, o uso de cargas excêntricas aumentadas, o treinamento baseado em percentual de 1RM (TBP) e a relação carga-velocidade (Ughes et al., 2019; Montalvo et al., 2021).

A relação entre força e velocidade muscular é um princípio fundamental na fisiologia do exercício, inicialmente descrito por A.V. Hill em 1938. Hill demonstrou que a velocidade de encurtamento de um músculo durante uma contração concêntrica diminui à medida que a carga aumenta, resultando em uma relação hiperbólica entre força e velocidade. Isso significa que, à medida que a carga aplicada ao músculo aumenta, a velocidade máxima com que ele pode diminuir, e vice-versa. No ponto de força máxima (contração isométrica), a velocidade é zero, enquanto na velocidade máxima (sem carga), a força é praticamente zero (Figura 1) (Alcazar et al., 2019). Essa relação não apenas descreve o comportamento mecânico do músculo, mas também forneceu informações cruciais sobre a eficiência e o metabolismo energético muscular, mostrando que a liberação de calor durante a contração estava intrinsecamente ligada à força e à velocidade (Hill, 1938).

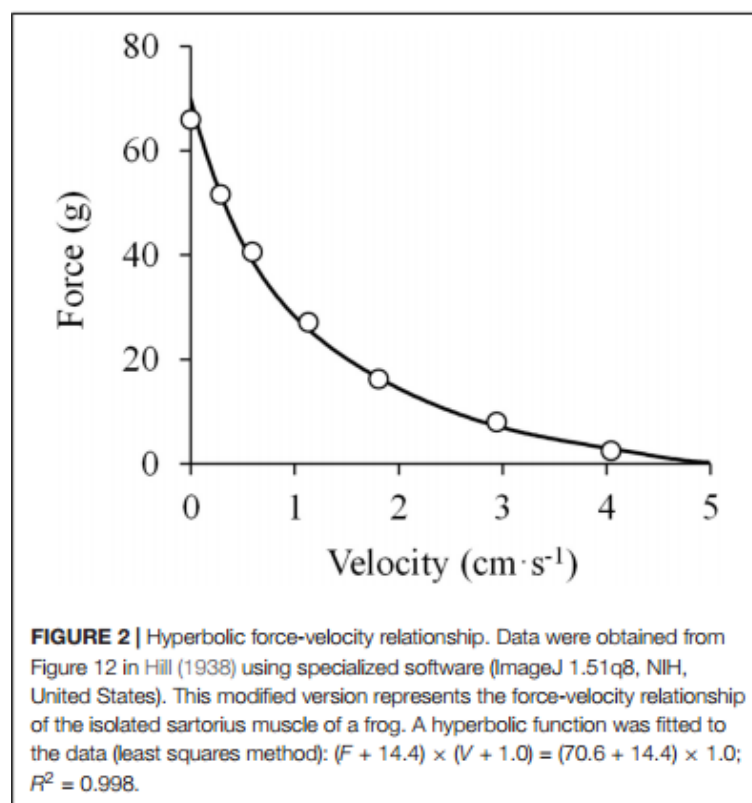


Figura 1 – Relação hiperbólica entre força e velocidade
Fonte: Alcazar et al. (2019).

Essa relação carga-velocidade é expressa pela equação: $(P + a)(V + b) = b(P_0 + a)$, onde P é a força, V é a velocidade de encurtamento, P_0 é a força isométrica máxima, e a e b são constantes específicas do músculo. Essa equação reflete a capacidade do músculo de gerar maior força em velocidades de contração mais lentas e maior velocidade em cargas mais leves. Estudos posteriores confirmaram a aplicabilidade dessa relação em diferentes tipos de músculos e condições fisiológicas (Hill, 1938; Seow, 2013).

Os mecanismos fisiológicos por trás da relação carga-velocidade residem principalmente na teoria dos filamentos deslizantes e na dinâmica da formação de pontes cruzadas. Durante a contração muscular, as cabeças de miosina se ligam aos sítios de actina, formam pontes cruzadas e puxam os filamentos de actina, resultando no encurtamento do sarcômero (Alberts, 2014). Quando a carga é leve, as cabeças de miosina podem acoplar rapidamente, gerando alta velocidade. No entanto, o tempo que cada ponte cruzada permanece ligada e gerando força é limitado.

Com cargas mais pesadas, mais pontes cruzadas precisam se formar e manter a ligação para gerar a força necessária. Isso implica um ciclo de formação e quebra de pontes cruzadas mais lento, pois a velocidade de encurtamento é reduzida para permitir que um maior número de pontes esteja ativo simultaneamente e para superar a resistência imposta pela carga externa (Gülch, 1994). Consequentemente, a velocidade diminui à medida que a carga aumenta devido à necessidade de mais pontes cruzadas ativas para sustentar a força.

A relação carga-velocidade pode ser usada para prever o máximo de uma repetição "(1RM) analisando elevações submáximas (Williams, 2017). No entanto, a precisão dessas previsões pode variar, com alguns estudos indicando que as medidas baseadas na velocidade são mais sensíveis às mudanças nas cargas de treinamento do que a força máxima (Williams et al., 2020). A velocidade de execução correspondente a aproximadamente 45% de 1RM, geralmente em torno de 1,0 m/s, é considerada ideal para o desenvolvimento da potência muscular. González-Badillo e Sánchez-Medina (2010) demonstraram que existe uma relação consistente entre a carga relativa (%1RM) e a velocidade média propulsiva (VMP) durante exercícios de resistência, como o agachamento e o supino. Essa relação permite estimar a carga relativa com base na velocidade de execução, facilitando ajustes precisos na prescrição do treinamento. Por exemplo, uma VMP de aproximadamente 1,0 m/s

corresponde a cerca de 45% de 1RM, sendo eficaz para treinos focados em potência muscular.

Essa abordagem permite que os atletas executem movimentos em velocidades moderadas a altas, promovendo adaptações tanto neurais quanto musculares. Além disso, monitorar a velocidade de execução durante o treinamento pode ajudar a ajustar as cargas e intensidades, otimizando os resultados e prevenindo a fadiga excessiva. Essa estratégia é particularmente útil em modalidades como o powerlifting paralímpico, onde a precisão na prescrição de cargas é essencial para maximizar o desempenho e minimizar o risco de lesões.

Desse modo, em um trabalho com powerlifters paralímpicos, foi demonstrada forte relação inversa entre carga e velocidade, ou seja, à medida que a carga aumenta, a velocidade do movimento diminui, principalmente com cargas superiores a 70% de 1RM (Loturco et al., 2019).

O uso dos indicadores dinâmicos da força no treinamento tem se mostrado uma estratégia eficiente para reduzir o tempo de execução dos levantamentos de peso e otimizar os ganhos de resistência de força em atletas de powerlifting paralímpico (Szafraniec et al., 2020). Além disso, a própria velocidade pode servir como um indicador de fadiga, influenciando a cinemática do movimento e gerando diferentes efeitos sobre força, hipertrofia e resistência (González-Badillo; Sánchez-Medina, 2010).

Os indicadores dinâmicos da força mais utilizados são: VM (velocidade média da barra durante a fase concêntrica do levantamento), Vmáx (velocidade máxima alcançada durante a elevação) e VMP (velocidade durante a parte do levantamento em que a barra está sendo ativamente impulsionada pelo levantador) (Tillaar; Falch; Larsen, 2024; González-Galán et al., 2024). Em um estudo com powerlifters convencionais, concluiu-se que a VMP tem forte relação inversa com a percepção de esforço, podendo ser uma ferramenta útil para prescrever intensidade no levantamento de peso, juntamente com métodos tradicionais, como porcentagem de 1RM (Helms et al., 2016). No entanto, sugeriu-se que um "perfil de carga de velocidade" deveria ser desenvolvido para precisão individual.

Em outro estudo, observou-se que havia diferenças nos indicadores dinâmicos da força entre atletas com lesão medular e aqueles com outras deficiências. Especificamente, a 50% do máximo de uma repetição (1RM), diferenças significativas foram observadas na VMP e na Vmáx entre os dois grupos, com o grupo com lesão

medular mostrando resultados diferentes em comparação com o grupo com outras deficiências (Teles et al., 2021). Além do tipo de lesão, o modo como os atletas de powerlifting paralímpico são fixados ou não no banco também demonstrou afetar a $V_{m\acute{a}x}$. Os resultados demonstraram que a $V_{m\acute{a}x}$ diferiu significativamente em todas as cargas testadas (40%, 60%, 80% e 100% de 1RM) entre as condições (Guerra et al., 2022).

A VMP é outro indicador diretamente associado ~~ligado~~ à performance produzida em exercícios de força. Exercícios realizados em velocidades propulsivas mais altas resultam em maior potência propulsiva média, o que é essencial para maximizar os ganhos de força (Loturco et al., 2017). Além disso, outro estudo com powerlifters paralímpicos indicou que uma largura de empunhadura de 1,5 vezes a distância biacromial tende a produzir maior força e velocidade de propulsão, o que pode aumentar os ganhos de força no levantamento de peso paralímpico (Santos et al., 2020). Isso indica que otimizar a velocidade de propulsão por meio de ajustes biomecânicos pode levar a melhores resultados de desempenho.

Ao comparar atletas dos grupos powerlifting paralímpico e convencional, verificou-se que os primeiros atingiram VMP menores na avaliação realizada a 45% de 1RM, enquanto os atletas do grupo convencional demonstraram velocidades superiores na avaliação a 80% de 1RM (Mesquita Souza et al., 2023). Com cargas mais baixas (40% de 1RM), a VMP contribui mais para o pico de potência, enquanto em cargas mais altas (70% de 1RM), a força se torna mais significativa (Fry et al., 2019).

Todavia, em outros estudos a VMP não foi influenciada pelo método de treinamento, indicando que pode não ser uma medida de fadiga neuromuscular segura (Getirana et al., 2024). Em suma não evidenciaram ~~mostraram~~ fadiga neuromuscular significativa no método tradicional, com apenas 5% de perda de desempenho e VMP. Para o método excêntrico, houve uma redução de 12% na VMP, embora nenhum declínio tenha sido observado durante a intervenção em si. Assim, concluiu-se que, para o powerlifting paralímpico, a VMP pode não ser um indicador confiável de fadiga neuromuscular, sendo mais adequada para controlar o volume de treinamento.

Embora a VMP seja um fator crítico nos ganhos de força, ela não é o único determinante do desempenho no levantamento de peso paralímpico. Outros fatores, como o tipo de deficiência do atleta, a experiência de treinamento e a condição física

geral, também desempenham papéis importantes. Por exemplo, atletas com lesões na medula espinhal podem enfrentar desafios únicos na produção e transferência de força, o que pode afetar seu desempenho independentemente da velocidade de propulsão (Aidar et al., 2022).

1.4 ASSIMETRIAS DO MOVIMENTO

A lateralidade é um fenômeno complexo, que se manifesta pela preferência e maior habilidade em utilizar um lado do corpo para realizar tarefas, seja o braço, a perna ou o olho. Fisiologicamente, essa dominância é influenciada por uma interação intrincada de fatores genéticos e ambientais. A base neurológica da lateralidade reside na assimetria cerebral, onde um hemisfério cerebral, geralmente o esquerdo, é dominante para funções como linguagem e controle motor do lado contralateral do corpo (isto é, o lado direito) (Tang et al., 2009).

Estudos sugerem que essa assimetria funcional começa a se desenvolver no período pré-natal, com a preferência de movimento das mãos já sendo observada em fetos (Hepper, 2013). Embora haja uma forte predisposição genética (aproximadamente 25% da variância), fatores ambientais, como exposição intrauterina, influências sociais e culturais, e a prática repetida de tarefas unilaterais, desempenham um papel significativo na consolidação e no grau da lateralidade (Medland et al., 2009; Okulenburg; Güntürkün, 2009).

Na prática esportiva, é comum que os atletas apresentem diferenças no desempenho e na funcionalidade entre os lados esquerdo e direito do corpo. Essas desigualdades, conhecidas como assimetrias de movimento, podem influenciar diretamente tanto a performance atlética quanto a propensão a lesões (Bora, et al, 2019). Elas podem se manifestar de diversas maneiras, incluindo desequilíbrios laterais, variações entre os membros e diferenças na distribuição de força. Cada uma dessas assimetrias desempenha um papel importante na maneira como o atleta realiza seus movimentos e responde aos estímulos do treinamento, impactando sua eficiência e segurança durante a prática esportiva (Afonso et al., 2020).

Desse modo, a determinação do lado dominante do pelo sistema nervoso central está relacionada à lateralização cerebral, processo pelo qual certas funções motoras e cognitivas são predominantemente controladas por um dos hemisférios cerebrais (Sainburg, 2002). No controle motor, o hemisfério esquerdo geralmente

governa os movimentos do lado direito do corpo e vice-versa, devido à decussação das fibras nervosas no trato corticoespinal. Essa organização permite que o SNC desenvolva especializações funcionais, como a preferência manual, influenciada por fatores genéticos e ambientais durante o desenvolvimento neuromotor (De Queiros et al., 2021).

Em atletas de força, como os powerlifters, as assimetrias podem se manifestar como déficits bilaterais. O déficit bilateral ocorre quando a soma da força produzida por cada membro individualmente (em tarefas unilaterais) é maior do que a força produzida quando ambos os membros trabalham simultaneamente em uma tarefa bilateral (Botton; Pinto, 2018). Fisiologicamente, os mecanismos por trás desse déficit ainda não são totalmente compreendidos, mas parecem envolver uma inibição neural no sistema nervoso central durante a contração bilateral. Sugere-se que o cérebro pode não ser capaz de ativar plenamente e coordenar ambos os lados do corpo simultaneamente com a mesma eficiência que quando um lado trabalha isoladamente (Botton; Pinto, 2018).

Isso se deve a vários fatores como menor potência neural descendente para ambos os membros, maior coativação de músculos antagonistas em movimentos bilaterais, ou até mesmo um "paradoxo" onde o sistema nervoso central prioriza a coordenação e estabilidade em detrimento da produção de força máxima em movimentos bilaterais complexos.

Num estudo utilizando eletromiografia de superfície (sEMG) foi demonstrado que, durante exercícios como o supino, há uma ativação muscular significativamente maior no lado dominante, especialmente em músculos como o deltoide anterior e o tríceps braquial, independentemente da carga utilizada (Zhang, et al., 2025). Essas diferenças podem ser atribuídas a adaptações neurais específicas que ocorrem com o treinamento repetitivo, reforçando a eficiência neuromuscular do lado dominante. Diferentes modalidades esportivas exigem padrões específicos de movimento, o que pode levar ao desenvolvimento de desequilíbrios musculares e funcionais entre os lados do corpo (Maloney, 2019). No handebol, por exemplo, a predominância de ações unilaterais — como arremessos repetitivos com um único braço — frequentemente resulta em variações na força de preensão e na massa muscular entre os membros superiores.

Essas diferenças precisam ser reconhecidas e abordadas nos programas de treinamento, especialmente por meio de exercícios direcionados ao lado menos

dominante, que apresenta maior capacidade de adaptação (Lijewski et al., 2021). Nos esportes individuais, os praticantes geralmente exibem altos níveis de assimetria de movimento devido à natureza repetitiva e unidirecional de seus movimentos específicos (Guerrero et al., 2024). Por exemplo, jogadores de tênis geralmente desenvolvem assimetrias na força dos membros inferiores e no desempenho do salto, o que pode afetar sua capacidade de mudar de direção e correr. Essas assimetrias estão associadas à redução do desempenho e a um maior risco de lesões (Zou; Cai, 2024).

Dentre os fatores que influenciam na assimetria, estão o grupamento muscular, velocidade de contração, ângulo articular e intensidade da carga aplicada no treinamento (SRABON, N et al., 2020). Sendo assim, durante o treinamento ~~tem sido~~ busca-se minimizar as assimetrias nos membros inferiores, favorecendo um desempenho mais simétrico (Du, 2023). Esses protocolos visam aprimorar a simetria muscular e funcional, promovendo maior estabilidade e reduzindo o risco de lesões. No entanto, ainda são necessários estudos adicionais para validar a efetividade dessas intervenções especificamente no contexto do PP, garantindo que os atletas possam alcançar resultados mais consistentes e seguros (Bishop et al., 2023)

A ocorrência de assimetrias é comum entre atletas e pode ter implicações importantes no rendimento, no risco de lesão e até mesmo na reabilitação de contusões. Foi concluído que assimetrias que ultrapassam um determinado limite fisiológico — geralmente entre 10% e 15% — estão diretamente associadas a uma maior probabilidade de lesões. Esse fator é particularmente relevante em esportes que exigem movimentos repetitivos, sejam eles coletivos ou individuais, pois essas diferenças influenciam a biomecânica do corpo e a eficiência do desempenho. (Queiros et al., 2020).

No PP, há uma exigência específica de simetria nos movimentos para que os levantamentos sejam validados em competições, algo que difere do powerlifting convencional (IPC, 2021; Mcallister, M.; Costigan, P, 2019). A manutenção do alinhamento corporal é essencial, e um desvio excessivo pode comprometer a execução do movimento. É importante destacar que uma assimetria acentuada não apenas prejudica a performance, mas também eleva significativamente o risco de lesões (Aedo-Muñoz E, et al, 2019; Neto et al., 2020). Assim destaca-se que no PP, os atletas possuem limitações nos membros inferiores, gerando instabilidade e

possivelmente comprometendo a simetria durante o SR (Ramos Dalla Bernardina, G, et al, 2021).

Pesquisadores demonstraram que assimetrias na ativação e força muscular entre atletas de PP, podem afetar o desempenho (Dos santos et al., 2023). Especificamente, diferenças na ativação muscular foram observadas nos músculos peitorais de membros não dominantes antes e após o treinamento, sugerindo que essas assimetrias pode ser mais uma variável importante capaz de influenciar a força geral e o desempenho. O estudo supracitado, descobriu que a adaptação ao treinamento tende a reduzir essas assimetrias, potencialmente levando a melhores resultados de desempenho no levantamento de peso.

Segundo Seidel et al. (2015) a carga da barra é outro fator que pode influenciar a simetria do movimento em levantadores de peso com deficiência. Enquanto os movimentos descendentes permanecem consistentes em diferentes cargas, os movimentos ascendentes mostram mudanças significativas no tempo, velocidade e aceleração à medida que a carga aumenta.

Num estudo que comparou a assimetria no SR, entre PP e PC, demonstrou que os PP apresentaram padrões menores de assimetria em 45% e 80% de 1RM, em comparação aos PC (Mesquita Souza et al., 2023). Assim, este resultado é contrário as observações iniciais de Frederico et al. (2020), estes autores evidenciaram que devido a atrofias e amputações dos membros inferiores nos PP, estes sujeitos teriam mais instabilidades, e até mesmo a assimetrias maiores, o que não foi detectado naquele trabalho.

Então, as diferenças na assimetria fisiológica da força e nas adaptações técnicas entre levantadores de peso paralímpicos e convencionais são moldadas por uma combinação de fatores, incluindo desequilíbrios musculares, dominância dos membros e a natureza das deficiências. Mesmo os PP enfrentando desafios únicos, sua capacidade de se adaptar e atingir níveis de força excepcionais podem ser até maiores que os dos PC (Hoek, et al., 2023). Assim, mais pesquisas são necessárias para compreender completamente a relação entre deficiências, desequilíbrios musculares e desempenho no PP.

1.5 TEMPERATURA DA PELE

A produção de calor no corpo humano é um subproduto das reações bioquímicas, especialmente as relacionadas ao metabolismo energético. Durante o exercício para sustentar as contrações musculares repetitivas. A quebra de ATP para ADP e fosfato inorgânico, juntamente com a ressíntese de ATP a partir de substratos como fosfocreatina, glicose e ácidos graxos, são processos que liberam energia, mas também geram calor. Essa energia térmica é produzida pelas ineficiências na conversão de energia química em energia mecânica, onde aproximadamente 75-80% da energia liberada é dissipada como calor (Mcardle; Katch; Katch, 2021).

Os músculos esqueléticos são os principais geradores de calor durante o exercício. Nesse sentido, quanto maior a intensidade e o volume do treinamento de força, maior será a taxa de reações metabólicas e, conseqüentemente, maior a produção de calor interno. Assim, uma vez gerado nos músculos, o calor é transportado para a superfície da pele através de um sistema complexo de transferência de calor, sendo o sangue o principal carreador deste até as camadas profundas da pele-(Pollock; Wilmore; Fox, 1984) (Figura 2).



Figura 2 – Transferência de calor
Fonte: Fotografia do autor.

À medida que o sangue circula pelos músculos ativos, ele absorve o calor metabólico. Esse sangue aquecido é então redistribuído pelo corpo, chegando aos vasos sanguíneos localizados na derme, logo abaixo da superfície da pele. Para

facilitar a dissipação desse calor, ocorre a vasodilatação cutânea, onde os vasos sanguíneos da pele se dilatam (aumentam de diâmetro), permitindo um maior fluxo de sangue para a superfície de forma momentânea. Essa dilatação é controlada pelo sistema nervoso autônomo, especificamente pelo sistema nervoso parassimpático que atua nos músculos lisos das arteríolas cutâneas. Quanto maior o fluxo sanguíneo para a pele, maior a quantidade de calor que pode ser transferida do núcleo do corpo para a periferia (Pollock; Wilmore; Fox, 1984). Como consequência, ocorre a diminuição gradual da temperatura corporal interna.

A vasodilatação, por sua vez, aumenta o fluxo sanguíneo para a pele, facilitando a transferência de calor para o ambiente, enquanto a sudorese promove a evaporação do suor, resfriando a superfície corporal (Kenney; Wilmore; Costill, 2015). Esses mecanismos são fundamentais para prevenir a hipertermia durante atividades físicas intensas, especialmente em ambientes quentes (Rowell, 1974). A elevação da temperatura da pele durante o exercício também está associada a adaptações fisiológicas que otimizam o desempenho físico.

O aumento da temperatura muscular melhora a eficiência das reações enzimáticas, acelera a condução nervosa e aumenta a elasticidade muscular, reduzindo o risco de lesões (Kenney; Wilmore; Costill, 2015). Além disso, a redistribuição do fluxo sanguíneo para a pele e músculos ativos garante o fornecimento adequado de oxigênio e nutrientes, sustentando a atividade física e prevenindo a fadiga precoce (Periard; Eijssvogels; Daanen, 2021).

Desta forma, monitorar a temperatura da pele durante o exercício é crucial para a prevenção de condições relacionadas ao calor, como a exaustão térmica e a insolação. O uso de tecnologias como a termografia infravermelha permite a avaliação não invasiva da temperatura cutânea, auxiliando na identificação precoce de desequilíbrios térmicos (Chuang et al., 2021).

Além disso, estratégias como a aclimação ao calor, hidratação adequada e vestuário apropriado são essenciais para manter a eficácia dos mecanismos termorregulatórios durante o exercício (Periard; Eijssvogels; Daanen, 2021). A termografia infravermelha (TIV) é uma ferramenta não invasiva que ganhou destaque na ciência do esporte por sua capacidade de melhorar o desempenho do atleta e reduzir o risco de treinamento excessivo (Formenti; Merla; Priego Quesada, 2017).

Ao capturar o calor radiante emitido pelo corpo, a TIV fornece informações valiosas sobre os padrões de temperatura da pele (TP), que são indicativos de estados

fisiológicos, como atividade muscular, fluxo sanguíneo e transpiração (Neves et al., 2015). Deste modo, estes dados obtidos pela TIV podem ser aproveitados para otimizar os regimes de treinamento, monitorar a recuperação e evitar lesões, melhorando assim o desempenho atlético. Interessante observar que a TP desempenha um papel crucial na termorregulação durante e após o exercício (Marins, et al, 2015). Assim, foi observado, que a TP diminui durante o exercício devido à vasoconstrição e aumenta durante a recuperação como parte do processo de resfriamento do corpo (Ludwig et al., 2016).

Ademais, a resposta da TP pode variar de acordo com a composição corporal, com indivíduos com menos gordura corporal apresentando uma dissipação de calor mais eficiente. Isso indica que o monitoramento da temperatura da pele pode fornecer informações sobre a eficiência termorregulatória e a dinâmica de recuperação de um atleta (Korman et al., 2024).

Na área esportiva, a TIV tem sido apontada como uma ferramenta de bom custo-benefício nos esportes pela sua capacidade de identificar sinais de lesões antes que elas ocorram, permitindo medidas proativas durante o treinamento, contribuindo com a prevenção e redução da incidência de lesões, além de poder ser usada para criar perfis térmicos específicos para atletas, ajudando a identificar aumentos anormais de temperatura que podem indicar inflamação ou excesso de treinamento (Marins et al., 2015)

Vale ressaltar, que para avaliações termográficas precisas, variáveis de controle, como temperatura ambiente e tempo de aclimação, devem ser cuidadosamente gerenciadas. As condições ideais incluem uma temperatura ambiente entre 18 e 25° C e um período de aclimação de 15 minutos (Viegas et al., 2020). Sendo assim, a confiabilidade dos dados da TIV depende de protocolos padronizados para captura de imagens, que incluem o posicionamento específico dos atletas e a garantia de nenhum contato com outros objetos durante a medição (Romão et al., 2021). Ao analisar as respostas da TP ao exercício, a TIV ajuda a adaptar os programas de treinamento a atletas individuais. Pode-se distinguir entre diferentes níveis de desempenho avaliando a eficiência com que o corpo de um atleta retorna à homeostase após o exercício (Lubkowska; Knyszyńska, 2023). Além disto, tecnologia também é útil na avaliação da aptidão cardiovascular e da capacidade aeróbica. Mudanças na temperatura temporal da pele durante a recuperação de exercícios de

alta intensidade foram correlacionadas com parâmetros de condicionamento cardiovascular (Kasprzyk-Kucewicz et al., 2020).

Dentre as aplicabilidades nos esportes, destaca-se a capacidade de avaliar assimetrias musculares e mudanças de temperatura da pele após testes de resistência específicos, que podem informar os ajustes do treinamento para otimizar o desempenho e evitar lesões (Viegas et al., 2020). Por exemplo, um estudo com jogadores profissionais de futebol demonstrou que menores assimetrias de temperatura basal na região posterior da perna se correlacionaram com melhor desempenho em testes de condicionamento físico, sugerindo que a TIV pode orientar intervenções de treinamento personalizadas (Alvurdu et al., 2024).

O estudo de Barros et al., (2020), descobriu que ao comparar três métodos de treinamento em atletas de PP, dois deles levaram a uma redução na temperatura da pele. Dentre estes, especificamente, o método tempo sob tensão (*Time under tension –TUT*) resultou em uma redução de 9,37%, enquanto o método oclusão vascular mostrou uma diminuição de 6,01% na temperatura da pele nas coxas, sugerindo que o método de treinamento pode redirecionar a TP de formas diferentes.

Em outro trabalho que avaliou e comparou os métodos de treino com resistência variável e tradicional, em PP, demonstraram diferenças significativas na TP em vários locais musculares (peitoral maior esternal, peitoral maior clavicular, deltóide anterior e tríceps braquial) antes e após o treinamento, bem como 24 e 48 horas após o treinamento, indicam que a resistência variável tem um efeito mais pronunciado na fadiga e recuperação muscular em comparação com o tradicional (Filho et al., 2024) (

Além disso, em outro estudo que avaliava desafios termorregulatórios enfrentados por indivíduos com lesões na medula espinhal (SCI) durante o exercício (Sánchez-Jiménez et al., 2024) revelaram-se que atletas com SCI exibiram temperaturas de pele mais baixas na parte anterior da perna durante o exercício em comparação com indivíduos sem SCI. Ainda neste mesmo estudo, atletas com SCI tiveram uma recuperação mais lenta da temperatura da pele no braço anterior, braço posterior e perna anterior durante a fase de recuperação. Esses resultados destacam os mecanismos termorreguladores prejudicados em atletas de SCI, o que pode ter implicações no treinamento e na competição em ambientes quentes.

A temperatura da pele é um indicador valioso das respostas fisiológicas em levantadores de peso paralímpicos, fornecendo informações sobre fadiga muscular, recuperação e termorregulação. Os estudos acima ressaltam a importância de

estratégias de treinamento personalizadas, preparação para o calor e protocolos de recuperação para otimizar o desempenho e proteger a saúde do atleta.

Nesse sentido, pesquisas futuras devem continuar explorando as necessidades termorregulatórias específicas dos levantadores de peso paralímpicos, particularmente aqueles com SCI, para aprimorar ainda mais seus resultados de treinamento e competição. Além disso, fatores como condições ambientais e características fisiológicas individuais podem influenciar significativamente essas respostas, sugerindo que uma abordagem única pode não ser aplicável quando se considera os efeitos da intensidade do treinamento de resistência na temperatura da pele (Weigert et al., 2018).

A TP durante o TF é influenciada por uma variedade de fatores, incluindo a intensidade do exercício, as condições ambientais, as características fisiológicas individuais e o tipo de exercício realizado. Esses fatores interagem para afetar as respostas termorregulatórias do corpo, que são cruciais para manter a homeostase durante a atividade física. As mudanças na TP durante o treinamento de resistência não são significativamente diferentes em intensidades variáveis (30%, 50% e 70% de 1RM), sugerindo que a intensidade pode não ser o principal determinante das mudanças de TP durante esses exercícios (Weigert et al., 2017). Diferentes tipos de exercícios, como TF, velocidade e força, provocam respostas específicas à temperatura da pele.

Por exemplo, exercícios anaeróbicos de alta intensidade aumentam a TP em relação aos músculos ativos, enquanto exercícios aeróbicos de baixa intensidade inicialmente a diminuem (Neves et al., 2015). Assim, conforme esse mesmo trabalho, a quantidade de massa muscular e gordura subcutânea pode influenciar a temperatura da pele, pois esses tecidos afetam a produção de calor e o isolamento, respectivamente. A temperatura ambiente durante o treinamento de resistência também pode afetar significativamente a TP. Um estudo comparando o treinamento de resistência em ambientes aquecidos (40° C) e temperados (21° C) descobriu que a TP era consistentemente maior na condição aquecida, indicando que o estresse térmico ambiental pode amplificar a resposta termorregulatória durante o exercício (Pryor et al., 2023).

Mais especificamente, Demachi et al., (2013) destacaram que a temperatura ambiente influencia o início da vasodilatação cutânea ativa, com temperaturas ambientes mais altas facilitando a vasodilatação precoce durante o exercício. Embora

esses fatores forneçam uma compreensão abrangente da relação entre o TF e as mudanças na temperatura da pele, é importante considerar as limitações e a variabilidade inerentes a cada um dos estudos.

Por exemplo, a falta de diferenças significativas nas mudanças de temperatura da pele em diferentes intensidades de exercício sugere que outros mecanismos fisiológicos, como fluxo sanguíneo e produção metabólica de calor, podem desempenhar um papel mais crítico do que se pensava anteriormente. Além disso, a influência das diferenças individuais, como nível de condicionamento físico e aclimatação, destaca a complexidade das respostas termorregulatórias durante o TF.

1.6 INDICADORES ESTÁTICOS DA FORÇA

A relação força-tempo descreve a capacidade do sistema neuromuscular de produzir força em um determinado período. Fisiologicamente, essa relação é crucial, especialmente em movimentos rápidos e explosivos. Ela não se limita apenas à força máxima que pode ser gerada, mas também à rapidez com que essa força pode ser atingida (Sale, 1988). O tempo necessário para gerar uma força específica é determinado pela velocidade com que as unidades motoras são recrutadas, pela frequência de disparo dos motoneurônios e pela taxa de formação de pontes cruzadas actina-miosina. Durante a contração muscular, existe um atraso intrínseco (o tempo de atraso eletromecânico) entre o sinal elétrico (potencial de ação) e o início da produção de força mecânica, influenciando diretamente a capacidade de gerar força rapidamente (Enoka, 2015)

Os indicadores estáticos da força, por sua vez, têm um papel primordial na compreensão e avaliação do desempenho muscular, principalmente no âmbito do TF (Taeymans et al., 2009). Através deles, são obtidos dados sobre a potência máxima que um músculo consegue exercer enquanto permanece fixo em uma posição, aspecto essencial para diferentes programas esportivos e de reabilitação. Entre os principais indicadores encontram-se a taxa de desenvolvimento de força (TDF), força isométrica máxima (FIM) e os sinais de fadiga muscular (Teles et al., 2021). Esses parâmetros são empregados para medir tanto a eficácia das rotinas de treinamento quanto as adaptações fisiológicas dos músculos aos diversos estímulos propostos.

A TDF é um indicador crucial no TF, pois demonstra a habilidade do sistema neuromuscular de produzir força de modo eficiente (Rodríguez-Rosell et al., 2018). TDF é um parâmetro chave na relação força-tempo, representando a inclinação da

curva força-tempo no seu segmento inicial, ou seja, quão rapidamente a força aumenta a partir do zero. Fisiologicamente, uma TDF elevada é resultado de adaptações neurais significativas. Isso inclui o recrutamento rápido de unidades motoras de alto limiar (principalmente fibras tipo II, de contração rápida) e um aumento na frequência de disparo dessas unidades motoras logo no início da contração (Arellano et al., 2019).

Fatores neurais, como o recrutamento rápido de unidades motoras e a frequência de disparo dos motoneurônios, desempenham papel fundamental na TDF (Denadai, 2009). Além dos fatores neurais, as propriedades musculares intrínsecas, como a composição das fibras musculares, também afetam a TDF (Silva, et al., 2015). Músculos com maior proporção de fibras do tipo II (rápidas) tendem a apresentar TDF mais elevada devido à sua capacidade de gerar força rapidamente

O treinamento de força, especialmente com ênfase em movimentos rápidos e explosivos, pode melhorar a TDF ao promover adaptações neurais e musculares (Alves, et al., 2018) Esse indicador é muito relevante no âmbito esportivo, no qual a capacidade de gerar força explosiva se mostra essencial. Vários fatores, tanto fisiológicos quanto metodológicos, influenciam a TDF, cuja mensuração tem sido amplamente utilizada em pesquisas para avaliar os efeitos de intervenções de treinamento, diagnosticar níveis de força e monitorar o desempenho neuromuscular (Blazevich, 2012).

Conforme observado, a melhora na TDF em humanos é mediada principalmente por adaptações neurais, particularmente no nível da medula espinhal. Incluindo, mudanças como a diminuição dos limiares de recrutamento e aumento das taxas de disparo das unidades motoras durante o treinamento de resistência. Embora a hipertrofia muscular seja tradicionalmente considerada um dos principais impulsionadores dos ganhos de força, as evidências sugerem que melhorias significativas na força podem ocorrer sem aumentos simultâneos no tamanho muscular, destacando o papel crítico dos mecanismos neurais no desenvolvimento precoce da força (Fyfe; Hamilton, 2019). O aumento da TDF, é alcançado principalmente por uma interação entre adaptações neurais e hipertróficas, com os mecanismos neurais desempenhando um papel importante, especialmente nos estágios iniciais do TF.

Desse modo, esses ajustes fisiológicos, envolvem alterações tanto no nível da medula espinhal quanto nas próprias fibras musculares, contribuindo para o aumento

da capacidade de produção de força. A combinação entre ambas adaptações supracitadas é complexa e varia entre os indivíduos, influenciada por componentes de características que vão da individualidade biológica até o tipo de treinamento de força realizado (Peltonen et al., 2018). No TF a TDF, ainda pode ser também entendida, como a capacidade de produzir ativação voluntária máxima durante contrações rápidas, particularmente nos primeiros 50-75 ms. Sendo influenciada pela pelas taxas de descarga da unidade motora e pode ser melhorada por meio de treinamento de tipo explosivo e com elevado percentual de 1RM (Maffiuletti et al., 2016).

Na pesquisa, destaca-se a variabilidade da resposta individual nos programas de TF idênticos, enfatizando a importância de regimes de treinamento personalizados (Peltonen et al., 2018). Isso sugere que a TDF é uma ferramenta valiosa para planejar e monitorar programas de TF adaptados às necessidades individuais de desempenho neuromuscular. As descobertas também indicam que diferenças fisiológicas, como níveis hormonais basais e características musculares, podem influenciar os resultados do treinamento. Desse modo, investigações têm sido conduzidas a fim de elucidar a influência do TF na melhora da TDF (Adamson et al., 2008; Teles et al., 2021). Num estudo, que investigou os efeitos do treinamento de força isométrico de curto prazo na TDF e identifica que, embora a força máxima aumente, a TDF permanece relativamente inalterada devido a adaptações neurais específicas, em vez de mudanças musculares (Hartung et al., 2021).

Assim, evidenciaram que o comportamento da unidade motora, a partir do TF, não alterou a velocidade de recrutamento dos motoneurônios ou sua taxa de descarga durante a fase inicial das contrações, destacando mecanismos neurais distintos que influenciam a TDF e a produção máxima de força.

Num trabalho de revisão, cujo o foco foi analisar como os diferentes métodos e velocidades de movimento influenciavam a TDF, foi descoberto que diferentes limiares de velocidade conseguiram significativa melhora da TDF. Sendo que o TF em alta velocidade, com o objetivo de produzir força rapidamente e exercícios específicos para padrões de movimento geram os maiores aumentos de TDF. Por outro lado, TF em baixa velocidade sem a intenção de produção rápida de força e exercícios não específicos para movimentos mostra efeitos mínimos (Blazevich et al., 2020). Notavelmente, as melhorias de TDF são mais pronunciadas nas primeiras semanas

de treinamento, com retornos decrescentes ou possíveis reduções na RFD com treinamento prolongado, especialmente em velocidades mais lentas.

A amplitude de movimento também demonstrou afetar a TDF, em atletas de PP. O estudo de Mendonça et al. (2020), descobriu que os valores de TDF diminuíram após o exercício, indicando que o treinamento de amplitude total e parcial impactam o desenvolvimento da força. No entanto, o treinamento com amplitude parcial permite que os atletas lidem com cargas de trabalho mais altas com menor perda da função muscular, sugerindo que pode ser uma estratégia mais eficaz para maximizar os ganhos de força e minimizar a fadiga em comparação com a amplitude completa.

Além da amplitude, quando comparado o tipo resistência (faixa elástica Vs pesos livres), descobriu-se que apesar das faixas elásticas não reduzirem os indicadores de força, incluindo a TDF, elas aumentaram a fadiga, mais que o peso livre (Aidar et al., 2021). Esse aumento da fadiga pode impactar o desempenho dos atletas em sessões de treinamento ou competições subsequentes, se não for administrado adequadamente. Ademais, o TF pode levar ao aumento do impulso neural dos músculos, mas isso nem sempre se traduz em uma melhor TDF. Por exemplo, um estudo descobriu que, embora a força máxima tenha aumentado após o treinamento de força, o TDF permaneceu inalterado devido à falta de mudança na velocidade de recrutamento de motoneurônios durante contrações rápidas (Hartung, 2022).

Outros indicadores estáticos da força muito utilizado são força isométrica máxima (FIM) e o tempo até a força isométrica máxima (TFIM) são parâmetros que complementam a análise da relação força-tempo. A FIM é o ponto mais alto da curva força-tempo, representando a máxima tensão que o sistema neuromuscular pode gerar em uma condição isométrica (Zatsiorsky; Kraemer, 2006).

A FIM é determinada principalmente pelo tamanho da fibra muscular, distribuição do tipo de fibra e regulação neuromuscular, com diferenças significativas observadas entre os sexos devido a esses fatores. O TF, particularmente o treinamento isométrico, pode melhorar a FIM induzindo adaptações específicas nos componentes musculares e neurais, embora a taxa de desenvolvimento de força TFD nem sempre aumente simultaneamente (Peltonen, 2017).

O TFIM, por sua vez, indica o tempo necessário para que essa força máxima seja atingida. **Em condições fisiológicas, para** atingir a FIM demanda o recrutamento máximo de unidades motoras e a otimização da frequência de disparo, além da

acumulação de tensão suficiente nas estruturas elásticas do músculo e tendão. Atletas de força, como powerlifters, que treinam com cargas elevadas, geralmente desenvolvem uma alta FIM devido à hipertrofia e às adaptações neurais que permitem um maior "drive" voluntário.

No entanto, o TFIM pode ser relativamente longo em comparação com atletas de potência, que focam em movimentos mais rápidos, mostrando que a otimização da TDF nem sempre se alinha com o menor TFIM, dependendo das demandas específicas do esporte (AAGAARD et al., 2002).

A regulação da expressão da força envolve fatores centrais e periféricos, incluindo recrutamento de unidades motoras e taxas de disparo. O treinamento pode melhorar esses componentes neuromusculares, levando ao aumento da FIM (Hartung, 2021).

O tamanho muscular é outro fator que interfere na FIM, assim descobriu-se que, possivelmente, a principal razão para os homens exibirem força superior em comparação às mulheres é devido às diferenças (Giuriato et al., 2024). Isso sugere que o tamanho do músculo é um determinante significativo da geração máxima de força isométrica voluntária entre os sexos.

No artigo de Del Vecchio et al., (2021), os autores exploraram os mecanismos neurais e musculares envolvidos nas contrações rápidas após o treinamento de força isométrica e demonstrou que um aumento na taxa de descarga de motoneurônios em aproximadamente 4 picos por segundo durante a fase de platô (cerca de 150 ms) de contrações rápidas, está associado a uma adaptação específica, assim concluiu que a força máxima e a velocidade de contração são determinadas por diferentes adaptações no comportamento dos motoneurônios após o TF.

Essa diferenciação é crucial para entender como adaptações neurais específicas contribuem para ganhos de força sem afetar a velocidade de contração. No TF o nível de intensidade influencia a FIM, como o observado num estudo que comparou as mudanças na produção de força entre um período de quatro semanas de treinamento com carga moderada (60-82,5% 1RM) e um período subsequente de quatro semanas de treinamento com alta carga (80-90% 1RM).

Assim, a pesquisa descobriu que o treinamento com alta carga aumenta significativamente a produção inicial da FIM mais do que o treinamento com carga moderada (Comfort et al., 2020). Desse modo, tem sido reforçado que o TF de alta intensidade leva a uma maior ativação neuromuscular e à rápida produção de força,

sendo relatado que, inclusive, a intenção balística durante o treinamento de alta intensidade resultou em melhorias substanciais na ativação neuromuscular e na produção de força (Oranchuk et al., 2019).

Dentre outros fatores que afetam a FIM, a posição e postura do corpo e os ângulos das articulações é um deles. Por exemplo, a altura da empunhadura e a posição do pulso podem alterar a força exercida durante as tarefas de levantamento (Rühmann; Schmidtke, 1989). Da mesma forma, o ângulo dos flexores do cotovelo afeta a força gerada, com certos ângulos levando a maiores reduções de força após o exercício (Philippou; Maridaki; Bogdanis, 2003). Além disto, a FIM varia em diferentes faixas etárias, com indivíduos mais jovens geralmente apresentando níveis de força mais altos. Fatores como status ocupacional, estilo de vida e saúde também influenciam a FIM em diferentes faixas etárias (Era et al., 1992).

Interessantemente, foi identificado que lesões não alteram a FIM. Atletas de PP com lesões na medula espinhal e outras deficiências não apresentam diferenças significativas nos indicadores de força estática, incluindo FIM, quando praticam levantamento de peso paralímpico. Isso sugere que o esporte pode efetivamente promover ganhos de força em diferentes categorias de deficiência, mantendo os níveis de MIF independentemente do tipo de deficiência (Aidar et al., 2021; Teles et al., 2021). Entretanto, região do *sticking point* no PP, uma fase crítica do elevador, afeta a FIM. Diferenças, foram observadas em várias distâncias do tórax, indicando que fases específicas do levantamento podem influenciar os resultados da força isométrica (Aidar et al., 2021).

Somado aos fatores anteriores, o TF com amplitude de movimento parcial permite que os atletas de PP lidem com cargas de trabalho mais altas com menos perda da função muscular em comparação com a amplitude total total. Essa abordagem resulta em um menor índice de fadiga pós-exercício e uma menor diminuição na FIM, sugerindo que o treinamento com amplitude parcial pode ser mais eficaz para manter a FIM em levantadores de peso paralímpicos (Teles et al., 2020).

Portanto, mesmo com os fatores acima influenciando predominantemente a FIM, é importante considerar a variabilidade e as limitações inerentes à medição da força isométrica.

1.7 ATIVAÇÃO MUSCULAR (ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE – sEMG)

A ativação muscular é um processo eletroquímico que se inicia com um comando neural. O sinal elétrico (potencial de ação) se origina no córtex motor do cérebro e viaja pela medula espinhal até os motoneurônios alfa. Esses motoneurônios, junto com as fibras musculares que inervam, formam as unidades motoras, que são as unidades funcionais do sistema neuromuscular (Dangelo, 2012). Uma vez que o potencial de ação atinge a membrana da fibra muscular (sarcolema), ele se propaga rapidamente por toda a fibra e desce pelos túbulos T, que são invaginações do sarcolema. Essa despolarização dos túbulos T desencadeia a liberação de íons cálcio (Ca^{2+}) do retículo sarcoplasmático para o citoplasma da célula muscular (sarcoplasma) (Ebbeling; Clancy, 2017).

O cálcio liberado se liga à troponina, uma proteína reguladora que, em conjunto com a tropomiosina, controla a interação entre os filamentos contráteis de actina e miosina. Essa ligação ao cálcio move a tropomiosina, expondo os sítios de ligação da miosina na actina. Isso permite que as cabeças da miosina se liguem à actina, formando as pontes cruzadas. A hidrólise de ATP pela ATPase da miosina fornece a energia necessária para o ciclo das pontes cruzadas, resultando no deslizamento dos filamentos e no encurtamento muscular, que gera a força mecânica (Pollock; Wilmore; Fox, 1984; Wilmore; Costill; Maglilishow, 2008).

A magnitude da força a ser produzida é controlada por dois mecanismos principais: o recrutamento de unidades motoras (mais unidades motoras são ativadas para maiores forças, seguindo o princípio do tamanho de Henneman, onde as unidades menores são recrutadas primeiro) e a codificação da taxa (o aumento da frequência de disparo dos potenciais de ação das unidades motoras) (Hertel; Hollman, 2011; Winter, 2009).

Essa orquestração neural permite uma gradação fina da força, desde movimentos delicados até contrações máximas. A eletromiografia de superfície (sEMG) registra essa atividade elétrica, capturando os potenciais de ação das unidades motoras (MUAPs) através de eletrodos aplicados na pele (Farina; Merletti; Enoka, 2004). Esses registros correspondem à soma dos sinais elétricos gerados pelas fibras musculares sob os eletrodos, possibilitando uma análise detalhada da função neuromuscular durante diferentes atividades (Figura 3).

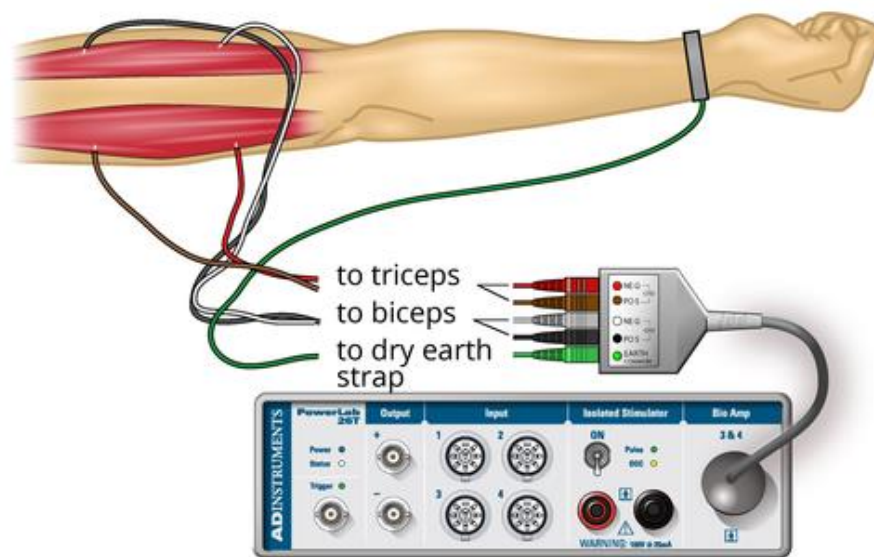


Figura 3 – Eletromiografia

Fonte: <https://quizlet.com/794709955/lab-1-muscle-and-emg-flash-cards/>

Os parâmetros avaliados com sEMG podem ser amplamente categorizados em amplitude, tempo, frequência e estatísticas de ordem superior, cada uma fornecendo informações exclusivas sobre a atividade muscular. Esses parâmetros são cruciais para aplicações que vão do controle protético à estimativa da massa muscular e análise da fadiga (Abdelouahad et al., 2018). Os principais parâmetros incluem o *Root Mean Square (RMS)* que é um parâmetro comumente usado que reflete a potência do sinal sEMG e está correlacionado com a força e força muscular. É usado em vários estudos para estimar a massa e a força muscular, mostrando correlações positivas com a força de contração voluntária máxima (MVC) e a espessura muscular (Sung et al., 2023). Incluem também o *average rectified EMG (ARV)*, usado para estimar a amplitude do sinal sEMG, fornecendo uma medida da atividade elétrica média do músculo ao longo do tempo e a *mean square amplitude (MSA)*, avalia as características de amplitude do sinal sEMG, fornecendo informações sobre a resposta do músculo a diferentes níveis de contração (Lee, 2022).

A metodologia de avaliação por sEMG recomendada pelo projeto europeu SENIAM (Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles) visa padronizar a coleta de sinais mioelétricos para garantir confiabilidade e comparabilidade entre estudos (Seniam, 2025). O projeto, financiado pela União Europeia entre 1996 e 1999, estabeleceu diretrizes detalhadas para a colocação de eletrodos, processamento de sinais e modelagem da sEMG. Essas recomendações foram desenvolvidas com base

em uma extensa revisão da literatura e em workshops com especialistas, resultando em protocolos aplicáveis a 27 músculos específico (Stegeman; Hermens, et al., 2000).

Desse modo, O SEMG é conhecido por sua capacidade de analisar vários músculos simultaneamente durante o movimento e por longos períodos sem a necessidade de procedimentos invasivos (Massó et al., 2010). Neste contexto, destaca-se que o sEMG é amplamente utilizado em esportes para analisar padrões de ativação muscular, avaliar a fadiga e melhorar o desempenho, permitindo o estudo da atividade muscular dinâmica durante vários movimentos e tarefa.

No contexto esportivo o SEMG, tem sido utilizado para diversos fins, como por exemplo, permite que os atletas se concentrem em melhorar habilidades específicas ativando os músculos com feedback ao vivo, medindo quantitativamente a melhoria nos indicadores de desempenho (Saisho et al., 2019). Do mesmo modo, o sEMG tem sido usado para diferenciar os padrões de ativação muscular de novatos e profissionais, destacando o potencial de otimização do desempenho por meio de treinamentos específicos (Pokhodenko, 2023).

Um artigo investigou os diferentes tipos de agachamento, como o agachamento com barra alta nas costas e o agachamento unilateral, e seus efeitos na ativação muscular. Assim, através do sEMG, forneceu informações sobre a ativação de músculos específicos durante as fases concêntrica e excêntrica do agachamento. Auxiliando na compreensão de que diferentes técnicas de agachamento podem atingir vários grupos musculares, o que é valioso para projetar programas eficazes de treinamento de força (Chauhan et al., 2016).

A análise sEMG auxilia no desenvolvimento de programas de treinamento que se concentram em melhorar habilidades específicas, identificando o uso ineficiente dos músculos. Por exemplo, no ciclismo, o sEMG pode destacar áreas onde a ativação muscular é subótima, permitindo intervenções direcionadas para melhorar o desempenho (Saisho et al., 2019). E também, ajuda a compreender os padrões de sinergia muscular, os atletas podem ser classificados com base em sua eficiência de coordenação muscular, o que pode informar estratégias de treinamento personalizadas para melhorar o desempenho atlético geral. Assim como na performance, o sEMG também tem demonstrado ser muito útil na prevenção e reabilitação de lesões.

Especialmente para lesões nas articulações do joelho, ele permite a avaliação da função muscular e o desenvolvimento de planos de reabilitação personalizados,

melhorando assim a recuperação e reduzindo o risco de lesões futuras (Lin, 2024). No basquete, o sEMG consegue analisar o tempo de descarga muscular e outros parâmetros para entender os mecanismos de lesão, que podem orientar os programas de treinamento para evitar lesões comuns, como problemas nas articulações do joelho (Lv; Dong, 2021).

Em outros esportes, como no Remo, a análise dos padrões de atividade muscular usando a sEMG revela como os atletas experientes exibem compensação biodinâmica, compartilhando a carga de trabalho entre os grupos musculares durante os esforços máximos. Esse entendimento permite que os treinadores identifiquem padrões de fadiga e estratégias de recrutamento em atletas. Consequentemente, os programas de treinamento podem ser personalizados para fortalecer as áreas mais fracas, melhorando o desempenho geral. Ao adaptar o treinamento de força com base nesses insights, os remadores podem alcançar e manter a coordenação e a eficiência muscular ideais durante seus esforços de remo, melhorando, em última análise, o desempenho atlético (So; Tse; Wong, 2007).

No TF a sEMG tem sido amplamente utilizada para avaliar a ativação, fornecendo informações valiosas sobre a função muscular, estratégias de recrutamento e fadiga. Essa técnica não invasiva registra a atividade elétrica dos músculos, oferecendo uma janela para os padrões de ativação neuromuscular durante vários exercícios. A aplicação do sEMG no TF é multifacetada, abrangendo a análise da excitação muscular, predição de força e avaliação da fadiga (Billaut, 2011).

Logo, para esta última variável, a fadiga é frequentemente avaliada por meio de mudanças nas características do sinal sEMG, como amplitude de pico a pico, frequência média e frequência mediana. Um protótipo portátil de sEMG foi desenvolvido para monitorar a fadiga em atletas, mostrando que os parâmetros no domínio da frequência são mais pertinentes para a estimativa da fadiga em condições dinâmicas (De La Peña; Polo; Robles-Algarín, 2019). Outro estudo comparou métodos lineares e não lineares para detectar fadiga muscular durante flexões dinâmicas do bíceps. Métodos não lineares, como entropia de amostra e análise de flutuação sem tendência, demonstraram maior sensibilidade aos níveis de fadiga em comparação com métricas lineares como frequência média e frequência mediana (Tang; Ang; Palaniappan, 2024).

É fundamental na identificação de padrões de ativação muscular durante exercícios de força. Por exemplo, em um estudo usando sensores vestíveis, o sEMG

foi empregado para determinar a ativação de grupos musculares durante exercícios como flexões de tríceps, flexões de bíceps e agachamentos. O estudo encontrou diferentes sinais de movimento para cada exercício, refletindo o pico de ativação muscular dos motores e estabilizadores primários, como o tríceps braquial e o bíceps braquial durante flexões (Nye; Moore; Slepian, 2023). Em outro trabalho foi proposto um método para prever a força muscular usando sinais sEMG dos músculos do antebraço, demonstrando seu potencial em sistemas de tele-avaliação para reabilitação domiciliar. Essa abordagem permite a avaliação em tempo real da força muscular, o que é crucial para ajustar os parâmetros de treinamento (Zhang et al., 2016).

No PP, um trabalho avaliou a ativação muscular do peitoral maior esternal, clavicular e deltóide anterior, com a sEMG, em condições amarradas ou desamarradas ao banco. Assim, o estudo concluiu que, embora os padrões de ativação muscular fossem semelhantes em ambas as condições, a condição amarrada favoreceu a potência e o controle, enquanto a condição desamarrada favoreceu a velocidade (Guerra et al., 2022). Isso destaca a importância de adaptar as estratégias de treinamento às necessidades específicas dos atletas.

Além disso, em atletas de PP, a utilização da sEMG é importante para avaliar assimetrias musculares durante o movimento do SR. Uma vez que é capaz de identificar desequilíbrios entre membros dominantes e não dominantes. Isso é particularmente importante no levantamento de peso paralímpico, onde os atletas podem ter níveis variados de função muscular devido às suas deficiências (Santos, et al., 2023). Ainda este mesmo estudo revelou diferenças na ativação muscular nos músculos peitorais de membros não dominantes antes e após as sessões de treinamento, indicando o potencial do treinamento para reduzir as assimetrias.

Treinar em amplitudes de movimento completa ou parcial também pode afetar o nível de ativação muscular. Neste trabalho, os resultados sugerem que diferentes amplitudes podem atingir diferentes grupos musculares. Exercícios de amplitude completa podem ser mais benéficos para o desenvolvimento dos músculos peitorais, enquanto exercícios de amplitude parcial podem ser mais eficazes para fortalecer os tríceps e deltóides (Mendonça et al., 2021).

A eletromiografia de superfície (sEMG) tornou-se uma ferramenta indispensável em esportes de força, oferecendo informações valiosas sobre ativação muscular, fadiga e desempenho nos exercícios. Suas aplicações vão desde a

otimização de programas de treinamento até o monitoramento da fadiga muscular e a estimativa da carga de trabalho. Avanços tecnológicos, como design aprimorado de sensores e técnicas de aprendizado de máquina, aprimoraram ainda mais a utilidade do sEMG na ciência do esporte (Ren et al., 2022).

1.8 QUESTÕES EM ESTUDO

As questões (problemas) às quais o presente estudo pretende dar resposta são as seguintes:

1. Quais os efeitos do treinamento de força sobre a assimetria do movimento, velocidade média propulsiva nos atletas paralímpicos e convencionais?
2. Quais os efeitos do treinamento de força nos indicadores dinâmicos da força (velocidade máxima, média e potência) e temperatura da pele nos atletas paralímpicos e convencionais?
3. Quais os efeitos do treinamento de força nos indicadores estáticos da força, (força isométrica máxima, taxa de desenvolvimento de força tempo até a força isométrica máxima e ativação muscular dos músculos peitoral maior, tríceps braquial cabeça longa nos atletas paralímpicos e convencionais?

1.9 ORGANIZAÇÃO DA TESE

Tendo em consideração a quantidade de dados recolhidos, o número de variáveis em estudo e, sobretudo, a diversidade das questões acima indicadas, optou-se por apresentar, nesta tese, três estudos, que no seu conjunto permitem dar resposta às questões.

O estudo 1: com o título “Avaliação da assimetria em diferentes intensidades entre atletas de levantamento de peso convencional e paralímpico”, pretende dar resposta à questão “1”.

O estudo 2, com o título “Respostas fisiológicas agudas de velocidade, potência e temperatura induzidas pelo exercício em atletas de levantamento de peso paralímpico e convencional”, pretende dar resposta às questões “2

O estudo 3, com o título “O treinamento produz diferentes efeitos nos indicadores estáticos da força e ativação muscular entre atletas de powerlifting convencional e paralímpico”, pretende dar resposta à questão “3”.

Assim, no capítulo dois são descritos os estudos anteriores. Cada estudo encontra-se dividido nas seções tradicionais do formato de artigo (Resumo, Introdução, Métodos, Resultados, Discussão e Conclusões).

No último capítulo desta Tese são apresentadas as conclusões finais, procurando dar resposta às questões em estudo, sugerindo implicações práticas e novas linhas de investigação.

1.10 OBJETIVOS GERAL E ESPECÍFICOS

OBJETIVO GERAL: Analisar e comparar as respostas do treinamento de força sobre variáveis bioquímicas neuromusculares entre o *Powerlifting* Paralímpico e convencional.

Para melhor visualização a investigação em epígrafe foi dividida em três estudos, sendo que cada um deles apresenta um objetivo específico bem definido a saber como abaixo se vê.

OBJETIVO 1: Avaliar e comparar a assimetria em diferentes intensidades entre atletas de levantamento de peso convencional e paralímpico.

OBJETIVO 2: Avaliar e comparar as Respostas fisiológicas agudas de velocidade, potência e temperatura induzidas pelo exercício em atletas de levantamento de peso paralímpico e convencional.

OBJETIVO 3: Avaliar e comparar treinamento produz diferentes efeitos nos indicadores estáticos da força e ativação muscular entre atletas de powerlifting convencional e paralímpico”, pretende dar resposta à questão

.

3 ESTUDOS REALIZADOS

2.1 ESTUDO 1: AVALIAÇÃO DA ASSIMETRIA EM DIFERENTES INTENSIDADES ENTRE ATLETAS DE LEVANTAMENTO DE PESO CONVENCIONAL E PARALÍMPICO

Mesquita Souza RL, Aida FJ, Villar R, Greco G, Santos LD, Poli L, Lima de Santana J, Carvutto R, Gama de Matos D, Badicu G, Silva AF, Clemente FM, Nobari H, Fischetti F, Cataldi S. Assessment of asymmetry at different intensities between conventional and paralympic powerlifting athletes. **Heliyon**, **2023**, **9(5)**: **e16211**. doi: 10.1016/j.heliyon.2023.e16211.

ASSESSMENT OF ASYMMETRY AT DIFFERENT INTENSITIES BETWEEN CONVENTIONAL AND PARALYMPIC POWERLIFTING ATHLETES

Abstract

Powerlifting competitions require consistent and symmetric lifting of heavy loads and maximal effort, in which, asymmetric lifting results in trial invalidation. Symmetry during this very high intensity movement is determinant to athletes' performance and success in competitions. This study aimed to compare the asymmetry between Conventional Powerlifting athletes (CP) and Paralympic (PP) athletes at intensities of 45 and 80% 1RM before and after a training session. Twenty-two male athletes (11 CP: 29.84 ± 4.21 and 11 PP: 30.81 ± 8.05 years old) participated in this study. Mean Propulsive Velocity (MPV), Maximum Velocity (Vmax) and Power during the concentric and eccentric phases were evaluated at 45%-1RM before and after a training session. For the intensity of 80%-1RM, MPV, Vmax and Power were measured in the first and last series (5 series of 5 repetitions: 5X5) of a training session. PP athletes demonstrated lower velocity and greater symmetry at 45%-1RM, but higher velocity and less asymmetry at 80%-1RM, when compared to CP. The data indicated that PP athletes tend to be slower at lower intensities, faster at higher intensities in absolute values, and have greater symmetry than CP.

KEYWORDS

Disabled Persons, Biomechanical, Strength

INTRODUCTION

Strength training (ST), it is widely known by its positive effects in health and performance, particularly in sports involving strength [1]. Powerlifting (PL) is one of these sports modalities that require ST. Coaches, strength and conditioning coaches, and athletes use ST to develop physical capabilities and motor skills to get the highest performance and technique possible in the execution of movements [2,3]. One of the

technical requirements (rule) in paralympic powerlifting (PP) competitions is that athletes must maintain symmetry during the Bench Press (BP) execution. Unlikely in conventional powerlifting (CP) if asymmetry is observed during lifting, the movement attempt is not valid [4,5].

Asymmetric movements are characterized when one of the limbs (most of the time the dominant one) reaches a higher level of motor recruitment, muscle activity and adaptation [6]. Excessive asymmetry worsens performance due to movement instability and may lead to a greater risk of injury [7,8]. Paralympic Powerlifting athletes have limitations in the lower limbs, generating instability and possibly compromising bench press (BP) movement execution [9]. Other factors influencing asymmetry is the muscle group, velocity of muscular contraction, joint angle and load applied during training [10,11]. Although studies using BP have evaluated differences in velocity profile and training intensity in the performance of para-athletes, they have not analyzed asymmetries regarding the movement of the bar [12,13].

Asymmetries tend to be affected by exercise intensity, where lower intensities ($\cong$ 50% 1RM) tend not to interfere or produce small asymmetries. Higher loads ($\cong$ 90% 1RM), loads close to our intervention tend to produce greater asymmetries [8,10,14]. On the other hand, another study that evaluated intensities from 40 to 95%, identified greater asymmetries in loads from 60% 1RM. Thus, there seems to be no agreement regarding asymmetries related to intensity [8,10,13,14,15]. Additionally, Paralympic athletes tend to have greater body asymmetries, and this tends to cause a greater risk of injury [3,6,10], compared to healthy athletes.

Bearing in mind that high intensities are associated with worse asymmetry and accumulation of fatigue during consecutive sets and repetitions, performance is reduced by neuromuscular and metabolic changes, compromising movement symmetry [16,17]. The aim of this study was to compare acute asymmetry at intensities of 45% and 80% 1RM between PP and CP before and after a training session. It was hypothesized that there will be differences in relation to the velocity of displacement of the bar at different intensities in relation to the dominant and non-dominant side between PP and CP athletes.

Materials & Methods

2.1 Study design

This is a two-week cross-sectional observational study. In the first week, participants were familiarized with equipment and protocols; then, they performed a 1RM test on the bench press. In the second week, participants performed 4 repetitions at 45%-1RM, five sets of five repetitions (5X5) at 80%-1RM, and a second set at 45%-1RM. Throughout the study, there was a minimum interval of 72 hours between assessments, whether familiarization or testing (**Figure 1**).

Moments	Procedures and tests (Monday)			Other Days
Week 1 (Familiarization and 1RM Test)	Test (1RM) 			Rest
Week 2 (Tests and Intervention)	Pre-Tests 45% 1RM	Intervention 80% 1RM (5 Sets of 5 Repetition) 	Post-Tests 45% 1RM	Rest

Figure 1 – Experimental design. TT: Traditional training; TE: 1RM: one maximum repetition; 5 × 5: five sets of 5 repetitions. VM average speed

2.2 Sample

The sample of this study consisted of 22 males (11 CP and 11 PP), aged between 18 and 35 years. The sample size was calculated using the open source software G*Power® (Version 3.0; Berlin, Germany), an “F family statistic (ANOVA)” was adopted considering a standard $\alpha < 0.05$, $\beta = 0.80$ and the effect size of 1.33 found for Rate of Force Development (RFD) in powerlifting athletes [13]. Thus, it was possible to estimate a sampling power of 0.80, with a minimum sample of eight subjects per group, which suggests that the sample size in the study would have statistical strength for the type of research. Athletes from the CP group had more than 18 months of training and athletes from the PP group had more than 24 months of experience.

Table 1 – Sample characteristics

	Conventional Powerlifting (CP)	Paralympic Powerlifting (PP)
Age (years)	29.84±4.21	30.81±8.05
Body weight (Kg)	78.52±7.95	70.00±16.13
Experience (years)	1.81±0.41	2.84±1.31
1RM Bench Press Test (Kg)	112.49±17.71	122.02±38.06
1RM/Body mass	1.40±0.61*	1.71±0.42*

* Values above 1.4 in the Bench Press, would be considered elite athletes [13]

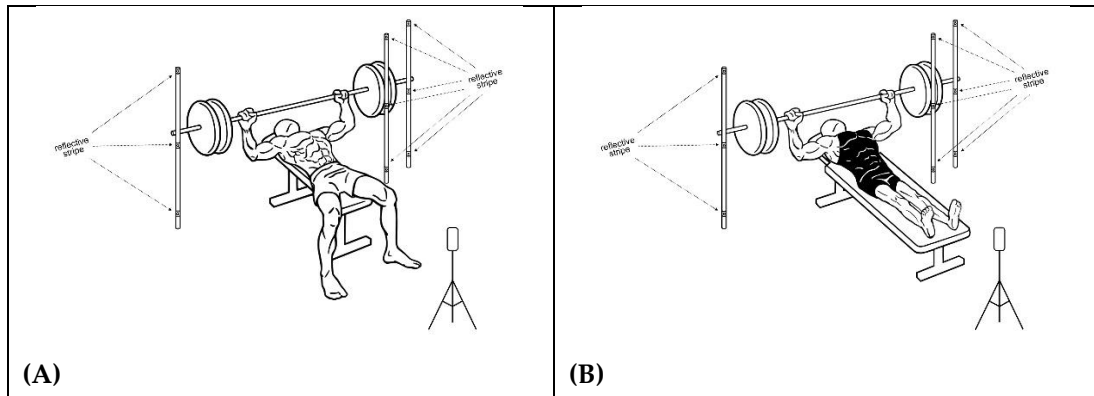


Figure 2 – Position for Bench Press analyses, (A) Conventional Powerlifting, and (B) Para-lympic Powerlifting

Additionally, the PP athletes have experience competing at the national level (International Paralympic Committee (IPC), 2022) and were ranked among the top ten in their respective categories. Six athletes have a malformation in the lower limbs (arthrogryposis); one with sequelae due to poliomyelitis; four with amputations; one with spinal cord injury (below T8) due to an accident. All participants were volunteers and signed a free and informed consent form in accordance with resolution 466/2012 of the National Research Ethics Committee (CONEP) of the National Health Council (NHC). We also followed the ethical principles expressed in the Declaration of Helsinki (1964, revised in 1975, 1983, 1989, 1996, 2000, 2008, and 2013) of the World Medical Association. This study was approved by the Research Ethics Committee of the Federal University of Sergipe, number CAAE: 2.637.882 (approval date: May 7, 2018).

2.3 Instruments/Procedures

Paralympic athletes' body mass was measured with athletes seated using a wheelchair accessible electronic and digital scale with an electronic platform (Micheletti, São Paulo, Brazil). The scale maximum weight capacity is 300 kg and dimensions of 1.50 m per 1.50 m. Bench press exercise was performed in an official bench (2.10 m in length, Eleiko, Halmstad, Sweden) and Olympic barbell (220 cm in total length, weight 20 kg) approved by the International Paralympic Committee (IPC, 2022). Conventional powerlifter's body mass was measured using a digital platform scale Filizola 2002 (Filizola, São Paulo, Brazil) calibrated from 0 to 150 kg, with an accuracy of 0.1 kg, was used to measure the weight in kilograms (kg).

The number of repetitions during BP was recorded using three iPhones (12 cameras, Apple Inc., Cupertino, California, USA). Videos were recorded with a

resolution of 4k and 30 frames per second (fps) [18]. The iPhones were connected on tripods at approximately one meter from the ground. The cameras were arranged, as follows: two laterally in relation to the bar at a distance of 1.5 m and another at 3.0 m from the reflective markers. The cameras were distributed equidistantly from the center to the end of the bar, forming a perpendicular angle to the plane of movement. The velocity of the bar was tracked in different positions (right side and left side), as previously described and validated [10,19].

The videos were processed frame-by-frame at 30 fps and analyzed using the open-source software Kinovea version 0.9.5 (Free Software Foundation Inc., Boston, Massachusetts, USA) [20]. The software calibration was made by positioning three 1.0 m sticks vertically with cylindrical reflective markers in each side. Reflective markers were also placed in the center, and at the left and right end of the bar to ensure measurement consistency. Reflective markers were used to facilitate the visualization of markings. The evaluations were manual, and this would be justified by the low speed used in the sport, Powerlifting. In addition to the mentioned calibration, the length of the Olympic bar, in the calibration. This allowed to minimize the error, with a maximum error of 2.47 mm. In order to minimize the error, the moment and image used for the calibration procedure occurred when the athlete positioned the bar, removing it from the rack, and was ready to start the movement. This procedure allowed the software to convert the digital pixel measurements into centimeters (cm) [10,21].

The velocity of the eccentric and concentric phases of the BP was obtained from each iPhone during the four repetitions at 45% of 1RM, and the 5x5 at 80% of 1RM before and after CP [22]. The first and last repetitions were considered for data analysis purposes. The recorded mean velocity for the eccentric phase was considered the moment in which athletes lowered the bar toward their chests. The final moment of the eccentric phase was considered when athletes stopped the bar on their chest. The concentric phase was considered as starting in the ascending component of the movement, ending with full elbow extension [4]. All frames were computed according to the movement required by the IPC (bar stops on the chest) [4] (Figure 2).

2.4 Statistics

Descriptive statistics were performed considering measures of central tendency, mean $\pm$ standard deviation ($X \pm SD$), and 95% confidence interval (95% CI). The

Shapiro Wilk test was used to verify the normality of the variables, considering the sample size. For the validation of repeated measurements, it was Mauchly's sphericity test was used and, when necessary, the Greenhouse-Geisser correction was applied. A Two-way ANOVA for repeated measures determined the differences between sides (dominant and non-dominant), moments (before and after), and paralympic powerlifters and conventional powerlifters. For the intensities of 45% and 80% of 1RM, for each of the repetitions during the eccentric and concentric phases. Bonferroni's posthoc test was performed to detect statistically significant differences. The significance level adopted was $p < 0.05$. The effect size was calculated using η^2_p = partial eta squared, (small effect ≤ 0.05 , medium effect 0.05 to 0.25, high effect 0.25 to 0.50 and very high effect > 0.50) [24]. Statistical analyses were performed using the computerized Statistical Package for the Social Sciences (SPSS 25.0) (IBM, New York, USA

3. Results

The kinetics of conventional (CP) and paralympic powerlifting (PP) at mean velocity before and after (45% 1RM) and series 1 and 5 (80% 1RM), with non-dominant and dominant sides during the eccentric and concentric phases are displayed in Figures 3 and 4. For 45% 1RM, four repetitions were evaluated and for 80% 1RM, five repetitions were evaluated in the first series (Set 1) and in the last series (Set 5).

4. Discussion

The main objective of our study was to analyze asymmetry at intensities of 45% and 80% 1RM between PP and CP athletes after a training session. The results indicated that there are differences in symmetry between CP and PP, with intensities of 45 and 80%. PP athletes showed less asymmetry than CP. Regarding the intensity

of 45% of 1RM, there were statistically significant asymmetry effects

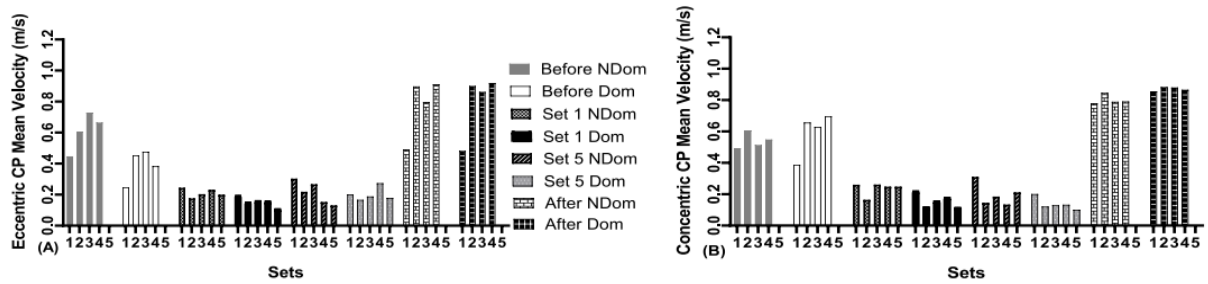


Figure 3 – Kinetics of Conventional Powerlifting (PC) at mean velocity before and after the 5 × 5 protocol (45% 1RM) and series 1 and 2 (80% 1RM), with non-dominant and dominant sides during the eccentric (A) and concentric (B) phases. CP: Conventional Powerlifting; NDom: Non-Dominant;

Dom: Dominant. Note: Before and after, only four repetitions were evaluated.

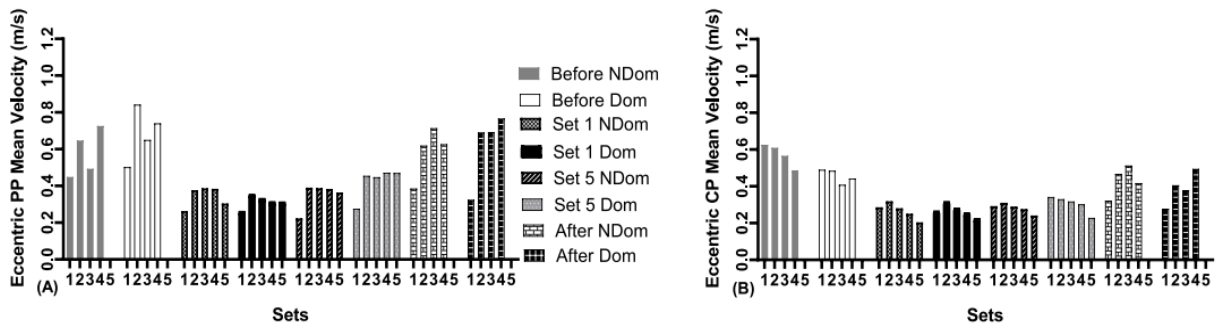


Figure 4 – Kinetics of Conventional Powerlifting (PC) at mean velocity before and after the 5 × 5 protocol (45% 1RM) and series 1 and 2 (80% 1RM), with non-dominant and dominant sides during the eccentric (A) and concentric (B) phases. CP: Conventional Powerlifting; NDom: Non-Dominant; Dom: Dominant. Note: Before and after, only four repetitions were evaluated.

Table 2 – Eccentric Mean Velocity of the dominant and non-dominant limbs with 45% of 1RM, before and after the 5x5 protocol (Mean ± SD, and CI 95%).

	Before		After		<i>p</i>	η^2p
	NON-Dominant	Dominant	NON-Dominant	Dominant		
Repetition 1						
PP	0.26±0.31 (0.05-0.46)	0.31±0.36 (0.64-0.55)	0.25±0.15c (0.14-0.34)	0.21±0.17d (0.95-0.32)	"a" * <i>p</i> =0.009 "b" * <i>p</i> =0.034 "c" #	*0.322 #0.21
CP	0.45±0.18b (0.32-0.56)	0.25±0.23a, b (0.09-0.40)	0.48±0.16c (0.37-0.59)	0.49±0.16a, d (0.38-0.60)	<i>p</i> =0.013 "d" # <i>p</i> =0.005	9
Repetition 2						
PP	0.47±0.37 (0.22-0.72)	0.41±0.19a (0.29-0.54)	0.26±0.24c (0.10-0.43)	0.29±0.15a, d (0.19-0.39)	"a" * <i>p</i> =0.033 "b" * <i>p</i> =0.004 "c" # <i>p</i> =0.001 "d" #	*0.657 #0.12 1
CP	0.61±0.33 (0.38-0.83)	0.45±0.39b (0.19-0.71)	0.90±0.30c (0.69-1.10)	0.90±0.22b, d (0.75-1.05)	<i>p</i> <0.001	

Repetition 3	0.49±0.57 (0.10-0.87)	0.39±0.34 (0.17-0.62)	0.47±0.38b (0.21-0.72)	0.30±0.22c (0.15-0.45)	"a" * $p=0.033$ "b" # $p=0.007$	*0.268 #0.109
CP	0.48±0.41 (0.41-1.05)	0.48±0.41a (0.20-0.75)	0.80±0.26b (0.62-0.97)	0.86±0.30a, c (0.66-1.06)	"c" # $p<0.001$ "d" # $p<0.001$ "e" # $p<0.001$	
Repetition 4	0.27±0.26c (0.10-0.52)	0.33±0.18 (0.21-0.45)	0.35±0.26d (0.18-0.53)	0.54±0.32e (0.32-0.75)	"a" * $p=0.031$ "b" * $p=0.001$ "c" # $p=0.024$ "d" # $p<0.001$ "e" # $p<0.001$	*0.255 #0.340
CP	0.66±0.35a, c (0.43-0.90)	0.38±0.36b (0.14-0.63)	0.91±0.20a, d (0.78-1.04)	0.92±0.17b, e (0.80-1.04)		

$p < 0.05$ (ANOVA). η^2p = partial eta square (small effect ≤ 0.05 , medium effect 0.05 to 0.25, high effect 0.25 to 0.50, and very high effect (>0.50). * Intraclass, # Interclass. PP: Paralympic Powerlifters; CP: Conventional Powerlifters.

Table 3 – Concentric Mean Velocity of the dominant and non-dominant limbs 45% of 1RM, before and after the 5x5 protocol (Mean $\pm$ SD, and CI 95%).

	Before		After		p	η^2p
	NON-Dominant	Dominant	NON-Dominant	Dominant		
Repetition 1	0.63±0.48 (0.30-0.95)	0.49±0.27 (0.31-0.67)	0.32±0.15c (0.22-0.42)	0.28±0.28 d (0.09-0.47)	"a" * $p=0.005$ "b" * $p=0.003$ "c" # $p<0.001$ "d" # $p<0.001$	*0.851 #0.056
CP	0.49±0.29a (0.30-0.69)	0.39±0.30b, c (0.19-0.59)	0.78±0.12a, c (0.70-0.86)	0.85±0.18 b,d (0.73-0.98)		
Repetition 2	0.61±0.46 (0.30-0.92)	0.48±0.25 (0.32-0.65)	0.48±0.25b (0.32-0.65)	0.41±0.32 c (0.19-0.62)	"a" * $p=0.034$ "b" # $p=0.003$ "c" # $p=0.001$	*0.595 #0.134
CP	0.61±0.31 (0.39-0.82)	0.66±0.40a (0.39-0.92)	0.85±0.14b (0.75-0.94)	0.88±0.15 a,c (0.78-0.98)		
Repetition 3	0.57±0.41 (0.28-0.84)	0.41±0.20 (0.27-0.54)	0.51±0.37b (0.26-0.76)	0.38±0.28 b,c (0.19-0.56)	"a" * $p=0.047$ "b" # $p=0.047$ "c" # $p=0.006$	*0.336 #0.247
CP	0.51±0.40a (0.24-0.78)	0.63±0.64 (0.19-1.05)	0.79±0.21a (0.64-0.93)	0.88±0.23 c		

Repetition 4	0.27±0.26 (0.10-0.45)	0.33±0.18 (0.21-0.45)	0.35±0.26b (0.18-0.53)	(0.72-1.03) 0.54±0.32 (0.32-0.75)	"a" * $p=0.035$ "b" # $p<0.001$	*0.220 #0.033
PP						
CP	0.66±0.35a (0.43-0.90)	0.38±0.36 (0.14-0.63)	0.91±0.20a, b (0.78-1.04)	0.92±0.17 (0.80-1.04)		

p < 0.05 (ANOVA). η^2p = partial eta square (small effect ≤ 0.05 , medium effect 0.05 to 0.25, high effect 0.25 to 0.50, and very high effect (>0.50). * Intraclass, # Interclass. PP: Paralympic Powerlifters; CP: Conventional Powerlifters.

Table 4 – Eccentric Mean Velocity of the dominant and non-dominant limbs at 80% of 1RM , regarding sets 1 and 5 (Mean $\pm$ SD, and CI 95%).

	Set 1		Set 5		p	η^2p
	Non-Dominant	Dominant	Non-Dominant	Dominant		
Repetition 1	0.26±0.09 (0.21-0.32)	0.26±0.05 (0.22-0.30)	0.22±0.09 (0.16-0.28)	0.28±0.16 (0.17-0.38)	"a" * $p=0.007$	*0.483
PP						
CP	0.24±0.14 (0.15-0.34)	0.20±0.18 (0.08-0.32)	0.30±0.16a (0.20-0.41)	0.18±0.09a (0.12-0.24)		
repetition 2	0.38±0.15a (0.27-0.48)	0.35±0.08b (0.30-0.41)	0.39±0.12c (0.31-0.47)	0.45±0.19d (0.33-0.58)	"a" # $p=0.031$ "b" # $p=0.004$ "c" # $p=0.027$ "d" # $p=0.007$	#0.223
PP						
CP	0.18±0.15a (0.07-0.28)	0.15±0.14b (0.06-0.24)	0.22±0.14c (0.13-0.31)	0.17±0.16d (0.06-0.27)		
repetition 3	0.39±0.17 (0.27-0.50)	0.33±0.13a, c (0.25-0.42)	0.39±0.13b (0.30-0.47)	0.45±0.13a, b (0.36-0.53)	"a" * $p=0.003$ "b" * $p=0.007$ "c" # $p=0.002$	*0.097 #0.166
PP						
CP	0.20±0.16 (0.10-0.31)	0.16±0.17c (0.05-0.28)	0.27±0.19 (0.14-0.39)	0.19±0.14 (0.09-0.28)		
repetition 4	0.38±0.21 (0.24-0.53)	0.31±0.12a, d (0.23-0.40)	0.38±0.16c, b (0.27-0.49)	0.47±0.19a, b (0.34-0.60)	"a" * $p=0.012$ "b" * $p=0.002$ "c" # $p=0.012$ "d" # $p=0.007$	*0.364 #0.073
PP						
CP	0.23±0.16 (0.13-0.34)	0.16±0.14d (0.06-0.25)	0.15±0.11c (0.07-0.23)	0.27±0.38 (0.02-0.53)		
repetition 5	0.30±0.17a (0.19-0.41)	0.31±0.14a, b,c (0.22-0.40)	0.36±0.18d (0.25-0.48)	0.47±0.21b, e (0.33-0.61)	"a,b" * $p=0.001$ "c" # $p=0.006$	*0.210 #0.467
PP						
CP	0.20±0.20		0.13±0.09d			

(0.06-0.34) 0.11±0.12c (0.07-0.19) 0.18±0.16e “d” #
 (0.03-0.19) (0.07-0.28) p=0.008
 “e” #
 p=0.018

p < 0.05 (ANOVA). η^2p = partial eta square (small effect ≤ 0.05 , medium effect 0.05 to 0.25, high effect 0.25 to 0.50, and very high effect (>0.50). * Intraclass, # Interclass. PP: Paralympic Powerlifters; CP: Conventional Powerlifters.

Table 5 – Concentric Mean Velocity of the dominant and non-dominant limbs at 80% of 1RM, regarding sets 1 and 5 (Mean $\pm$ SD, and CI 95%)

	Set 1		Set 5			
	Non-Dominant	Dominant	Non-Dominant	Dominant	p	η^2p
Repetition 1	0.29±0.12	0.26±0.11	0.29±0.10a	0.34±0.10b,	“a” *	*0.68
PP	(0.20-0.37)	(0.19-0.34)	(0.23-0.36)	a (0.27-0.41)	p=0.006 “b” *	8
CP	0.26±0.19	0.22±0.16	0.31±0.18	0.20±0.11b	p=0.003	#0.9
	(0.14-0.38)	(0.11-0.33)	(0.19-0.43)	(0.13-0.27)		82
Repetition 2	0.32±0.06a	0.32±0.11b	0.31±0.05c	0.33±0.09d	“a” #	#0.1
PP	(0.28-0.36)	(0.24-0.39)	(0.27-0.35)	(0.27-0.39)	p=0.006 “b” #	19
CP	0.16±0.10a	0.12±0.14b	0.14±0.08c	0.12±0.09d	p=0.007 “c” #	
	(0.10-0.23)	(0.03-0.21)	(0.09-0.20)	(0.06-0.18)	p<0.001 “d” #	
Repetition 3	0.28±0.07	0.28±0.10	0.29±0.08	0.32±0.11b	“a” *	*0.35
PP	(0.23-0.33)	(0.22-0.34)	(0.24-0.34)	(0.25-0.39)	p=0.041 “b” #	2
CP	0.26±0.18a	0.16±0.18a	0.18±0.10	0.13±0.11b	p=0.002	#0.1
	(0.14-0.38)	(0.04-0.28)	(0.12-0.25)	(0.06-0.20)		90
Repetition 4	0.25±0.07	0.25±0.06	0.28±0.10a	0.30±0.14b	“a” #	#0.1
PP	(0.21-0.29)	(0.21-0.30)	(0.21-0.34)	(0.21-0.40)	p=0.022 “b” #	66
CP	0.25±0.24	0.18±0.19	0.13±0.10a	0.13±0.10b	p=0.006	
	(0.09-0.41)	(0.05-0.31)	(0.07-0.20)	(0.07-0.20)		
Repetition 5	0.20±0.05a	0.22±0.08a	0.24±0.11	0.23±0.10c	“a” *	*0.33
PP	(0.17-0.24)	,b (0.17-0.28)	(0.17-0.31)	(0.16-0.29)	p=0.033 “b” #	6
CP	0.25±0.19		0.21±0.18	0.10±0.09c	p=0.047 “b” #	#0.2
	(0.12-0.38)	0.12±0.15b (0.02-0.21)	(0.09-0.33)	(0.04-0.16)	p=0.019	96

p < 0.05 (ANOVA). η^2p = partial eta square (small effect ≤ 0.05 , medium effect 0.05 to 0.25, high effect 0.25 to 0.50, and very high effect (>0.50). * Intraclass, # Interclass. PP: Paralympic Powerlifters; CP: Conventional Powerlifters.

between pre and post training. Our results contradict previous studies that did not report significant differences in asymmetry with lower loads, i.e., 45% 1RM [8,10,14].

The 45% 1RM was selected based on its accuracy in demonstrating the influence on velocity kinetics. This workload is easily sustained and tolerated by the athletes, representing an average velocity of approximately 1 m/s [25, 26], which would not promote greater asymmetry, and in this case, it seems that the asymmetry would have been influenced and increased by the 5X5 protocol.

In the eccentric phase, it was noticed significant levels of asymmetry within and between groups, in which, the first repetition showed the highest level of asymmetry. According to previous investigations, the highest levels of asymmetry occur during the concentric phase, being very small or non-existent in the eccentric phase [10,27]. Our study showed greater asymmetry both in the eccentric and concentric phases for the conventional athletes, the same not occurring for the Paralympics, who tended to be more symmetrical.

This finding can be partially explained by the differences in neurological characteristics of muscle tension between the concentric and eccentric phases. In the eccentric phase, there is a lower level of motor unit activity, which can result in a loss of stability during movement [28]. The PP group was able to maintain more symmetric repetitions than the PC group, in relation to the movement phases and repetitions (Tables 2 and 3). This result is contrary to the initial observations in which the PP, considering the asymmetry, in some cases in the lower limbs, due to atrophies and amputations, could lead to instabilities, and even to greater asymmetries, which was not detected in our results.

Due to these same asymmetries in the lower limbs, we initially tended to indicate that para-athletes would be more asymmetrical than powerlifters [9]. On the other hand, in powerlifting, considering the high loads lifted, it was expected that athletes would have more neural adaptations, exhibiting higher levels of motor learning, muscle activation, and force production, which could have a positive impact on symmetry [29–31].

Allied to the above, another study, involving several sports, found important levels of asymmetry, leading to the hypothesis that fatigue due to training tends to alter metabolic and neuromuscular factors, and this alteration tends to increase asymmetry [16,17]. The consequence of fatigue and the possible increase in fatigue would promote an increase in dominance and, therefore, greater asymmetry over time, as a consequence of fatigue resulting from training, which could decrease performance and increase the risk of injuries.

Fatigue tends to be associated with loss of velocity, and therefore fatigue tends to increase asymmetry. When evaluating loads at 45% and 65% of 1RM, no differences were found in the metabolic indicators of fatigue, with differences only in the lifting velocity [17]. Corroborating these data, studies that applied an acute intervention in very low volume (only one series of 5 RM or a single series of 1RM) did not find significant results in relation to asymmetry [10,15]. These findings are contrary to our study, where conventional athletes, even at the beginning of the intervention, presented greater asymmetry than the PP. And the conventional athletes, when they were submitted to consecutive series in high intensity, presented worse symmetry between the first and the last repetition, mainly in the concentric phase (Table 3).

Our study, as far as we know, is the first to compare the asymmetry between PP and CP, demonstrating that even with a load of 45% 1RM, fatigue could interfere with symmetry, even with the low intention that tends to be easily moved and tolerated [25]. Thus, after a training session, possibly due to fatigue, the asymmetry indices showed important differences. However, the PP athletes were more symmetrical than the CP. This could perhaps be explained by the fact that the PP rules are more restrictive, which would promote adaptation to training [4]. Furthermore, despite the possible instability generated by lower limb limitations in the PP group, they had lower levels of asymmetry when compared to the CP group. These findings indicate that adaptations to the rules of the sport, and the training of athletes according to the rules, tend to promote adaptations in relation to the technique, with a consequent decrease in asymmetry during movement, whether with greater loads or higher intensities.

With higher loads (80% of 1RM), PP athletes had less asymmetries than CP athletes, but with lower movement speed. A possible explanation for the lower asymmetry of the PP, when compared to the CP, would be related to the rules of the Paralympic sport, which tend to be more restrictive in terms of validating the movements. Thus, in competitions, only symmetrical movements are considered valid.

In other words, training for sports normally tends to focus on technique, requiring symmetrical movements, promoting adaptation in the PP, with consequent greater symmetry in movement, aimed at competitions [3,33].

In a study with conventional powerlifting (CP) athletes, performing the bench press, beginners and elite powerlifters were evaluated. Muscle activation was evaluated by electromyography, and loads of 35-100% of 1RM were used. The results indicated that elite athletes tend to apply less force with lower loads (35-55% of 1RM) and the opposite would occur with higher loads (55-85% 1RM) [34]. On the other hand, when assessing asymmetries with greater intensities, and with an explanation focused on adaptation in terms of rules and competitions, PP athletes, despite having greater asymmetries when compared with lower loads, still tend to be less asymmetrical than CP athletes [3,10]. Another study compared muscle activity in the bench press with loads of 85% and 100% of 1RM. The triceps brachii, pectoralis major, and anterior deltoid muscles were evaluated. Two types of bench press were performed, one assisted and the other not, and there were asymmetries mainly in uncontrolled exercises [35,36], reaffirming that at higher intensities asymmetries tend to increase.

Some points regarding Powerlifting training must be emphasized. The work tends to be unassisted since in competitions movements are performed without any kind of assistance [3,4]. This tends to provide even greater adaptation with a tendency towards a decrease in asymmetries, combined with the rules that tend to limit asymmetries, both in the PP and in the CP. However, in people with disabilities, the etiology of muscle asymmetry has not yet been fully studied, and may or may not be associated with disability [37,38]. This would be explained, since the eligibility criteria in the PP happen according to the functional classification of the athlete, being considered eligible or not for the modality [3]. Thus, it seems that especially with higher loads, PP athletes have less asymmetry and Paralympic weightlifting training seems to be a good possibility for people with disabilities in terms of promoting better symmetry.

However, some limitations must be considered in this study. The sample size was small. Therefore, the current results should be interpreted with caution. The athletes were instructed to perform the lifts as quickly as possible, a factor that tends to be related to increased fatigue. There was no velocity control in the eccentric phase, which could interfere with the results. Diet, sleep, use of any ergogenic agent or any day-to-day activity were not controlled in the present study, with the control through interview

only in terms of some type of illicit ergogenic. In this way, it is emphasized that more studies investigating the subject must be carried out in order to fill in the gaps, better describing the phenomenon, helping athletes and coaches in the construction of better training programs.

Conclusions

Our study pointed to the need to better assess the effect of training and intensity on asymmetry. Both in PP and CP, higher loads provided greater asymmetries. Furthermore, with lower loads, it seems that fatigue tends to provide greater asymmetries, both in Paralympic and healthy athletes. This, taking into account that with 45% 1RM, asymmetry was evaluated before and after the 5X% protocol, after training there was a trend of greater asymmetries in both groups. Another important finding of our study was that PP athletes tend to have less asymmetries than CP athletes, both with lower and higher loads. However, the PP had lower speeds than the CP athletes. In this sense, the study presents important findings, indicating that PP athletes are more symmetrical than CP, which tends to be an adaptation to the sport and its rules. Previous studies have already indicated that PP athletes tend to be stronger than CP athletes, and our study indicated that PP athletes tend to be more symmetrical than CP athletes.

Author Contributions: Conceptualization, R.L.M.S.; F.J.A. and L.d.S.; methodology, F.J.A.; J.L.d.S. and D.G.d.M.; software, G.G. and L.P.; validation, R.V., R.C. and G.B.; formal analysis, A.F.S.; investigation, R.L.M.S., F.J.A. and L.d.S.; resources, F.M.C.; data curation, H.N.; writing—original draft preparation, R.L.M.S.; F.J.A., and R.V.; writing—review and editing, G.G., F.F. and S.C.; visualization, G.G.; supervision, F.F. and S.C.; project administration, F.J.A. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

2.2 ESTUDO 2: RESPOSTAS FISIOLÓGICAS AGUDAS DE VELOCIDADE, POTÊNCIA E TEMPERATURA INDUZIDAS PELO EXERCÍCIO EM ATLETAS DE LEVANTAMENTO DE PESO PARALÍMPICO E CONVENCIONAL

Rafael Luiz Mesquita Souza[†]; Santos, J.L.d.; Vieira Souza, L.M.; Carneiro, A.L.G.; de Almeida-Neto, P.F.; de Araújo Tinoco Cabral, B.G.; Marçal, A.C.; Nikolaidis, P.T. Exercise-Induced Acute Physiological Responses of Velocity, Power, and Temperature in Paralympic and Conventional Powerlifting Athletes. *Physiologia* **2025**, 5, 23. <https://doi.org/10.3390/physiologia5030023>.

EXERCISE-INDUCED ACUTE PHYSIOLOGICAL RESPONSES OF VELOCITY, POWER AND TEMPERATURE IN PARALYMPIC AND CONVENTIONAL POWERLIFTING ATHLETES

Abstract. Background/Objectives: In powerlifting, velocity indicators and skin temperature have been utilized to control training loads for both conventional athletes and athletes with disabilities. Therefore, the present study evaluated a maximum velocity (V_{max}), mean propulsive velocity (MPV), power (POWER) output, and skin temperature (ST) following a 5x5 training session at 80% of 1 Repetition Maximum (1RM) in conventional powerlifters (CP) and paralympic powerlifters (PP). Methods: 24 male athletes (12 CP and 12 PP) underwent a 5x5 training session at 80% 1RM. Post-session, velocity indicators, power output, and ST were assessed at 45% 1RM. Results: Only the CP group exhibited significant differences in V_{max} ($P < 0.015$), MPV ($P < 0.007$), and power output ($P < 0.022$) between time points. Regarding ST, only the PP group showed differences ($P < 0.004$) in the sternal portion of the pectoral major. For the long head of the triceps brachii, differences were observed between groups in the post-session measurement ($P > 0.024$) and for the PP group only in the post-session measurement ($P < 0.002$). Conclusion: This study demonstrated that following a traditional training session (80% 1RM), assessments at 45% 1RM revealed different effects in velocity, power output, and ST measures between CP and PP groups. These findings suggest that within the same sport discipline, training variables may have distinct impacts across different categories of athletes, and further research is needed to evaluate these different responses.

Keywords: training control; disabled persons; paralympic powerlifting.

1. Introduction

Conventional powerlifting (CP) and Paralympic powerlifting (PP) are modalities where athletes aim to lift the heaviest possible loads. In PP, only the bench press (BP) event is performed due to lower limb impairments [1,2]. In powerlifting in general, 5x5 training is a consolidated methodology for developing muscular strength, based on five sets of five repetitions, and its effectiveness lies in progressive overload, based on the manipulation of variables, including low volume and high intensity [3].

Training variables are controlled using various assessment methods, including velocity analysis [4]. Velocity-based training (VBT) control has shown superior results compared to percentage-based 1RM methods, being less injurious, more

individualized and time efficient [5]. The real-time analysis, conducted by an encoder attached to the PA bar, examines the relative percentage of Repetition Maximum (%RM) while monitoring velocity indicators, thereby regulating exercise intensity [6].

Mean propulsive velocity (MPV) is a reliable indicator for controlling velocity and neuromuscular fatigue, thus managing force, velocity, and power loss [7]. Comparisons between PP and CP athletes revealed MPV differences in assessments, with PP athletes achieving lower velocities in 45% of 1RM tests and CP athletes attaining higher velocities in 80% of 1RM tests [8]. Research indicates that MPVs can accurately detect optimal power loads for each exercise [9,10].

Another study aiming to define the optimal combination of relative velocity and load during BP for maximum mechanical power out showed that 75% of maximum velocity was the optimal load for achieving peak power [10,11]. High-load training ($\geq 80\%$ 1RM) in both PP and CP requires proper control to avoid negative impacts, such as excessive fatigue, hormonal imbalances and excessive increase in skin temperature [12,13].

Skin temperature (ST) is used for injury control and prevention, with thermal differences $> 0.7^{\circ}\text{C}$ between muscle sides potentially indicating abnormalities [14]. Thermal responses vary by recovery periods, training, joints involved, and muscle mass engaged and differences exceeding $> 1.6^{\circ}\text{C}$ are risky, prompting training interruption [15,16]. In recent study comparing two types of training in PP athletes, increases in TP for the sternal pectoral (PE) and long head of the triceps brachii (TBCL) were observed, above 0.7° , indicating increases within normal standards [15].

Interestingly, for CP there are still no studies investigating the impact of in ST, making it difficult to make extrapolations or comparisons with PP. [17]. Associated with this, some studies have observed that PP athletes would be stronger than CP athletes [18]. It was also observed that PP athletes would present different responses in some indicators of strength, speed and symmetry, to training concerning CP athletes [8,18].

In this sense, only two studies (8,18) sought to compare and understand the different responses to training between PP and PC, and neither of them analyzed speed and PT indicators together. Thus, the results of both studies demonstrated differences in strength, asymmetry and VPM indicators, indicating that there is a need for a better understanding of training methods and their physiological repercussions. In view of the above, the present study aims to evaluate and compare speed measurements (VPM and Vmax), power and local temperature of the long head of the

triceps brachii (TB) and sternal portion of the pectoralis major (PM) between CP and PP athletes at an intensity of 45% of 1RM after a conventional training session in BP.

2. Materials and Methods

2.1. Study Design

The research was conducted over two weeks. During the first week, participants familiarized themselves with the equipment and protocols, and performed a one-repetition maximum (1RM) test in the bench press (BP). In the second week, participants executed four repetitions at 45% of 1RM, followed by five sets of five repetitions (5x5) at 80% of 1RM, and a second set at 45% of 1RM. Throughout the study, a minimum interval of 72 hours was maintained between assessments, whether for familiarization or testing purposes. Muscular activity was evaluated using surface electromyography (sEMG). Surface electrodes were applied during the first and last sets of the 5x5 protocol to record the electromyographic activity of the pectoral major (PM) and the long head of the triceps brachii (TB) muscles (Figure 1). The training was 5x5 system, where five repetitions were used [3,], with minimum 3-min rest between training series.

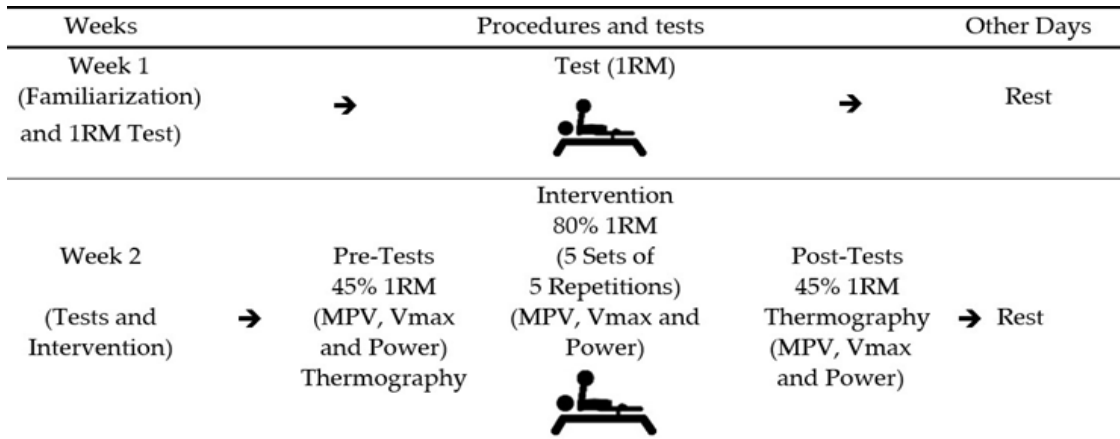


Figure 1 – Experimental study design. Legend: 1 RM: one repetition maximum; MVP: mean propulsive velocity; Vmax: maximum velocity.

Tests were conducted on Mondays between 8:00 AM and 12:00 PM. Participants were instructed to maintain their regular dietary habits, abstain from consuming alcoholic beverages, and avoid physical activities in the 48 hours preceding the tests. These guidelines were confirmed through interviews with the participants

before testing. Environmental thermal control was monitored, with ambient temperature maintained between 24°C and 26°C.

2.2. Sample

The study population consisted of 24 male subjects (12 CP and 12 PP), aged between 18 and 35 years. The CP group had an average of one year of training experience, while the PP group had an average of two years (Table 1). The PP athletes were associated with an extension project from the Department of Physical Education at the Federal University of Sergipe, Brazil. All athletes competed at the national level, were qualified for competition in their modality [2,19], and ranked among the top ten in their respective categories. Regarding disabilities: six athletes had lower limb malformations (arthrogryposis); one had polio sequelae; four were amputees; and one had a spinal cord injury due to an accident, with injury below the eighth thoracic vertebra. The sample size was determined using the open-source software G*Power® (version 3.0; Berlin, Germany), adopting an "F family statistic (ANOVA)" with a standard $\alpha < 0.05$, $\beta = 0.80$, and an observed effect size of 1.33 for the Rate of Force Development (RFD) in weightlifting athletes [20]. This allowed for an estimated sample power of 0.80, with a minimum of eight individuals per group, suggesting that the sample is adequate. The project was submitted to and approved by the Research Ethics Committee of the Federal University of Sergipe, number CAAE: 2.637.882 (approval date: May 7, 2018), in accordance with the ethical principles expressed in the Declaration of Helsinki (1964, revised in 1975, 1983, 1989, 1996, 2000, 2008, and 2013) of the World Medical Association.

Table 1 – Sample characteristics

	Conventional Powerlifting (CP)	Paralympic Powerlifting (PP)	<i>p</i>	Cohen's <i>d</i>
Age (years)	29.84±4.21	30.81±8.05	0,715	XXX
Body weight (Kg)	78.52±7.95	70.00±16.13	0,115	XXX
Experience (years)	1.81±0.41	2.84±1.31	0,016	1,108
1RM Bench Press Test (Kg)	118.49±17.71	122.02±38.06	0,440	XXX
1RM/Body mass	1.51±0.61*	1.71±0.42*	0,175	XXX

The load lifted by the athletes ranked them among the top 10 in their categories at the national level. ** 1 RM/body mass values > 1.4 for the bench press is considered elite for athletes [21].

The inclusion criteria used were having at least 18 months of experience in the sport and effectively participating in competitions in the sport. Also, Paralympic athletes, had to be classified and eligible for the Paralympic sport. [2]. Exclusion criterion was the use of any type of illicit resource during the tests or not in any stage of the study. It is important to mention that both CP and PP athletes presented values that place them at a similar level to high-performance athletes, where the weight lifted divided by body weight presented values greater than 1.4.

2.3- Instruments/Procedures

Body weight measurements for athletes were conducted using a Michetti electronic platform scale (Michetti, Brazil), designed to accommodate seated athletes. This scale has a maximum capacity of 300 kg and dimensions of 1.50 x 1.50 m. For non-athlete males, a high-precision Dellamed scale was employed. The bench press exercise was performed on an official flat bench measuring 210 cm, with a 220 cm bar and weight plates, all manufactured by Eleiko (Sweden) and approved by the International Paralympic Committee. This equipment selection ensures standardization and compliance with international competition standards, particularly important for the Paralympic athletes involved in the study [2]

The inclusion criteria used were having at least 18 months of experience in the sport and effectively participating in competitions in the sport. Also, Paralympic athletes, had to be classified and eligible for the Paralympic sport. [2]. Exclusion criterion was the use of any type of illicit resource during the tests or not in any stage of the study. It is important to mention that both CP and PP athletes presented values that place them at a similar level to high-performance athletes, where the weight lifted divided by body weight presented values greater than 1.4.

2.3- Instruments/Procedures

Body weight measurements for athletes were conducted using a Michetti electronic platform scale (Michetti, Brazil), designed to accommodate seated athletes. This scale has a maximum capacity of 300 kg and dimensions of 1.50 x 1.50 m. For non-athlete males, a high-precision Dellamed scale was employed. The bench press exercise was performed on an official flat bench measuring 210 cm, with a 220 cm bar and weight plates, all manufactured by Eleiko (Sweden) and approved by the International Paralympic Committee. This equipment selection ensures

standardization and compliance with international competition standards, particularly important for the Paralympic athletes involved in the study [2].

2.3.1. Maximum Load Test (1RM)

A one-repetition maximum (1RM) assessment was carried out to determine the training load for both athlete groups. This evaluation took place during the first week. Initially, each subject chose a weight they anticipated could be lifted successfully, and additional increments were added until their maximal lifting capacity was reached. In cases where an athlete failed to complete the lift, the load was decreased by approximately 2.4% to 2.5%. A recovery period of 3 to 5 minutes was provided between trials. Notably, this 1RM test was performed 72 hours prior to the commencement of the training sessions.

2.3.2. Dynamic Force Measurements

For the measurements of Mean Propulsive Velocity (MPV), Maximum Velocity (Vmax), and Power (POWER), linear encoders from the Speed4Lift force measurement system (Vitruve, Madrid, Spain) were used. These encoders were attached to the bench press bar to measure vertical displacement velocity. The analysis of these parameters was conducted before and after the training session using a load of 45% of 1RM, where the velocity would be close to 1.0 m/s. This methodology aligns with current practices in velocity-based training research, providing reliable data on biomechanical responses to training, which is crucial for optimizing training protocols and understanding specific adaptations in powerlifting athletes [22]. Velocity data recorded for the concentric phase was considered to begin at the ascending component of the movement, ending with full elbow extension. Velocity assessment at an MPV of 1 m/s has been used to measure training fatigue, this velocity would be associated with a load of 45% and 80% of 1RM [4,22]. The evaluations with 45% of 1RM were performed before and after training, both in CP and PP. 80% of 1RM was tested in Set 1 and Set 5 in both CP and PP. Both in the 45% test, which used four repetitions, and in the 80% test, which used five repetitions, the values are the averages of the performance [6,19] (Figure 2A).

2.3.3. Skin Temperature Measurement

Infrared thermography was employed to record athletes' skin temperature. Subjects were instructed to remain seated and as calm as possible to avoid affecting readings. Athletes were advised to refrain from any physical activity 24 hours before testing and to abstain from caffeine, stimulants, or alcohol consumption. Participants were instructed to avoid intense physical activity in the 24 hours prior to the assessment, as well as the consumption of alcohol or caffeine. In addition, they were advised not to use creams or lotions on their skin in the 6 hours prior to the procedure.

To obtain the thermograms, the athlete remained seated, avoiding sudden movements, keeping their arms uncrossed and refraining from scratching for at least 10 minutes, ensuring the acclimatization process [16,23]. Tests were conducted in a controlled environment with ambient temperature ranging between 22°C and 24°C and relative humidity around 50%, as recorded by a Hikari HTH-240 thermo-hygrometer (Hikari, Shenzhen, China) [24]. A FLIR T640sc thermal imaging camera (FLIR, Stockholm, Sweden) was utilized, featuring a temperature range of -40°C to 2000°C, accuracy of 2%, sensitivity of <0.035, infrared spectral band of 7.5-14µm, refresh rate of 30 Hz, and resolution of 640 × 480 pixels [20]. Thermal images were captured of the clavicular region of the pectoral major and the long head of the triceps brachii. Figure 2B illustrates two linear encoders and the corresponding thermographic images.

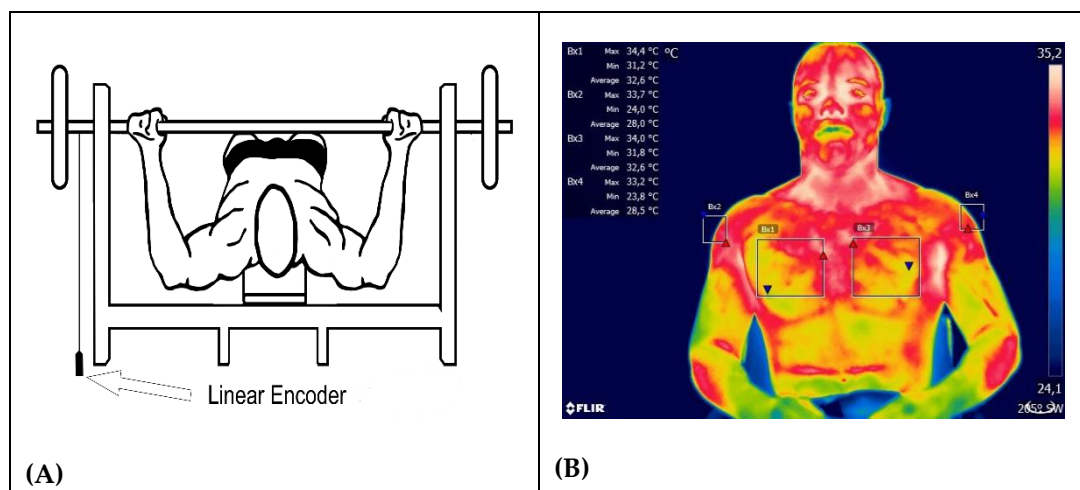


Figure 2 – Detail of the placement of the linear encoder connected to the bar (A), and Infrared thermography photo model (B).

2.3.4. Load Determination

In the first session, a 1RM test was conducted. Each subject initiated the attempt with a weight they believed they could lift only once with maximal effort. Weight increments were added until the maximum load that could be lifted once was achieved.

If the athlete failed to complete a single repetition, 2.4 to 2.5% of the load used in the test was subtracted. Subjects rested for 3-5 minutes between attempts. This test was performed 72 hours before the evaluative process, which occurred in the second session. During the second session, athletes performed a preliminary warm-up for the upper limbs and a specific warm-up on the flat bench press with 30% of 1RM load, executing 10 slow repetitions (3.0 x 1.0 seconds, eccentric x concentric) and 10 fast repetitions (1.0 x 1.0 seconds, eccentric x concentric). Following this phase, athletes performed a set of 4 repetitions at 45% of 1RM intensity, followed by a 5x5 protocol with 80% of 1RM load, allowing 3 to 5 minutes of rest interval. Finally, another set of 4 repetitions at 45% of 1RM was completed. The initial and final sets at 45% 1RM were considered as the pre- and post-intervention measurements, respectively. During the tests, the athletes did not perform any training, and were instructed to continue their normal daily routines avoiding intense activities or physical exercises [6,19].

2.4- Statistical analysis

Descriptive statistics were performed considering measures of central tendency, mean $\pm$ standard deviation ($X \pm SD$), and 95% confidence interval (95% CI). The Shapiro-Wilk test was used to verify the normality of the variables, given the sample size. A two-way repeated measures ANOVA was conducted to evaluate differences between PP and CP, and the moments (before and after), with an intensity of 45%, and Bonferroni post hoc tests [21]. In the variables in which differences between PP and PC were previously demonstrated, the ANCOVA test was then used, where the discrepant value was adopted as a covariate. Statistical analysis was performed using the Statistical Package for the Social Sciences (SPSS 25.0) (IBM, New York, USA). The adopted significance level was $p < 0.05$. η^2_p = partial eta squared (small effect ≤ 0.05 , medium effect 0.05 to 0.25, large effect 0.25 to 0.50, and very large effect > 0.50) [22,23].

3. Results

In Table 2, for the 45% condition, the CP group's MPV increased significantly from 0.93 ± 0.23 m/s (95% CI: 0.78–1.09) before to 0.98 ± 0.24 m/s (95% CI: 0.82–1.14) after ($p = 0.007$, $\eta^2_p = 0.412$, large effect). Similarly, Vmax improved from 1.24 ± 0.27 m/s (95% CI: 1.01–1.43) to 1.31 ± 0.28 m/s (95% CI: 1.12–1.50) ($p = 0.015$,

$\eta^2_p = 0.388$, small effect), and POWER output increased from 439.72 ± 131.32 W (95% CI: 351.50–527.95) to 454.09 ± 118.77 W (95% CI: 374.29–533.88) ($p = 0.022$, $\eta^2_p = 0.314$, large effect).

In contrast, the PP group did not exhibit significant differences at 45% of 1RM. Their MPV declined slightly from 0.92 ± 0.17 m/s (95% CI: 0.80–1.04) to 0.83 ± 0.17 m/s (95% CI: 0.71–0.94), and Vmax decreased from 1.26 ± 0.20 m/s (95% CI: 1.12–1.39) to 1.14 ± 0.19 m/s (95% CI: 1.01–1.27). For power output, PP values went from 524.42 ± 140.50 W (95% CI: 430.03–618.81) before to 478.78 ± 134.72 W (95% CI: 388.27–569.30) after training.

For MPV at 80% of 1RM, the CP group recorded similar values before and after (0.46 ± 0.11 m/s [95% CI: 0.40–0.53] vs. 0.45 ± 0.11 m/s [95% CI: 0.38–0.52]), whereas the PP group showed a significant increase from 0.35 ± 0.10 m/s (95% CI: 0.29–0.42) pre to 0.49 ± 0.19 m/s (95% CI: 0.37–0.61) post ($p = 0.037$ for CP contrasts and $p = 0.043$ for PP contrasts, $\eta^2_p = 0.305$).

Regarding Vmax at 80% of 1RM, CP maintained comparable velocities (0.65 ± 0.12 m/s [95% CI: 0.57–0.72] pre 0.64 ± 0.16 m/s [95% CI: 0.54–0.74] post, while the PP group improved significantly from 0.50 ± 0.14 m/s (95% CI: 0.41–0.59) to 0.67 ± 0.25 m/s (95% CI: 0.51–0.83) ($p = 0.019$, $\eta^2_p = 0.399$).

Finally, for power output at 80% of 1RM, the CP group experienced a reduction from 375.98 ± 91.21 W (95% CI: 318.03–433.94) to 337.73 ± 80.12 W (95% CI: 286.83–388.64), while the PP group showed a significant increase from 386.79 ± 199.35 W (95% CI: 260.13–513.45) to 460.99 ± 222.15 W (95% CI: 319.84–602.14) ($p = 0.034$, $\eta^2_p = 0.427$).

Table 2 – Concentric Mean Velocity before and after 45% and 80% of 1RM (Mean $\pm$ SD, and CI 95%).

	Before		After		P	η^2_p
	CP	PP	CP	PP		
MPV 45% (m/s)	0.93 $\pm$ 0.23a (0.78-1.09)	0.92 $\pm$ 0.17 (0.80-1.04)	0.98 $\pm$ 0.24a (0.82-1.14)	0.83 $\pm$ 0.17 (0.71-0.94)	"a" $p=0.007$	0.412*
Vmax 45% (m/s)	1.24 $\pm$ 0.27a (1.01-1.43)	1.26 $\pm$ 0.20 (1.12-1.39)	1.31 $\pm$ 0.28a (1.12-1.50)	1.14 $\pm$ 0.19 (1.01-1.27)	"a" $p=0.015$	0.388*
Power 45% (W)	439.72 $\pm$ 131.32 a (351.50-527.95)	524.42 $\pm$ 140.50 (430.03-618.81)	454.09 $\pm$ 118.7 7a (374.29-533.88)	478.78 $\pm$ 134.72 (388.27-569.298)	"a" $p=0.022$	0.314*

MPV 80% (m/s)	0.46±0.11 a,b (0.40-0.53)	0.35±0.10 * (0.29-0.42)	0.45±0.11 a (0.38-0.52)	0.49±0.19 b (0.37-0.61)	"a"p=0.037 "b"p=0.043	0.305
Vmax 80% (m/s)	0.65±0.12 a (0.57-0.72)	0.50±0.14 * (0.41-0.59)	0.64±0.16 (0.54-0.74)	0.67±0.25 a (0.51-0.83)	"a"p=0.019	0.399
Power 80% (W)	375.98±91.21 (318.03- 433.94)	386.79±199.35 a (260.13- 513.45)	337.73±80.12 (286.83- 388.64)	460.99±222.15 a (319.84- 602.14)	"a"p=0,034 *	0.427*

p < 0.05 (ANOVA). η^2_p = partial eta square (small effect ≤ 0.05 , medium effect 0.05 to 0.25, high effect 0.25 to 0.50, and very high effect >0.50). * Intraclass, and # interclass. PP: Paralympic powerlifters; and CP: conventional powerlifters. In the variables in which there were differences at the time before, the discrepant variable was used as a covariate and an ANCOVA was performed. Covariant. The repeated letters (a-a, b-b), represent where the statistical differences are.

In Figure 3, for thermography in the PP group, there was a difference in the PMS muscle between before (33.28 ± 1.47 , 95% CI 32.19-34.17) and after (35.13 ± 1.77 , 95% CI 33.98-36.37, $p=0.004$ $\eta^2_p=0.443$ large effect) measurements. Differences were observed in the TBCL muscle, after the session between CP (33.00 ± 1.26 , 95% CI 32.15-33.85) and PP (34.18 ± 1.53 , 95% CI 33.14-35.21, $p=0.024$ $\eta^2_p=0.536$, very large effect) groups, and within the PP group, between before (31.90 ± 1.13 , 95% CI 31.14-32.67) and after (34.18 ± 1.53 , 95% CI 33.14-35.21, $p=0.004$ $\eta^2_p=0.493$, large effect) measurements.

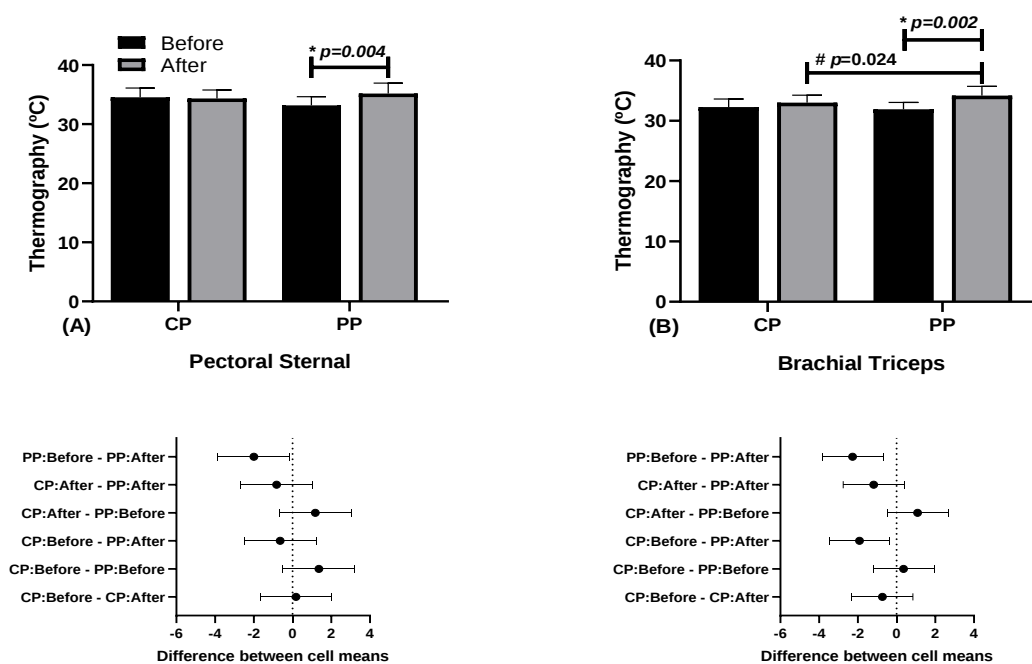


Figure 3 – Thermographic evaluation of (A) Sternal Pectoral and (B) Brachial Triceps, before and after, of the Conventional (PC) and Paralympic (PP) Powerlifting groups

4. Discussion

This study aimed to evaluate the parameters of mean propulsive velocity (MPV), maximum velocity (Vmax), and power, as well as the local temperature of the long head of the triceps brachii and the sternal portion of the pectoralis major, in conventional powerlifting (CP) and Paralympic powerlifting (PP) athletes. The evaluation was conducted at an intensity of 45% of one-repetition maximum (1RM) following a standard training session in the bench press.

4.1 MPV, Vmax and Power

Differences were found between the CP and PP groups, both under submaximal conditions and at loads close to relative maximum. While CP tends to show consistent improvements in MPV, Vmax, and power at loads of 45% of 1RM, PP shows a less favorable response to this intensity, but responds positively at loads of 80% of 1RM. These velocity parameters have been evaluated in other studies and indicated as modulators of stimulus intensity and neuromuscular fatigue effect in training sessions [9,11]. According to a previous study, MPV establishes a highly reliable load–velocity relationship when compared to other velocity variables, with mean velocity showing the strongest relationship to relative intensity percentage, followed by MPV [25,26,27].

MPV has been associated with neuromuscular fatigue, which gradually develops as exercise repetitions are performed, reducing velocity during the training session and in pre- and post-session tests. The magnitude of this reduction was observed to be greater in the bench press compared to exercises such as squats [28]. These variations differ from the findings in this study for both groups, which exhibit different results between intensities of 45% and 80%.

In some ways, the discrepancies between CP and PP may have occurred, in part, due to the distinct neuromuscular adaptations of each group. In a study involving individuals trained in bench press and squat without disabilities, the loss of velocity was interpreted as a direct indicator of the accumulation of metabolic stress and fatigue [28]. On the other hand, in our study, PP athletes, who predominantly use their upper limbs in everyday life, demonstrated different responses. Under high loads (80% of 1RM), these athletes maintain or even improve their velocity, suggesting a specific adaptation that optimizes muscle recruitment under high tension [19].

The observed divergence can be interpreted from theoretical data, which propose a specific threshold of velocity loss for each exercise [29]. The magnitude of this percentage loss indicates fatigue and defines the optimal termination points for a set. In the case of PP athletes, the need for high loads (80% of 1RM) to achieve velocity gains suggests an adaptation resulting from the constant use of the upper limbs, thereby modifying the force–velocity profile and fatigue threshold [8,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18,19,20,21,22,23,24,25,26,27,28,29,30].

Our results demonstrate reductions in velocity and power parameters for the PP in 45% of 1RM, but not in 80% of 1RM, which is different to the CP, where these parameters increased. Interestingly, in a recent study, PP athletes were exposed to two types of training: traditional with 80% of 1RM and eccentric with 110% of 1RM. For traditional training, there was no significant reduction in MPV between pre- and post-intervention measurements, supporting partially the findings of the present study [19]. The velocity loss indicator has been increasingly evaluated for training purposes in maximum strength modalities, demonstrating a linear relationship between velocity reduction and higher %1RM [8,9,10,11]. Nevertheless, in elite competitors, a reduction in velocity and power measures is expected, as demonstrated in studies evaluating athletes from various modalities [31,32,33,34]. Furthermore, when comparing two velocity reduction profiles (15% vs. 25%), athletes achieved greater neuromuscular adaptations with the bigger percentage of reduction [29].

In addition, recent studies, such as that by Mesquita Souza et al. [8], examined differentiated responses to training stimuli between CP and PP athletes. The findings reveal specific adaptations resulting from functional limitations. Similarly, van den Hoek et al. [18] observed that, in certain aspects, PP athletes exhibit distinct adaptive responses compared to conventional athletes.

Despite the widespread use of velocity reduction for training load control, the method's precision remains under constant debate, particularly when compared to traditional methods such as %1RM. Nevertheless, %1RM carries considerable disadvantages, with one of the primary issues being the need to perform daily maximum strength tests to predict training load percentages, as factors such as sleep, nutrition, fatigue, and movement velocity can impact force production [35,36]. This ongoing debate highlights the complexity of accurately quantifying and controlling training loads in strength-based sports, emphasizing the need for further research to optimize training methodologies and performance outcomes [37].

In addition to velocity indicators, our study evaluated power output, which also showed different results between groups. CP athletes experienced an increase in power, while Paralympic powerlifting (PP) athletes tended towards a decrease. Power has been investigated as an important factor for adjusting optimal workload to improve human movement [10]. Consequently, power has been identified as a critical capacity for athletic performance, defined by the formula (power = velocity $\times$ force), meaning that increasing either velocity or force will also increase power [8,32].

Studies associating velocity loss with neuromuscular adaptations concluded that the closer to failure during training sets, the greater the losses in velocity and power [33,34]. Accordingly, our study's training session was conducted with fixed sets. However, with 80% of 1RM, during training and comparing series 1 with series 5, PP athletes, in the initial set, had lower velocities in both MPV and Vmax than CP athletes [38,39,40]. However, in the final set, PP athletes had higher absolute values than CP athletes, and these findings are in line with other studies [7,19,35]. Regarding power, there were differences only between sets 1 and 5 in PP.

4.2 Skin Temperature

Skin temperature in the long head of the triceps brachii (TB) and sternal portion of the pectoral major (PM) muscles showed significant alterations in both groups. Infrared thermography in sports has been used to understand thermal changes in muscle tissue after exercise or training, providing data for a better understanding of injury prevention, biomechanical alterations, and imbalances [16,25]. In the sternal portion of the pectoralis major and in the triceps brachii, differences were observed between the time before and after in the PP athletes. In the triceps brachii, a difference was observed between the time after between the PP and the CP athletes. However, the temperature difference of less than 0.4 °C does not present a risk of injury for any of the athletes.

Physiologically, after exposure to overload, blood flow increases to the exercised area, causing changes in the thermal pattern, as observed in the sternal portion of the pectoral major (PM) and long head of the triceps brachii (TB) in the Paralympic powerlifting (PP) group [24]. Although an increase in post-exercise temperature values is expected, when these values exceed normal patterns, the risk of injury may increase [41]. Consequently, when the temperature surpasses values above 1.6 °C, a higher risk of injury is observed, necessitating the interruption of training [37,38]. The high intensity applied by strength athletes has been identified as

a relevant factor for the increase in ST [39,40]. However, a recent study analyzing the thermal pattern during a traditional strength training session in non-athletes and PP athletes did not find thermal differences [42,43].

Thermal responses demonstrate how training load, exercise type, muscle groups and joints involved, cardiovascular and hemodynamic systems, among others, result in complex physiological responses that trigger adaptations and internal adjustments created by training [44]. This may partially explain the different results found in this study regarding ST responses between groups. Reinforcing the previous data, research applying different types of exercises, intensities, set volumes, and distinct populations also found ambiguous results regarding thermal responses [45,46].

Corroborating with the previous exposition, when analyzing three effects of different training methods traditional (TRAD), time under tension (TUT), and vascular occlusion (OCL) ST in athletes, immediately after training, ST was reduced in all groups, but significant reductions were only observed for OCL and TUT [47]. In another study evaluating the impact of the drop set method and set volume (three sets vs. six sets) on ST, an increase in temperature was evident immediately after training, and the higher volume of sets generated a greater thermal response [48].

Another factor that may influence and explain the differences in skin temperature (ST) behavior between groups in this study is the training level, as Paralympic powerlifting (PP) athletes are more experienced than conventional powerlifting (CP) athletes. Research demonstrated that after anaerobic exercise, trained women exhibit a more rapid increase in ST and maintain a more refined thermoregulatory management compared to untrained individuals [49]. Corroborating this finding, when men with different training levels were subjected to an effort test, they demonstrated similar thermoregulatory kinetics as observed in our study [46].

4.3 Train Considerations

Our study represents the first comprehensive evaluation and analysis of speed, power, and skin temperature parameters among athletes from different weightlifting categories. To date, two studies [17,24] have conducted a similar analysis, focusing exclusively on Paralympic weightlifting (PP) athletes. Thus, it appears that PP and PC athletes tend to present distinct adaptations related to PP limitations and greater use of the upper limbs in daily life, in addition to the response to different training intensities.

Thus, it seems that PP athletes tend to have lower initial velocity and higher velocity at the end, however, in terms of fatigue there were differences in the temperature of the Triceps, with no differences in the chest. Regarding fatigue expressed through velocity, it was observed that PP athletes had less fatigue expressed through velocity. This may be due to adaptation since many people use their upper limbs to propel the wheelchair and to move around using crutches [51,52].

4.4 Limitations

The study has several limitations that require caution in interpreting the results. The intervention was acute, which prevents extrapolation to chronic effects, as long-term training models and duration may cause different effects on the evaluated parameters. External factors such as sleep duration, nutrition, and use of ergogenic substances were not controlled, except for illicit substances. The findings are specific to the athletic population, and effects on non-athletes may differ. Furthermore, additional studies are necessary to elucidate the remaining gaps regarding parameters for training control, to assist coaches and athletes in better decision-making, thus ensuring the best possible performance.

5. Conclusion

The findings of the present study demonstrate significant differences in the physiological and mechanical responses between conventional (CP) and Paralympic (PP) powerlifting athletes in terms of speed and power, as assessed at 45% and 80% of 1RM. In the CP group, mean propulsive velocity (MPV) and maximum velocity (Vmax) indices showed significant increases after the training session at 45% of 1RM, accompanied by an increase in power, suggesting an efficient neuromuscular response and adequate adaptation to the submaximal stimulus.

In contrast, PP athletes demonstrated a tendency for these parameters to decrease at lighter loads, possibly reflecting specific adaptations resulting from the continuous use of the upper limbs for locomotion and other functional demands inherent to their condition. When assessed at 80% of 1RM, the results were reversed: while the CP group maintained their speed indices practically stable or showed a slight reduction, the PP group showed significant increases in MPV and Vmax, as well as in power production. This differentiated response suggests that Paralympic athletes may have a distinct fatigue threshold, which allows them to optimize performance at higher

loads. In summary, the data suggest that load prescription in resistance training should be individualized, taking into account the intrinsic characteristics of each group.

Monitoring speed parameters emerges as a valuable tool to quantify neuromuscular fatigue and adjust the training stimulus according to the effort level and specific adaptations of each athlete. These results contribute to the refinement of training strategies, providing support for the implementation of safer and more effective approaches for both conventional and Paralympic athletes, with the aim of optimizing performance gains without inducing excessive fatigue. These findings contribute to the understanding of acute responses to high-intensity resistance training in powerlifting athletes, highlighting the importance of category-specific considerations in training program design and performance monitoring.

Author Contributions: Conceptualization, R.L.M.S. and F.J.A.; methodology, L.d.S.; software, J.L.d.S.; validation, L.M.V.S. and A.L.G.C. formal analysis, P.F.d.A.-N.; investigation, R.L.M.S.; and F.J.A., resources, B.G.d.A.T.C. and A.C.M.; data curation, F.J.A.; writing—original draft preparation, R.L.M.S.; writing—review and editing, all authors; visualization, J.L.d.S.; supervision, P.T.N. and B.G.d.A.T.C.; project administration, F.J.A. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki and approved by the Institutional Review Board and approved by the Human Research Ethics Committee of the Federal University of Sergipe (UFS), under Statement Number 2637882/2018.

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The data that support this study can be obtained from the address: www.ufs.br/Department of Physical Education, accessed on 12 June 2024.

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

2.3 ESTUDO 3: O TREINAMENTO PRODUZ EFEITOS DIFERENTES NA FORÇA ESTÁTICA E NOS INDICADORES DE ATIVAÇÃO MUSCULAR ENTRE ATLETAS DE LEVANTAMENTO DE PESO CONVENCIONAL E PARALÍMPICO.

Rafael Luiz Mesquita Souza^{1,2}, Felipe J. Aida^{1,2,3}, Leonardo dos Santos^{1,2}, Anderson Carlos Marçal¹, Paulo Francisco de Almeida-Neto⁴, Breno Guilherme de Araújo Tinoco Cabral⁴, Georgian Badicu⁵, Gianpiero Greco^{6,*}, Francesco Fischetti^{6,†} and Stefania Cataldi^{7,†} **(Submetido ao Journal of Functional Morphology and Kinesiology)**

TRAINING PRODUCES DIFFERENT EFFECTS ON STATIC STRENGTH AND MUSCLE ACTIVATION INDICATORS BETWEEN CONVENTIONAL AND PARALYMPIC POWERLIFTING ATHLETES.

Introduction/Objective: Resistance training (RT) is essential for performance in weightlifting and plays a crucial role in athletic development. It provides numerous benefits across sports disciplines, including both Paralympic powerlifting (PP) and conventional powerlifting (CP). The objective of this study was to compare the acute effects of a high-intensity training session on static strength indicators—namely, maximal isometric force (MIF), rate of force development (RFD), time to reach maximal isometric force (TMIF), and muscle activation (sEMG)—between CP and PP athletes. **Methods** Twenty-four trained male athletes (12 CP, 12 PP) were assessed for MIF, RFD, TMIF, and sEMG at 45% of 1RM, both before and after completing a 5×5 training session at 80% 1RM. sEMG data were collected using standardized SENIAM protocols for the sternal portion of the pectoralis major and the long head of the triceps brachii. Statistical analyses included repeated-measures ANOVA and effect size estimation. **Results:** Only the CP group showed significant increases in MIF ($\Delta +146.1$ N, $p < 0.001$) and RFD ($\Delta +36,851.3$ N/s, $p < 0.001$). Additionally, the CP group exhibited a significant reduction in sEMG activity of the pectoralis major ($p = 0.026$), whereas the PP group showed no changes in muscle activation. **Conclusion:** These findings emphasize the importance of individualized training strategies in Paralympic contexts, incorporating greater variability and training volume to optimize neuromuscular adaptations. Future research should explore long-term interventions and integrate biomechanical and metabolic variables to improve training program development in adaptive sports..

Keywords: training control; disabled persons; paralympic powerlifting.

1. Introduction

Resistance training (RT) is a fundamental component of athletic performance, rehabilitation, and health, offering numerous benefits across various sports disciplines, including Paralympic (PP) and conventional powerlifting (CP) (1). In these weightlifting sports, the bench press (BP) is one of the three competitive lifts in CP and the sole lift performed in PP competitions (2). Thus, during competitions, both CP and PP athletes aim to lift the maximum possible load in a single repetition, in accordance with official rules (2,3).

In both PP and CP, RT must be strategically planned to maximize performance and prevent injuries, incorporating specific training protocols and managing training through the control of variables and indicators related to maximal athletic performance (4). Among these, static strength indicators—such as the rate of force development (RFD), which demonstrates the neuromuscular system's ability to efficiently generate force, and maximal isometric force (MIF), which refers to the greatest amount of force a muscle or group of muscles can exert during a single maximal contraction without joint movement—are frequently used (5). Increases in RFD are primarily mediated by neural adaptations, particularly at the level of the spinal cord (6).

These include changes such as decreased motor unit recruitment thresholds and increased firing rates during resistance training. It has been demonstrated that different RT protocols—specifically high-load (80% 1RM) versus low-load (30% 1RM)—produce strength and RFD gains, with significant improvements observed only in the high-load group (7,8).

In a study that assessed MIF by comparing training with moderate loads (60–82.5% 1RM) and high loads (80–90% 1RM), it was found that high-load training significantly enhanced initial MIF production compared to moderate-load training (9). In the context of PP, research has shown that both RFD and MIF are influenced by factors such as neural activation, training history, and biomechanical variables (10).

Among other factors, a study that analyzed training performed within the sticking point region reported greater reductions in both RFD and MIF, particularly during the initial and intermediate phases of this range, highlighting the challenges athletes face during this part of the lift (11). When comparing full and partial ranges of motion (ROM), it was found that RFD was more positively influenced by partial ROM, as was muscle activation in the triceps and anterior deltoid (12).

Although sEMG is a highly useful and versatile tool, a study involving CP athletes showed a low correlation between the activation of the deltoid, triceps, and pectoralis major, with inverse or non-significant relationships observed (12). This suggests that sEMG-based muscle activation alone may not adequately explain performance variability, underscoring the need to integrate additional neuromuscular variables such as RFD and MIF for a more comprehensive understanding of bench press performance.

The analysis of muscle activity and activation through surface electromyography (sEMG) has been widely employed in sports contexts for various purposes. It enables athletes to focus on improving specific skills through real-time feedback of muscle activation and allows for quantitative tracking of performance indicators (13). In RT, sEMG has been extensively used to assess muscle activation, providing valuable insights into muscle function, recruitment strategies, and fatigue (14).

Another study that identified muscular imbalances during the bench press revealed differences in the activation of pectoral muscles in the non-dominant limbs before and after training (17). This is particularly important in PP, where athletes may exhibit varied levels of muscle function due to their impairments. Despite being a highly useful and versatile tool, EMG studies involving CP athletes showed low correlations in deltoid and triceps activation, with wide confidence intervals that included zero.

For the pectoralis major, inverse or non-significant relationships were observed (18). This suggests that sEMG-based activation alone may not account for performance variability, reinforcing the need to integrate other neuromuscular variables, such as RFD and MIF, for a more comprehensive understanding of bench press performance. Additionally, studies have assessed performance and different kinetic and kinematic indicators between CP and PP athletes, revealing distinct acute responses following a training session (19).

These differences also extended to strength levels, with PP athletes being stronger than their CP counterparts, suggesting that specific adaptations resulting from disability-related limitations may lead to enhanced force capacity (20). Therefore, based on the findings of previous studies (19,20) comparing CP and PP, which demonstrated distinct adaptation patterns to strength training stimuli, the present study aims to evaluate and compare the physiological responses in static strength indicators and muscle activation between PP and CP athletes after a training session. It is

hypothesized that PP athletes will demonstrate superior outcomes in the analyzed indicators.

2. Materials and Methods

2.1. Study Design

The study was conducted over two weeks. In the first week, participants underwent familiarization and one-repetition maximum (1RM) testing. Before and after the training session, athletes were assessed for rate of force development (RFD), maximal isometric force (MIF), and the time (in milliseconds) required to reach MIF. The training session followed a protocol consisting of five sets of five repetitions at 80% of 1RM. Surface electromyography (sEMG) was used to assess muscle activity, with electrodes placed during the first and last sets of the 5x5 protocol to capture electromyographic signals from the sternal portion of the pectoralis major and the long head of the triceps brachii (Figure 1) (17, 20).

All tests were conducted on Mondays between 8:00 a.m. and 12:00 p.m. Participants were instructed to maintain their regular eating habits, abstain from alcohol, and avoid physical activity for 48 hours prior to testing. These conditions were confirmed through participant interviews before testing. Ambient temperature was controlled and maintained between 24°C and 26°C).

Figure 1 – Experimental study design. Legend: Maximal isometric force (MIF). Rate of force development (RFD), Time until maximal force isometric (TMIF) and Surface electromyography (sEMG).

Time				Another days
Week 1 (Familiarization e 1RM Test)	→	Test (1RM) 	Pre-Test (1x5) 45% Eccentric 45% Concentric 	Rest
Week 2 (TT 5x5- 80% 1RM)	→	Tests MIF, RFD, TMIF, sEMG.	Post-test 45% Eccentric 45% Concentric	Rest

2. Sample

The study included 24 male participants, equally divided into two groups: 12 conventional powerlifters (CP) and 12 Paralympic powerlifters (PP), aged between 18 and 35 years. On average, the CP group had approximately one year of training experience, whereas the PP group had about two years (see Table 1). The PP athletes were affiliated with an outreach program of the Department of Physical Education at the Federal University of Sergipe, Brazil. All participants competed at the national level, met the qualification criteria for their respective disciplines (2,3), and ranked among the top ten in their categories.

Regarding impairments, six athletes had lower limb malformations (arthrogryposis), one had sequelae of poliomyelitis, four were amputees, and one had a spinal cord injury resulting from an accident, with the lesion located below the eighth thoracic vertebra. Sample size was calculated using the open-source software G*Power® (version 3.0; Berlin, Germany) based on an “F family statistics” ANOVA with $\alpha < 0.05$, $\beta = 0.80$, and an observed effect size of 1.33 for the Rate of Force Development (RFD) in powerlifting athletes (21). This calculation yielded an estimated power of 0.80, requiring a minimum of eight individuals per group, indicating that the sample size was adequate. The study protocol was approved by the Research Ethics Committee of the Federal University of Sergipe, number CAAE: 2.637.882 (approval date: May 7, 2018), in full accordance with the ethical guidelines of the Declaration of Helsinki (1964, with subsequent revisions).

Table 1 – Sample characteristics

	Conventional Powerlifting (CP)	Paralympic Powerlifting (PP)	<i>p</i>	Cohen's <i>d</i>
Age (years)	29.84±4.21	30.81±8.05	0,715	XXX
Body weight (Kg)	78.52±7.95	70.00±16.13	0,115	XXX
Experience (years)	1.81±0.41	2.84±1.31	0,016	1,108
1RM Bench Press Test (Kg)	118.49±17.71	122.02±38.06	0,440	XXX
1RM/Body mass	1.51±0.61*	1.71±0.42*	0,175	XXX

The load lifted by the athletes ranked them among the top 10 in their standard deviation (SD)

The inclusion criteria required participants to have at least 18 months of experience in the sport and to be actively engaged in competitions in their respective disciplines. Additionally, Paralympic athletes were required to be officially classified and eligible for Paralympic sport. The exclusion criterion was the use of any illicit substances during testing or at any stage of the study. It is noteworthy that both CP and PP athletes demonstrated values consistent with high-performance athletes, as the ratio of lifted weight to body weight exceeded 1.4.

.2.3- Instruments/Procedures

Body weight measurements of the athletes were conducted using a Michetti electronic platform scale (Michetti, Brazil), specifically designed to accommodate seated athletes. This scale has a maximum capacity of 300 kg and dimensions of 1.50 x 1.50 m. For non-athlete males, a high-precision Dellamed scale was used. The flat bench press exercise was performed on an official flat bench measuring 210 cm in length, equipped with a 220 cm barbell and weight plates, all manufactured by Eleiko (Sweden) and approved by the International Paralympic Committee. The selection of this equipment ensures standardization and compliance with international competition standards, which is particularly important for the Paralympic athletes involved in the study (2).

2.3.1. Maximum Load Test (1RM)

A one-repetition maximum (1RM) assessment was conducted to determine the training load for both groups of athletes. This assessment took place during the first

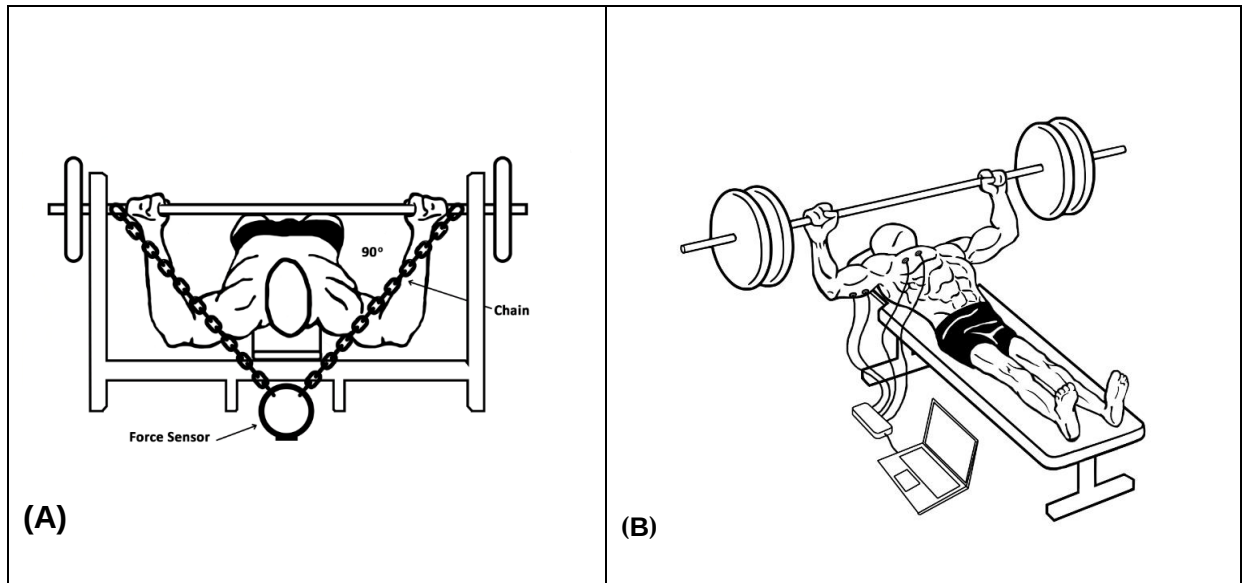
week. Initially, each subject selected a weight they anticipated lifting successfully, with additional increments added until their maximum lifting capacity was reached. In cases where an athlete failed to complete the lift, the load was reduced by approximately 2.4% to 2.5%. A recovery period of 3 to 5 minutes was provided between attempts. Notably, this 1RM test was performed 72 hours prior to the commencement of the training sessions.

2.3.2. Static Force Measurements

Muscle strength parameters — namely, Rate of Force Development (RFD, $\text{N}\cdot\text{s}^{-1}$), Maximum Isometric Force (MIF, N), Fatigue Index (FI, %), and time to reach MIF (s) (TMIF) were recorded using a Chronojump force sensor (Chronojump, BoscoSystem, Barcelona, Spain), following a protocol detailed elsewhere (23). The perpendicular distance between the force sensor and the joint center was measured and used to calculate joint torques and the FI. MIF was measured as the maximum isometric force generated by the upper limb muscles. MIF, FI, and RFD were calculated as previously described (21) (Figure 2A).

The volunteers were fully informed about the study, and all signed a consent form in accordance with Resolution 196/1996 of the National Health Council, in compliance with the ethical principles outlined in the Declaration of Helsinki (1964, revised in 1975, 1983, 1989, 1996, and 2000) of the World Medical Association.

Figure 2 – Load cell connected to the bar (A), Electromyography of the sternal pectoralis major and long head triceps brachii (B).



2.3.3. sEMG

Electromyographic signals were recorded on the dominant side using dual Meditrace electrodes (Tyco/Kendall, Mansfield, MA, USA), aligned parallel to the muscle fibers and positioned 2.0 cm from the center, at the point of greatest muscle bulk for the triceps brachii (long head), anterior deltoid, and the sternal and clavicular portions of the pectoralis major. A reference electrode was affixed over the olecranon, and the skin in the area was first shaved and cleaned with a 70% alcohol solution. The electrodes, with a contact diameter of 11.0 mm and spaced 2.0 cm center to center, were oriented along the predicted path of the underlying muscle fibers, according to SENIAM guidelines (24). Data acquisition involved a single set with one repetition at a load corresponding to 100% of 1RM, while a marker function defined the data intervals at each height within the grip region.

Prior to electrode insertion, the skin was shaved and abraded, then washed with alcohol following SENIAM recommendations. After placement, the electrodes were positioned on the muscle belly, following the estimated direction of the fibers. Specifically, placements were made at four locations: on the clavicular portion of the pectoral muscle (approximately 4 cm medially to the axillary fold in the second intercostal space below the midpoint of the clavicle), on the sternal portion of the pectoral muscle (approximately 6 cm medially to the axillary fold and between the third and fourth intercostal spaces, immediately lateral to the sternum), on the anterior deltoid (1.5 cm distal and anterior to the acromion), and on the long head of the triceps

brachii (approximately 3 cm medially and at the midpoint along the line from the acromion to the olecranon) (25). An eight-channel electromyographic system (MI-OTEC®; MIOTEC, Porto Alegre, RS, Brazil) was employed, with the data filtered using a second-order Butterworth bandpass filter (20–500 Hz) in conjunction with a 60 Hz notch filter.

The signal amplitude was calculated using the root mean square (RMS) method and then normalized to the maximal voluntary isometric contraction (MVIC). MVIC measurements were obtained before the test, by having each subject perform a lift and maintain an isometric contraction for 5 seconds; these values were captured and used for normalization, with the system generating a report of the normalized data that formed the basis for the analysis in this study, adapted from (26) (Figure 2B).

2.3.4. Procedures

In the first session, a 1RM test was conducted. Each subject began the attempt with a weight they believed they could lift only once with maximum effort. Weight increments were added until the maximum load that could be lifted once was reached. If the athlete failed to complete a single repetition, 2.4 to 2.5% of the tested load was subtracted. Subjects rested for 3 to 5 minutes between attempts

This test was performed 72 hours prior to the evaluation process, which took place in the second session. During the second session, athletes performed a preliminary warm-up for the upper limbs and a specific warm-up on the flat bench press with 30% of the 1RM load, executing 10 slow repetitions (3.0 x 1.0 seconds, eccentric x concentric) and 10 fast repetitions (1.0 x 1.0 seconds, eccentric x concentric). After this phase, athletes completed a set of 4 repetitions at 45% of 1RM intensity, followed by a 5x5 protocol at 80% of 1RM load, allowing a rest interval of 3 to 5 minutes. Finally, another set of 4 repetitions at 45% of 1RM was performed. The initial and final sets at 45% of 1RM were considered as pre- and post-intervention measures, respectively. During the tests, athletes did not engage in any training and were instructed to maintain their normal daily routines, avoiding intense activities or physical exercises.

2.4- Statistical analysis

Descriptive statistics were performed considering measures of central tendency, expressed as mean $\pm$ standard deviation ($X \pm SD$) and 95% confidence

intervals (95% CI). The Shapiro-Wilk test was used to assess the normality of variables, taking into account the sample size. A two-way repeated measures ANOVA was conducted to evaluate differences between PP and CP groups and across time points (pre- and post-intervention) at 45% intensity, followed by Bonferroni post hoc tests. For sample characterization, an independent t-test was performed. Effect sizes were interpreted as follows: $d < 0.2$ was considered trivial, 0.2 to 0.6 small, 0.6 to 1.2 moderate, 1.2 to 2.0 large, 2.0 to 4.0 very large, and ≥ 4.0 extremely large (27). Cohen's d was calculated as the difference between means divided by the pooled standard deviation to estimate effect size for comparisons between lifts (28). Statistical analyses were conducted using the Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) version 25.0 (IBM, New York, USA). The significance level was set at $p < 0.05$. Partial eta squared (η^2_p) was reported as a measure of effect size, with thresholds defined as small effect ≤ 0.05 , medium effect 0.05 to 0.25, large effect 0.25 to 0.50, and very large effect > 0.50 .

Results

In Table 2, for the 45% 1RM condition, the CP group showed a significant increase in the Fatigue Index (FI), rising from 203.73 ± 70.22 N (95% CI: 156.56–250.90 N), before (to 349.79 ± 48.05 N (95% CI: 317.51–382.08 N), and after ($p < 0.001$, $\eta^2_p = 0.545$, very large effect). Similarly, the Rate of Force Development (RFD) in the CP group increased markedly from $22,198.12 \pm 16,271.92$ N/s (95% CI: 11,266.49–33,129.74 N/s) to $59,049.38 \pm 33,298.60$ N/s (95% CI: 36,679.08–81,419.69 N/s) ($p < 0.001$, large effect).

However, the group maintained stable Maximum Isometric Force (MIF) values at 655.89 ± 107.02 N before versus 656.01 ± 67.92 N after, indicating no significant change. Additionally, although the CP group exhibited a decrease in the time required to reach MIF—from 0.98 ± 1.36 s (95% CI: 0.07–1.90 s) to 0.53 ± 0.69 s (95% CI: 0.06–0.99 s)—this change was not statistically significant ($p = 0.088$).

Table 2 – Maximum isometric force (MIF), rate of force development (RFD), and time at MIF (TMIF) in 1RM of 45%

	MIF (N)	RFD (N/s)	TMIF (s)
CP Before	203,73±70,22 a,b (156,56-250,90)	22198,12±16271,92 a (11266,49-33129,74)	0,98±1,36 (0,07-1,90)
PP Before	655,89±107,02 b (583,79-727,79)	19212,48±8211,60 (13695,85-24729,11)	0,92±1,59 (0,15-1,98)
CP After	349,79±48,050 a,c (317,51-382,08)	59049,38±33298,60 a,b (36679,08-81419,69)	0,53±0,69 (0,06-0,99)
PP After	656,01±67,92 c (610,38-701,6)	21482,68±4894,32 b (18194,63-24770,73)	1,22±1,68 (0,09-2,35)
<i>p</i>	“a” <i>p</i> <0,001* “b,c” <i>p</i> <0,001#	“a” <i>p</i> =0,002* “b” <i>p</i> =0,004#	0,088
<i>F</i>	11,973* 22,734	18,204* 12,833#	XXX
$\pm$ η^2p	0,545* 0,695#	0,645* 0,562#	XXX

(ANOVA). η^2p = partial eta squared (small effect ≤ 0.05 , medium effect 0.05 to 0.25, large effect 0.25 to 0.50, and very large effect (> 0.50). * Intraclass, # Interclass. PP: Paralympic Weightlifters; CP: Conventional Weightlifters.

Figure 3 presents the results of muscle activation measured by surface electromyography (sEMG) for the sternal portion of the pectoralis major and the triceps muscles. A significant difference was observed only in the CP group for the sternal pectoralis muscle between the pre (299.06 $\pm$ 124.25; 95% CI: 220.11–378.01) and post (197,87-132,61) (IC 95%: 113,61 $\pm$ 282,135, *p* = 0,026, η^2p = 0,443).

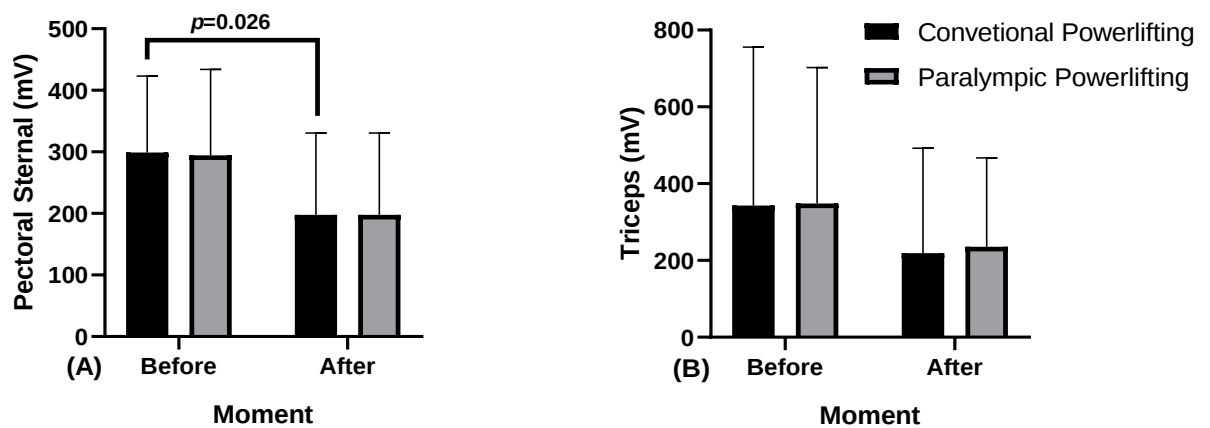


Figure 3 – Muscle activation measured by surface electromyography (sEMG) in the sternal pectoral muscles (A) and triceps (B) at a load of 45% 1RM.

The main finding of the present study was the differentiated neuromuscular response between CP and PP athletes following a standardized strength training session (5×5 at 80% of 1RM). CP athletes exhibited significant increases in Maximum Isometric Force (MIF) and Rate of Force Development (RFD), alongside a reduction in activation of the sternal portion of the pectoralis muscle (measured via sEMG), whereas PP athletes maintained high but stable force and activation values.

These results suggest distinct neuromechanical adaptations between the groups, influenced by training history and functional demands. Our findings align with recent literature demonstrating high interindividual variability in RFD and MIF responses to identical training protocols, underscoring the importance of personalized training strategies (29). Furthermore, physiological characteristics such as muscle architecture and neural recruitment patterns may differentially influence adaptation (30).

4.1 Estatic indicators of force

The unchanged Maximum Isometric Force (MIF) in PP athletes suggests a possible adaptive ceiling effect, likely due to the chronic use of the upper limbs in daily life and their high training level—factors previously associated with elevated baseline strength in athletes with spinal cord injury (9). In contrast, CP athletes showed notable improvements in both MIF and Rate of Force Development (RFD), indicating a greater

scope for acute neuromuscular adaptation. This may reflect a higher responsiveness to training in less specialized athletes and greater neural plasticity (31).

This divergence in adaptation patterns can be interpreted through the lens of neuromuscular efficiency and movement specificity (32). The consistency observed in PP performance may reflect a refined and automated motor pattern resulting from repetitive exposure to standardized competitive movements (20,32). Therefore, future protocols for PP athletes may require greater variation in range of motion or manipulation of cadence to elicit more pronounced acute neuromuscular changes.

Additional factors influencing MIF include joint angles, grip width, execution speed, as well as training type and muscle size (33–36). Considering these biomechanical elements is essential when interpreting differences between groups. Despite modest gains in RFD in PP athletes, the absence of MIF improvement supports the hypothesis that maximal strength and rapid force production are mediated by distinct neural adaptations. This dissociation has been documented showing increases in motoneuron firing frequency post-training without corresponding strength gains (37).

Furthermore, the acute RFD gain observed in CP athletes suggests greater responsiveness of fast motor units to high-intensity stimuli in less trained populations. According to Reina et al (38), initial adaptations in RFD are largely neural, involving enhanced synchronization and frequency coding of motor units, especially type II fibers. This rapid adaptation precedes structural changes and highlights the utility of RFD as a sensitive marker for short-term training effects.

In contrast, PP athletes may exhibit a more selective recruitment pattern due to chronic compensatory adaptations, leading to stable RFD profiles even under varied loads. Farina et al (39) found that highly trained athletes may show stable RFD outcomes due to lower recruitment thresholds of motor units and optimized neuromuscular firing sequences a pattern commonly observed in Paralympic athletes.

4.2 sEMG

The CP group exhibited a significant reduction in activation of the sternal portion of the pectoralis muscle following training, which may reflect improved neuromuscular efficiency rather than fatigue (16). This finding contrasts with traditional assumptions that submaximal loads lead to increased activation but aligns with studies demonstrating reduced activation requirements after motor refinement (40).

In PP athletes, muscle activation remained stable, suggesting chronic adaptation and high specialization of the motor pattern, resulting in lower observable variability in short-term responses. This consistency may also reflect functional rigidity beneficial for performance but less responsive to acute stimuli (12,17).

Furthermore, EMG alone may be insufficient to interpret complex multi-joint exercises such as the flat bench press. Integration of EMG with kinematic and kinetic variables is necessary for a comprehensive understanding of motor strategies (41). The absence of changes in triceps activation in both groups may imply compensation by synergistic muscles, reflecting coordination strategies rather than performance deficits. The stability of EMG signals in PP may also result from lower intra-individual variability, a characteristic of elite motor control (40).

Chronic exposure to standardized movements promotes signal stabilization, which should not be mistaken for a lack of neuromuscular adaptation. Additionally, EMG fidelity is influenced by local fatigue, muscle depth, and skin-electrode interface quality (42). Therefore, signal interpretation must consider these limitations.

The unchanged EMG in PP, despite high force production, supports the view that EMG alone may not reflect true performance, especially in technically refined athletes (43). Interestingly, (40) found that reductions in EMG amplitude post-training can also indicate improved intermuscular coordination, where stabilizers and prime movers operate more harmoniously. This reinforces the interpretation that lower activation does not necessarily mean lower performance but rather better neuromotor control.

Since our study assessed EMG at submaximal loads pre- and post-fatigue, it is plausible that reductions or stability in amplitude reflect strategy changes rather than muscle fatigue or adaptation failure. Therefore, longitudinal EMG profiling across varying intensities and muscle groups is essential for more robust interpretations in Paralympic populations.

4.4 Limitations

Among the main limitations of the present study is the limited sample size, although statistically adequate, which restricts the generalization of the findings to other athlete populations, especially in international contexts. Additionally, the heterogeneity of impairments among the Paralympic athletes may have influenced the

results in an uncontrolled manner, as different types and degrees of neuromuscular involvement impact performance differently.

Another limitation is the exclusive inclusion of male participants, which prevents the generalization of results to females, given that there are significant differences in the neuromuscular and biological determinants of maximal isometric strength between sexes (45).

The absence of longitudinal follow-up limits the understanding of chronic training adaptations. Another relevant point was the single-time measurement of muscle activation via sEMG, without controlling for variables such as residual fatigue or muscle temperature, which can alter the electromyographic signal. Finally, the study did not consider hormonal, metabolic, or subjective perception of effort variables, which could have enriched the multifactorial analysis of the training response.

5. Conclusion

Thus, the results of the present study highlight distinct neuromuscular responses between conventional and Paralympic athletes following a standardized strength training session. While conventional athletes exhibited significant gains in maximal isometric force and rate of force development, Paralympic athletes maintained high levels of force and muscle activation, suggesting a possible short-term adaptive saturation

Finally, (44) emphasize that changes in EMG amplitude are also influenced by contraction mode and execution velocity. Since our study assessed EMG at submaximal loads pre- and post-fatigue, it is plausible that reductions or stability in amplitude reflect strategy changes rather than muscle fatigue or adaptation failure. Therefore, longitudinal EMG profiling across varying intensities and muscle groups is essential for more robust interpretations in Paralympic populations.

Future studies should expand sample sizes, control for impairment types, and explore long-term interventions combining variations in volume, intensity, and velocity-based control. Additionally, integrating metabolic, hormonal, and psychological variables may provide a more comprehensive understanding of strength training adaptations in Paralympic athletes, representing a significant gap to be addressed in the scientific literature.

Author Contributions: Conceptualization, R.L.M.S. and F.J.A.; methodology, R.L.M.S. and F.J.A.; software, L.d.S.; validation, A.C.M., P.F.A.N. and B.G.A.T.C.; formal analysis, A.C.M.; investigation, L.d.S. and B.G.A.T.C.; resources, A.C.M.; data curation, P.F.A.N.; writing—original draft preparation, R.L.M.S. and F.J.A.; writing—review and editing, G.B. and G.G.; visualization, G.B.; supervision, F.F., and S.C.; project administration, G.G. and F.J.A.. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.. **Funding:** This research received no external funding. **Institutional Review Board Statement:** The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki and approved by the Institutional Review Board and approved by the Human Research Ethics Commi  e of the Federal University of Sergipe (UFS), under statement number 6.523.247, dated 22 November 2023. **Informed Consent Statement:** Informed consent was obtained from all subjects involved in the study. **Data Availability Statement:** The data presented in this study are available on request from the first author due to privacy. **Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest

3 CONCLUSÕES GERAIS

CONCLUSÕES GERAIS

No início do estudo foram elencadas algumas questões às quais pretendíamos dar resposta com os estudos realizados na presente investigação. Assim, com base nos estudos realizados respondemos de seguida às questões inicialmente estabelecidas.

1. Quais os efeitos do treinamento sobre a assimetria do movimento, velocidade média propulsiva nos atletas paralímpicos e convencionais?

Atletas PP demonstraram maior simetria na fase concêntrica a 45%-1RM (antes e após treino) e menor assimetria na fase excêntrica a 80%-1RM (pós-treino) comparados aos CP. Em intensidades altas (80%-1RM), atletas PP alcançaram velocidades absolutas maiores na fase concêntrica, enquanto CP apresentaram maior assimetria. Além disto, Em 45%-1RM: PP tiveram menor VPM na fase concêntrica, porém com maior estabilidade. Desse modo, possivelmente a maior simetria em altas intensidades sugere adaptações neuromusculares específicas à demanda competitiva, onde a simetria é critério de validação do movimento. A capacidade de manter velocidade em cargas próximas ao máximo (80%-1RM) indica eficiência técnica em condições de estresse fisiológico, crucial para performance em competições

2. Quais os efeitos do treinamento nos indicadores dinâmicos da força (velocidade máxima, média e potência) e temperatura da pele nos atletas paralímpicos e convencionais?

Neste estudo, foi possível perceber que os atletas CP apresentaram uma queda significativa em medidas relacionadas à força dinâmica, como a velocidade máxima, a velocidade média durante a fase propulsiva e a potência, quando avaliados com uma carga mais leve (45% de 1RM). Por outro lado, os atletas PP mantiveram esses indicadores estáveis, sem mudanças relevantes do ponto de vista estatístico. Quando se analisou a temperatura da pele, apenas os atletas PP apresentaram aumento significativo na região esternal do peitoral maior e no tríceps braquial, enquanto os CP não mostraram alterações importantes.

Esses resultados indicam que um treino mais intenso afeta os dois grupos de formas diferentes, sugerindo que os atletas PP possuem maior resistência à fadiga neuromuscular e uma ativação muscular mais localizada. Por isso, é fundamental que a prescrição e o controle do treinamento levem em conta essas particularidades, com o objetivo de melhorar o desempenho e reduzir o risco de lesões conforme o perfil de cada atleta.

3. Quais os efeitos do treinamento nos indicadores estáticos da força, (força isométrica máxima, taxa de desenvolvimento de força tempo até a força isométrica máxima e ativação muscular dos músculos peitoral maior, tríceps braquial cabeça longa nos atletas paralímpicos e convencionais?

Nesse ponto, ficou evidente que houve uma resposta neuromuscular^{7,7} diferente entre os grupos PP e CP depois de uma sessão padronizada de treino de força (5 séries de 5 repetições a 80% de 1RM). Os atletas com CP apresentaram um aumento significativo na força isométrica máxima (FIM) e no tempo de duração da força (TDF), além de uma queda na ativação do músculo peitoral esternal, medida por eletromiografia de superfície (sEMG). Já os atletas PP mantiveram níveis altos e estáveis tanto de força quanto de ativação muscular.

Diante disso, é importante que pesquisas futuras contemplem uma amostra maior, considerem o tipo específico de deficiência e investiguem intervenções de longo prazo, variando o volume, a intensidade e o controle da velocidade durante os treinos. Também será interessante incluir variáveis metabólicas, hormonais e psicológicas, o que poderia oferecer uma compreensão mais completa sobre como atletas paralímpicos respondem ao treinamento de força uma área ainda pouco explorada na literatura científica.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

INTRODUÇÃO GERAL

- ABATE, M, et al. Comparison of cutaneous thermic response to a standardised warm up in trained and untrained individuals. *J. Sports Med. Phys. Fit.* 2013, 26, 18–37
- AEDO-MUÑOZ, et al. Electromyographic inter-limb asymmetry in bench press exercise in elite Paralympics weightlifters. In: *Proceedings of the 37th International Society of Biomechanics in Sport Conference 2019*, 37, 276–279.
- AHTIAINEN, J. P. et al. Neuromuscular and hormonal adaptations to heavy resistance exercise in men and women. *European Journal of Applied Physiology*, v. 89, n. 3-4, p. 305-312, 2003.
- AIDAR, F. J. Et Al. Paralympic Powerlifting As A Sustainable Way To Improve Strength In Athletes With Spinal Cord Injury And Other Disabilities. *Sustainability*, V. 14, N. 4, P. 2017, 10 Fev. 2022.
- AIDAR, F.J. et al. Evaluation of Training with Elastic Bands on Strength and Fatigue Indicators in Paralympic Powerlifting. *Sports*. 2021, 9, <https://doi.org/10.3390/sports9100142>
- ALBERTS, B. et al. *Molecular Biology of the Cell*. 6. ed. New York: Garland Science, 2014.
- ALCAZAR, J.; CSAPO, R.; ARA, I.; ALEGRE, L. M. On the shape of the force-velocity relationship in skeletal muscles: the linear, the hyperbolic, and the double-hyperbolic. *Frontiers in Physiology*, v. 10, p. 769, 19 jun. 2019. DOI: 10.3389/fphys.2019.00769.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. *Diretrizes do ACMS para os testes de esforço e sua prescrição*. 9th ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2014.

- ANDROULAKIS-KORAKAKIS, P. et al. Reduced Volume 'Daily Max' Training Compared to Higher Volume Periodized Training in Powerlifters Preparing for Competition—A Pilot Study. v. 6, n. 3, p. 86, 29 ago. 2018
- ARAZI, H et al. The effect of resistance training set configuration on strength and muscular performance adaptations in male powerlifters. *Scientific Reports*, v. 11, n. 1, p. 1–10, 2021.
- ATAEE, J. et al. Effectiveness of accommodation and constant resistance training on maximal strength and power in trained athletes. *PeerJ*, v. 2, p. e441, 17 jun. 2014.
- BISHOP, C, et al. Effects of Inter-Limb Asymmetries on Physical and Sports Performance: A Systematic Review. *Journal of Sports Sciences*, vol. 36, no. 10, 2 Aug. 2017, pp. 1135–1144, 10.1080/02640414.2017.1361894.
- BOMPA T, Haf GG. *Periodization: theory and methodology of training*; 2009
- BUHMANN, R. et al. (2024b). Important features of bench press performance in non-disabled and Para athletes: A scoping review. *PLoS ONE*, 19(11 November). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0310127>
- CHENG, A. J.; Jude, B.; Lanner, J. T. Redox Biology Intramuscular mechanisms of overtraining. *Redox Biology*, v. 35, n. January, p. 101480, 2020.
- CUNANAN, B. A. J. et al. The General Adaptation Syndrome: A Foundation For The Concept Of Periodization. *sports Med* (2018) 48: 787. <https://doi.org/10.1007>.
- CURRIER, B. S. et al. Optimizing Resistance Training Prescription For Strength: A Systematic Review, Bayesian Network Meta-analysis, And Network Meta-regression. 1 set. 2023
- EARP, JACOB E. et al. Cold-water immersion blunts and delays increases in circulating testosterone and cytokines post-resistance exercise. *European Journal of Applied Physiology*, p. 1-7, 2019

- ENOKA, R. M. Neuromechanics of human movement. 5. ed. Champaign: Human Kinetics, 2015.
- HALL, J. E. (2021). *Guyton & Hall Tratado de Fisiologia Médica* (14^a ed.). Elsevier.
- ROMMEL, C.; BODINE, S. C.; CLARKE, B. A.; ROSSMAN, R.; NUNEZ, L.; STITT, T. N. Molecular mechanisms of skeletal muscle hypertrophy. *Annual Review of Physiology*, v. 83, p. 683-709, 2021. DOI: <https://doi.org/10.1146/annurev-physiol-031620-095710>.
- SCHOENFELD, B. J. The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 24, p. 2857-2872, 2010. DOI: <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e840f3>.
- MORTON, R. W. et al. Neither load nor systemic hormones determine resistance training-mediated hypertrophy or strength gains in resistance-trained young men. *Journal of Applied Physiology*, v. 121, p. 129-138, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00154.2016>.
- FILHO, G.F.D.S.; et al. Analysis of Velocity, Power and Skin Temperature in Paralympic Powerlifting Athletes with Fixed and Variable Resistance. *Sports* 2024, 12, 250. <https://doi.org/10.3390/sports12090250>
- FINK, J. et al. Impact of high versus low fixed loads and non-linear training loads on muscle hypertrophy, strength and force development. *SpringerPlus*, v. 5, n. 1, p. 698, 20 maio 2016.
- FRAGA, G. S. et al. Effects of Ibuprofen Intake in Muscle Damage, Body Temperature and Muscle Power in Paralympic Powerlifting Athletes. *Int. J. Environ. Res. Public Health*. 2020;17:5157. doi: 10.3390/ijerph17145157
- FRONTERA, W. R.; OCHAL, R. L.; KRAEMER, W. J. *Physiology of sport and exercise*. 6. ed. Champaign: Human Kinetics, 2017.
- FRY, A. C.; Bailey, C. E.; Cabarkapa, D. Relative Contributions Of Force And Velocity To Peak Power Across A Load Spectrum. V. 8, N. 2, 27 Jul. 2019.

- GARCÍA-RAMOS A. et al. Mean velocity vs. mean propulsive velocity vs. peak velocity. *J. strength cond. res.* 2018;32:1273–1279. doi: 10.1519/JSC.0000000000001998.
- GONZÁLEZ-BADILLO jj, Sánchez-medina L. Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *Int J Sports Med.* 2010;31(5):347–52.
- GONZALEZ-BADILLO, J.J, et al. Velocity loss as a variable for monitoring resistance exercise. *Int. J. Sports Med.* 2017. Comparison of Velocity-Based and Traditional Percentage-Based Loading Methods on Maximal Strength and Power Adaptations. *J. Strength Cond. Res.* 2020;34:46–53. doi: 10.1519/JSC.0000000000003089
- GONZÁLEZ-GALÁN, J. et al. Validity and Concordance of a Linear Position Transducer (Vitrue) for Measuring Movement Velocity during Resistance Training. *Sensors*, v. 24, n. 19, p. 6444, 5 out. 2024.
- GRGIC J. et al. Effect of resistance training frequency on gains in muscular strength: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med.* 2018;48(5):1207–20.
- GUERRA, I. et al. Are sEMG, Velocity and Power Influenced by Athletes' Fixation in Paralympic Powerlifting? *International Journal of Environmental Research and Public Health*, v. 19, n. 7, p. 4127, 31 mar. 2022
- GÜLCH, R. W. The force-velocity relationship: is there a hyperbolic fit? *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, v. 15, n. 1, p. 1-8, 1994.
- HÄKKINEN, K. Neuromuscular and hormonal adaptations during strength and power training. *Journal of Sports Sciences*, v. 7, n. 1, p. 9-19, 1989.
- HELMS, E. R. et al. RPE and Velocity Relationships for the Back Squat, Bench Press, and Deadlift in Powerlifters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 31, n. 2, p. 292–297, 1 maio 2016.
- HEPPER, P. G. Handedness: evidence for prenatal origins of cerebral asymmetry. *Journal of Developmental Origins of Health and Disease*, v. 4, n. 2, p. 97-101, 2013.

- HERNÁNDEZ-BELMONTE, C. et al. The effect of training velocity on strength and power adaptations in elite athletes: a systematic review. *Journal of Sports Sciences*, v. 39, n. 24, p. 2809-2821, 2021.
- HILL, A.V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings Of The Royal Society B: Biological Sciences*, V. 126, N. 843, P. 136–195, 1938.
- HOOPER, DAVID R. et al. Endocrinological roles for testosterone in resistance exercise responses and adaptations. *Sports Medicine*, v. 47, n. 9, p. 1709-1720, 2017
- HORNSBY, W. G. et al. Maximum Strength, Rate of Force Development, Jump Height, and Peak Power Alterations in Weightlifters across Five Months of Training. *Sports (Basel)*, v. 5, n. 4, p. 78, 13 out. 2017.
- IZQUIERDO, M. et al. Differential effects of strength training on force production capacity and flexibility in healthy adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 16, n. 2, p. 219-224, 2002.
- KAHRAMAN, Y. Effect of Autoregulation resistance training on repetition maximum resistance training periodization: A mini review. v. 1, n. 1, p. 10–13, 1 jul. 2024.
- KJAER, M. et al. Connective tissue and exercise. In: MCARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. *Exercise physiology: nutrition, energy, and human performance*. 8. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health, 2021. p. 488-500.
- KRAEMER, W. J.; RATAMESS, N. A. Fundamentals of resistance training: progression and prescription. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 36, n. 4, p. 674-688, 2004
- LACIO, M. L. DE et al. Effects of Resistance Training Performed with Different Loads in Untrained and Trained Male Adult Individuals on Maximal Strength and Muscle Hypertrophy: A Systematic Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, v. 18, n. 21, p. 11237, 26 out. 2021.

- LIAO, K.-F. et al. Effects of velocity based training vs. traditional 1RM percentage-based training on improving strength, jump, linear sprint and change of direction speed performance: A Systematic review with meta-analysis. PLOS ONE, v. 16, n. 11, 18 nov. 2021.
- LIN, Y. et al. Effects of Variable-Resistance Training Versus Constant-Resistance Training on Maximum Strength: A Systematic Review and Meta-Analysis. International Journal of Environmental Research and Public Health, v. 19, n. 14, p. 8559, 1 jul. 2022.
- LOTURCO, I. et al. Load-Velocity Relationship in National Paralympic Powerlifters: A Case Study. International Journal of Sports Physiology and Performance, v. 14, n. 4, p. 531–535, 19 fev. 2019.
- LOTURCO I, ET AL. Predicting The Maximum Dynamic Strength In Bench Press: The High Precision Of The Bar Velocity Approach. J Strength Cond Res. 2017 Apr;31(4):1127-1131. Doi: 10.1519/JSC.0000000000001670. PMID: 28328719
- MARINS, J.C.B, et al. Applications of infrared thermography in sports. A review. Rev. Int. Med. Cienc. Act. Fis. Dep. 2015, 15, 805–824.
- MARKOVIC, G.; MIKULIC, S. Neuro-musculoskeletal and performance adaptations to lower-body strength training. European Journal of Applied Physiology, v. 109, n. 6, p. 1099-1116, 2010.
- MARSHALL, P. W. M.; HOFFMAN, J. R.; FRONTERA, W. R. Neural adaptations to resistance training. In: FRONTERA, W. R.; OCHAL, R. L.; KRAEMER, W. J. Physiology of sport and exercise. 6. ed. Champaign: Human Kinetics, 2017. p. 301-315.
- MÁRCIO, **Getirana-Mota**, et al. Comparação da Fadiga Neuromuscular em Paraolimpíadas de Powerlifting em Diferentes Métodos de Treinamento. Sports Med Int Open 2024; 08. DOI: 10.1055/a-2207-7922.

- MCARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. Exercise physiology: nutrition, energy, and human performance. 8. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health, 2021.
- MEDLAND, S. E. et al. Genetic influences on handedness: a twin study. *Neuropsychology*
- MESQUITA SOUZA, R. L. et al. (2023). Assessment of asymmetry at different intensities between conventional and paralympic powerlifting athletes. *Heliyon*, 9(5), e16211. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e16211>
- MONTALVO, S. et al. Effects of Augmented Eccentric Load Bench Press Training on One Repetition Maximum Performance and Electromyographic Activity in Trained Powerlifters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 35, n. 6, p. 1512–1519, 1 jun. 2021.
- MORRIS, S. J. et al. Comparison of Weightlifting, Traditional Resistance Training and Plyometrics on Strength, Power and Speed: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Sports Medicine*, v. 52, n. 7, p. 1533–1554, 13 jan. 2022.
- NEVES E.B., et al. Different responses of the skin temperature to physical exercise: Systematic review; Proceedings of the 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC); Milan, Italy. 25–29 August 2015; Piscataway, NJ, USA: IEEE; 2015. PP. 1307–1310.
- NETO, FREDERICO, et al. Are the Flat and Arched Bench Press Really Similar? *Sports Biomechanics*, 22 Apr. 2020, pp. 1–2, 10.1080/14763141.2020.175187.
- NUZZO, J. L. et al. Maximal Number of Repetitions at Percentages of the One Repetition Maximum: A Meta-Regression and Moderator Analysis of Sex, Age, Training Status, and Exercise. *Sports Medicine*, 4 out. 2023.
- RAMOS DALLA BERNARDINA, G, et al. Asymmetric Velocity Profiles in Paralympic Powerlifters Performing at Different Exercise Intensities Are Detected by

Functional Data Analysis. Journal of Biomechanics, vol. 123, no. 123, 23 June 2021, p. 110523.

RASEKH, M.; shabani, R. The comparison of the effect of double and flat pyramid training methods on hypertrophy and muscular strength of male power-lifters. Physical education of students, v. 25, n. 2, p. 92–97, 30 abr. 2021.

RATH, S. S. The science behind strength training. International journal of physical education, sports and health, v. 5, n. 5, p. 37–40, 1 set. 2018.

SANTOS, M. D. Dos Et Al. Does The Grip Width Affect The Bench Press Performance Of Paralympic Powerlifters. International Journal Of Sports Physiology And Performance, V. 15, N. 9, P. 1–8, 11 Set. 2020.

SCHOENFELD, B. J. et al. Longer interset rest periods enhance muscle strength and hypertrophy in resistance-trained men. Journal of strength and conditioning research, v. 30, n. 7, p. 1805-1812, 2016.

SEOW, C.Y. Hill's equation of muscle performance and its hidden insight on molecular mechanisms. Journal of General Physiology, v. 142, n. 6, p. 561–573, 2013.

SRABON, N., et al. 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, vol. 120, no. 7, 29 May 2020, pp. 1681–1688, 10.1007/s00421-020-04399-1.

SUCHOMEL, T. J. et al. The Importance of Muscular Strength: Training Considerations. Sports Medicine, v. 48, n. 4, p. 765–785, 1 abr. 2018.

SZAFRANIEC R, et al. Effects of High-Velocity Strength Training on Movement Velocity and Strength Endurance in Experienced Powerlifters with Cerebral Palsy. J Hum Kinet. 2020;73(1):235–43.

TANG, Y. et al. The neural basis of handedness: insights from diffusion tensor imaging. NeuroImage, v. 44, n. 1, p. 45-53, 2009.

- TELES, L. L. et al. Static and Dynamic Strength Indicators in Paralympic Power-Lifters with and without Spinal Cord Injury. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, v. 18, n. 11, p. 5907, 31 maio 2021
- TILLAAR, R. VAN DEN; FALCH, H. N.; LARSEN, S. Comparison of Velocity and Estimated One Repetition Maximum Measured with Different Measuring Tools in Bench Presses and Squats. *Sensors*, v. 24, n. 23, p. 7422, 21 nov. 2024
- UGHES, L. J. et al. Using a Load-Velocity Relationship to Predict One repetition maximum in Free-Weight Exercise: A Comparison of the Different Methods. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 33, n. 9, p. 2409–2419, 1 set 2019.
- VAN DEN HOEK, D., GARRETT, J., HOWELLS, R., & LATELLA, C. (2023). Paralympians Are Stronger Than You Know: A Comparison of Para and Nondisabled Powerlifting Bench Press World Records. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 37(2), 452–456.
- WILLIAMS, T. D. Monitoring changes in resistance training performance following overload and taper microcycles. 1 jan. 2017.
- WILLIAMS, T. D et al. Bench Press Load-Velocity Profiles and Strength After Overload and Taper Microcycles in Male Powerlifters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 34, n. 12, p. 3338–3345, 1 dez. 2020.
- WŁODARCZYK, M, et al. Effects of Velocity-Based Training on Strength and Power in Elite Athletes-A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 May 14;18(10):5257. doi: 10.3390/ijerph18105257. PMID: 34069249; PMCID: oPMC8156188.
- ZOURDOS, M. C et al. Reduced volume 'daily max' training compared to higher volume periodized training in powerlifters preparing for competition: a pilot study. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, v. 3, n. 3, p. 43, 2018. DOI: 10.3390/jfmk3030043..

ESTUDO 1: Avaliação da assimetria em diferentes intensidades entre atletas de levantamento de peso convencional e paralímpico

1. Suchomel, T. J.; Nimphius, S.; Bellon, C. R.; Stone, M. H. The Importance of Muscular Strength: Training Considerations. *Sports Med.* 2018, 48 (4), 765–785. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0862-z>.
2. Jarosz, J.; Gołaś, A.; Krzysztofik, M.; Matykiewicz, P.; Strońska, K.; Zając, A.; Maszczyk, A. Changes in Muscle Pattern Activity during the Asymmetric Flat Bench Press (Offset Training). *Int. J. Environ. Res. Public Health* 2020, 17 (11), 3912. <https://doi.org/10.3390/ijerph17113912>.
3. International Paralympic Committee (IPC). Powerlifting Rules and Regulations. <https://www.paralympic.org/powerlifting> (accessed Nov 12, 2022).
4. International Powerlifting Federation (IPF). Technical Rules Book. <https://www.powerlifting.sport/rules/technical-rules> (accessed Dec 7, 2020).
5. McAllister, M.; Costigan, P. Evaluating Movement Performance: What You See Isn't Necessarily What You Get. *Hum. Mov. Sci.* 2019, 64, 67–74. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.12.004>.
6. McGrath, T. M.; Waddington, G.; Scarvell, J. M.; Ball, N. B.; Creer, R.; Woods, K.; Smith, D. The Effect of Limb Dominance on Lower Limb Functional Performance – A Systematic Review. *J. Sports Sci.* 2016, 34 (4), 289–302. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1050601>.
7. Bishop, C.; Turner, A.; Read, P. Effects of Inter-Limb Asymmetries on Physical and Sports Performance: A Systematic Review. *J. Sports Sci.* 2018, 36 (10), 1135–1144. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1361894>.
8. Aedo-Muñoz, E.; Sánchez-Ramírez, C.; Moya-Jofre, C.; Bustamante-Garrido, A.; Araya-Ibacache, M.; Dal Bello, F.; Brito, C. J.; Miarka, B. Electromyographic Inter-Limb Asymmetry in Bench Press Exercise in Elite Paralympics Weightlifters. *ISBS Proc. Arch.* 2019, 37 (1), 276. <https://commons.nmu.edu/isbs/vol37/iss1/67/> (accessed May 31, 2025).
9. Neto, F. F.; Dorn Eles, J. R.; Gomes Costa, R. R. Are the Flat and Arched Bench Press Really Similar? *Sports Biomech.* 2020, 1–2. <https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1751872>.
10. Ramos Dalla Bernardina, G.; Matos Dos Santos, M. D.; Resende, R. A.; De Mello, M. T.; Albuquerque, M. R.; Paolucci, L. A.; Carpes, F. P.; Silva, A.; Pereira de Andrade, A. G. Asymmetric Velocity Profiles in Paralympic Powerlifters Performing at Different Exercise Intensities Are Detected by Functional Data Analysis. *J. Biomech.* 2021, 123, 110523. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110523>.
11. Srabon, N.; et al. Factors Influencing Bilateral Deficit and Inter-Limb Asymmetry of Maximal and Explosive Strength: Motor Task, Outcome Measure and Muscle Group. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2020, 120 (7), 1681–1688. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04399-1>.
12. Loturco, I.; Pereira, L. A.; Winckler, C.; Santos, W. L.; Kobal, R.; McGuigan, M. Load-Velocity Relationship in National Paralympic Powerlifters: A Case Study. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 2019, 14 (4), 531–535. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2018-0452>.
13. Teles, L. J.; Aidar, F. J.; Matos, D. G.; Marçal, A. C.; Almeida Neto, P. F.; Neves, E. B.; Moreira, O. C.; Neto, F. R.; Garrido, N. D.; Vilaça-Alves, J.; Díaz-De-Durana, A. L.; Clemente, F. M.; Jeffreys, I.; Cabral, B. G. A. T.; Reis, V. M. Static and Dynamic Strength Indicators in Paralympic Power-Lifters with and without Spinal Cord Injury.

- Int. J. Environ. Res. Public Health 2021, 18 (11), 5907. <https://doi.org/10.3390/ijerph18115907>.
14. Franco-García, J. M.; Rodal, M.; Gutiérrez-Horrillo, R.; Carlos-Vivas, J.; Pérez-Gomez, J.; Nobari, H.; Ardigo, L. P.; Gianikellis, K. Shoulder Kinematics and Symmetry at Different Load Intensities during Bench Press Exercise. *Symmetry* 2021, 13 (10), 1859. <https://doi.org/10.3390/sym13101859>.
 15. Seidel, W.; Zurowska, A. An Analysis of the Barbell Motion Depending on Its Weight in Disabled Powerlifting. *Balt. J. Health Phys. Act.* 2014, 6 (3), 193–198. <https://doi.org/10.2478/bjha-2014-0017>.
 16. Rodríguez-Rosell, D.; Yáñez-García, J. M.; Mora-Custodio, R.; Torres-Torrelo, J.; Ribas-Serna, J.; González-Badillo, J. J. Role of the Effort Index in Predicting Neuromuscular Fatigue during Resistance Exercises. *J. Strength Cond. Res.* 2020, 125, 11009.
 17. García, J. M. Y.; Mora-Custodio, R.; Ribas-Serna, J.; González-Badillo, J. J.; Rodríguez-Rosell, D. Movement Velocity as a Determinant of Actual Intensity in Resistance Exercise. *Int. J. Sports Med.* 2022, 43 (12), 1033–1042. <https://doi.org/10.1055/a-1834-6693> (accessed May 31, 2025).
 18. Pueo, B.; Penichet-Tomás, A.; Jiménez-Olmedo, J. M. Validity, Reliability and Usefulness of Smartphone and Kinovea Motion Analysis Software for Direct Measurement of Vertical Jump Height. *Physiol. Behav.* 2020, 227, 113144. <https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2020.113144> (accessed May 31, 2025).
 19. Sabino, G. S.; Ferrez de Souza, L. A.; Ribeiro, T.; Antunes Nascimento, D. H.; Santos, C. B. V.; Resende, R. A. Validity and Reliability of a Smartphone Application for Knee Posture Quantification and the Effects of External Markers on the Precision of This Measure. *J. Bodyw. Mov. Ther.* 2021, 28, 42–48. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2021.07.027> (accessed May 31, 2025).
 20. Charmant, J. Kinovea (Version 0.9.5). <https://www.kinovea.org> (accessed Dec 2021).
 21. Pay Sánchez, A.; Courel Ibáñez, J.; Martínez-Cava, A.; Conesa-Ros, A.; Morán-Navarro, E.; Pallarés, J. G. Is the High-Speed Camera-Based Method a Plausible Option for Bar Velocity Assessment during Resistance Training? *Measurement* 2019, 137, 355–362. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2019.01.006> (accessed May 31, 2025).
 22. Mendonça, T. P.; Aidar, F. J.; Matos, D. G.; Souza, R. F.; Marçal, A. C.; Almeida-Neto, P. F.; Cabral, B. G.; Garrido, N. D.; Neiva, H. P.; Marinho, D. A.; Marques, M. C.; Reis, V. M. Force Production and Muscle Activation during Partial vs. Full Range of Motion in Paralympic Powerlifting. *PLoS One* 2021, 16 (10), e0257810. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0257810> (accessed May 31, 2025).
 23. Santos, W. Y. H. D.; Aidar, F. J.; Matos, D. G.; Van Den Tillaar, R.; Marçal, A. C.; Lobo, L. F.; Marcucci-Barbosa, L. S.; Machado, S. D. C.; Almeida-Neto, P. F.; Garrido, N. D.; Reis, V. M.; Vieira, E. L. M.; Cabral, B. G. A. T.; Vilaça-Alves, J.; Nunes-Silva, A.; Júnior, W. M. D. S. Physiological and Biochemical Evaluation of Different Types of Recovery in National Level Paralympic Powerlifting. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 2021, 18 (10), 5155. <https://doi.org/10.3390/ijerph18105155> (accessed May 31, 2025).
 24. Cohen, J. The Effect Size. In *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2nd ed.; Lawrence Erlbaum Associates: Hillsdale, 1988; pp 77–83.
 25. Sanchez-Pay, A.; Courel-Ibáñez, J.; Martínez-Cava, A.; Conesa-Ros, E.; Morán-Navarro, R.; Pallarés, J. G. Is the High-Speed Camera-Based Method a Plausible Option for Bar Velocity Assessment during Resistance Training? *Measurement* 2019, 137, 355. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2019.01.006>.

26. Pareja-Blanco, F.; Villalba-Fernández, A.; Cornejo-Daza, P. J.; Sánchez-Valdepenas, J.; González-Badillo, J. J. Recovery Time after Resistance Exercise with Different Magnitudes of Load and Loss of Velocity in the Set. *Sports* 2019, 7, 59. <https://doi.org/10.3390/sports7030059>.
27. Hedayatpour, N.; Falla, D. Physiological and Neural Adaptations to Eccentric Exercise: Mechanisms and Considerations for Training. *Biomed. Res. Int.* 2015, 193741. <https://doi.org/10.1155/2015/193741>.
28. Douglas, J.; Pearson, S.; Ross, A.; McGuigan, M. Eccentric Exercise: Physiological Characteristics and Acute Responses. *Sports Med.* 2017, 47 (4), 663–675. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0624-8>.
29. Da Silva Soares, J.; Carpes, F. P.; De Fátima Geraldo, F.; Medeiros, F. G.; Kunzler, M. R.; Sosa Machado, A.; Paolucci, L. A.; Pereira de Andarde, A. G. Functional Data Analysis Reveals Asymmetrical Crank Torque during Cycling Performed at Different Exercise Intensities. *J. Biomech.* 2021, 122, 110478. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110478>.
30. Skarabot, J.; Balshaw, T. G.; Maeo, S.; Massey, G. J.; Lanza, M. B.; Maden-Wilkinson, T. M.; Folland, J. P. Neural Adaptations to Long-Term Resistance Training: Evidence for the Confounding Effect of Muscle Size on the Interpretation of Surface Electromyography. *J. Appl. Physiol.* 2021, 131 (2), 702–715. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00094.2021>.
31. Del Olmo, M. F.; Reimunde, P.; Viana, O.; Acero, R. M.; Cudeiro, J. Chronic Neural Adaptation Induced by Long-Term Resistance Training in Humans. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2006, 96 (6), 722–728. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0153-5>.
32. Maloney, S. J. The Relationship between Asymmetry and Athletic Performance: A Critical Review. *J. Strength Cond. Res.* 2019, 33 (9), 2579–2593. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002608>.
33. Saeterbakken, A. H.; Solstad, T. E. J.; Behm, D. G.; Stien, N.; Shaw, M. P.; Pedersen, H.; Andersen, V. Muscle Activity in Asymmetric Bench Press among Resistance-Trained Individuals. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2020, 120 (11), 2517–2524. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04476-5>.
34. Maszczyk, A.; Dobrakowski, P.; Żak, M.; Gozdowski, P.; Krawczyk, M.; Małecki, A.; Stastny, P.; Zajac, T. Differences in Motivation during the Bench Press Movement with Progressive Loads Using EEG Analysis. *Biol. Sport* 2019, 36 (4), 351–356. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2019.88757>.
35. Wojdala, G.; Trybulski, 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.* 2022, 83, 223–234. <https://doi.org/10.2478/hukin-2022-0084>.
36. Van Den Hoek, D.; Garrett, J.; Howells, R.; Latella, C. Paralympians Are Stronger Than You Know: A Comparison of Para and Nondisabled Powerlifting Bench Press World Records. *J. Strength Cond. Res.* 2023, 37 (2), 452–456. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004251>.
37. Ithurburn, M. P.; Thomas, S.; Paterno, M. V.; Schmitt, L. C. Young Athletes after ACL Reconstruction with Asymmetric Quadriceps Strength at the Time of Return-to-Sport Clearance Demonstrate Drop-Landing Asymmetries Two Years Later. *Knee* 2021, 29, 520–529. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2021.02.036>.
38. Hart, N. H.; Nimphius, S.; Weber, J.; Spiteri, T.; Rantalainen, T.; Dobbin, M.; Newton, R. U. Musculoskeletal Asymmetry in Football Athletes: A Product of Limb Function over Time. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2016, 48 (7), 1379–1387. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000897>.

ESTUDO 2: : Respostas fisiológicas agudas de velocidade, potência e temperatura induzidas pelo exercício em atletas de levantamento de peso paralímpico e convencional

1. Spence, A.-J.; Helms, E.R.; Sousa, C.A.; McGuigan, M.R. Range of Motion Predicts Performance in National-Level New Zealand Male Powerlifters. *J. Strength Cond. Res.* **2023**, *37*, 123–128. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004205>.
2. International Paralympic Committee. Para Powerlifting Rules and Regulations. Available online: <https://www.paralympic.org/powerlifting/rules> (accessed 30 May 2025).
3. Austin, D.; Mann, B. *Powerlifting: The Complete Guide to Technique, Training, and Competition*; Human Kinetics: Champaign, IL, USA, 2021.
4. González-Badillo, J.J.; Sánchez-Medina, L. Movement Velocity as a Measure of Loading Intensity in Resistance Training. *Int. J. Sports Med.* **2010**, *31*, 347–352. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1248333>.
5. Dorrell, H.F.; Smith, M.F.; Gee, T.I. Comparison of Velocity-Based and Traditional Percentage-Based Loading Methods on Maximal Strength and Power Adaptations. *J. Strength Cond. Res.* **2020**, *34*, 46–53. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003089>.
6. Moore, J.; Dorrell, H. Guidelines and Resources for Prescribing Load Using Velocity Based Training. *IUSCA Journal* **2020**, *1*. <https://doi.org/10.47206/iuscaj.v1i1.4>.
7. Sanchez-Medina, L.; Perez, C.E.; Gonzalez-Badillo, J.J. Importance of the Propulsive Phase in Strength Assessment. *Int. J. Sports Med.* **2010**, *31*, 123–129. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1242815>.
8. Mesquita Souza, R.L.; Aidar, F.J.; Villar, R.; Greco, G.; Santos, L.D.; Poli, L.; Lima de Santana, J.; Carvutto, R.; Gama de Matos, D.; Badicu, G.; et al. Assessment of Asymmetry at Different Intensities between Conventional and Paralympic Powerlifting Athletes. *Heliyon* **2023**, *9*, e16211. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e16211>.
9. Conceição, F.; Fernandes, J.; Lewis, M.; González-Badillo, J.J.; Jimenéz-Reyes, P. Movement Velocity as a Measure of Exercise Intensity in Three Lower Limb Exercises. *J. Sports Sci.* **2016**, *34*, 1099–1106. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1090010>.
10. Jandačka, D.; Beremlijski, P. Determination of Strength Exercise Intensities Based on the Load-Power-Velocity Relationship. *J. Hum. Kinet.* **2011**, *28*, 33–44. <https://doi.org/10.2478/v10078-011-0020-2>.
11. Loturco, I.; Pereira, L.A.; Abad, C.C.C.; Tabares, F.; Moraes, J.E.; Kobal, R.; Kitamura, K.; Nakamura, F.Y. Bar Velocities Capable of Optimising the Muscle Power in Strength-Power Exercises. *J. Sports Sci.* **2017**, *35*, 734–741. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1186813>.
12. Studencki, M.; Ignatjeva, A.; Nitychoruk, M.; Gołaś, A.; Smółka, W.; Maszczyk, A. Effect of Bench Press at a Specified Movement Tempo on Post-Exercise

- Testosterone and Cortisol Levels. *Phys. Act. Rev.* **2021**, *9*, 111–119. <https://doi.org/10.16926/par.2021.09.27>.
13. Viegas, F.; de Mello, M.T.; Rodrigues, S.A.; Costa, C.M.A.; Freitas, L. de S. N.; Rodrigues, E.L.; Silva, A. The use of thermography and its control variables: A systematic review. *Rev. Bras. Med. Esporte* **2020**, *26*, 82–86. <https://doi.org/10.1590/1517-869220202601217833>.
 14. Menezes, P.; Rhea, M.R.; Herdy, C.; Simão, R. Effects of Strength Training Program and Infrared Thermography in Soccer Athletes Injuries. *Sports* **2018**, *6*, 148. <https://doi.org/10.3390/sports6040148>.
 15. Naperalsky, M.; Ruby, B.; Slivka, D. Environmental Temperature and Glycogen Resynthesis. *Int. J. Sports Med.* **2010**, *31*, 561–566. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1254083>.
 16. Quesada, J.I.P.; Carpes, F.P. Application of Infrared Thermography in the Assessment of Sport Equipment. In *Elsevier eBooks*; Woodhead Publishing: Sawston, UK, 2019; 37–69. <https://doi.org/10.1016/b978-0-08-102582-6.00002-2>.
 17. Filho, G.F.d.S.; Aidar, F.J.; Getirana-Mota, M.; Brito, C.J.; Aedo-Muñoz, E.; de Almeida Paz, Â.; de Souza Leite Júnior, J.A.; Vieira, E.L.M.; Nikolaidis, P.T. Analysis of Velocity, Power and Skin Temperature in Paralympic Powerlifting Athletes with Fixed and Variable Resistance. *Sports* **2024**, *12*, 250. <https://doi.org/10.3390/sports12090250>.
 18. Van Den Hoek, D.; Garrett, J.; Howells, R.; Latella, C. Paralympians Are Stronger Than You Know: A Comparison of Para and Nondisabled Powerlifting Bench Press World Records. *J. Strength Cond. Res.* **2023**, *37*, 452–456. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004251>.
 19. Jovanović, M.; Flanagan, E.P. Researched applications of velocity based strength training. *J. Aust. Strength Cond.* **2014**, *22*, 58–69.
 20. Hopkins, W.G.; Marshall, S.W.; Batterham, A.M.; Hanin, J. Progressive Statistics for Studies in Sports Medicine and Exercise Science. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2009**, *41*, 3–13. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>.
 21. Ball, R.; Weidman, D. Analysis of USA Powerlifting Federation Data from January 1, 2012–June 11, 2016. *J. Strength Cond. Res.* **2018**, *32*, 1843–1851. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002103>.
 22. Jukic, I.; King, A.; Sousa, C.A.; Prnjak, K.; McGuigan, M.R. Implementing a velocity-based approach to resistance training: the reproducibility and sensitivity of different velocity monitoring technologies. *Sci. Rep.* **2023**, *13*, 7152. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-34416-0>.
 23. Sánchez-Cuevas, F.; Fernández-Cuevas, I.; García-Márquez, C.; González, F.; López, J.; Arbelo-Casas, S.; de la Torre, A.; Martín-Ruiz, P.; Abad-Flores, A.; Serrano, G.; et al. Classification of Factors Influencing the Use of Infrared Thermography in Humans: A Review. *Infrared Phys. Technol.* **2015**, *71*, 28–50. <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2015.02.007>.
 24. Santos, L.C.V.; Aidar, F.J.; Villar, R.; Greco, G.; de Santana, J.L.; Marçal, A.C.; de Almeida-Neto, P.F.; de Araújo Tinoco Cabral, B.G.; Badicu, G.; Nobari, H.; et al. Evaluation of the Training Session in Elite Paralympic Powerlifting Athletes Based on Biomechanical and Thermal Indicators. *Sports* **2023**, *11*, 151. <https://doi.org/10.3390/sports11080151>.
 25. Neves, E.B.; Moreira, T.R.; Lemos, R.; Vilaça-Alves, J.; Rosa, C.; Reis, V.M. Using Skin Temperature and Muscle Thickness to Assess Muscle Response to Strength Training. *Rev. Bras. Med. Esporte* **2015**, *21*, 350–354. <https://doi.org/10.1590/1517-869220152105151293>.

26. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2nd ed.; Routledge: New York, NY, USA, 1988; ISBN 978-0-203-77158-7.
27. Cohen, J. A Power Primer. *Psychol. Bull.* **1992**, *112*, 155–159. <https://doi.org/10.1037//0033-2909.112.1.155>.
28. Pareja-Blanco, F.; Rodríguez-Rosell, D.; Sánchez-Medina, L.; Gorostiaga, E.M.; González-Badillo, J.J. Effects of velocity loss during resistance training on athletic performance, strength gains and muscle adaptations: a systematic review. *Sports Med.* **2020**, *50*, 161–175. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01196-5>.
29. Weakley, J.; Mann, B.; Banyard, H.; McLaren, S.; Scott, T.; Garcia-Ramos, A. Velocity-Based Training: From Theory to Application. *Strength Cond. J.* **2020**, *43*, 31–49. <https://doi.org/10.1519/ssc.0000000000000560>.
30. Sánchez-Medina, L.P.; González-Badillo, J. J. Velocity Loss as an Indicator of Neuromuscular Fatigue during Resistance Training. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2011**, *43*, 1725–1734. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318213f880>.
31. González-Badillo, J.J.; Yañez-García, J.M.; Mora-Custodio, R.; Rodríguez-Rosell, D. Velocity Loss as a Variable for Monitoring Resistance Exercise. *Int. J. Sports Med.* **2017**, *38*, 217–225. <https://doi.org/10.1055/s-0042-120324>.
32. Sander, A.; Keiner, M.; Wirth, K.; Schmidtbleicher, D. Influence of a 2-Year Strength Training Programme on Power Performance in Elite Youth Soccer Players. *Eur. J. Sport Sci.* **2013**, *13*, 445–451. <https://doi.org/10.1080/17461391.2012.742572>.
33. Teles, L.J.L.; Aidar, F.J.; de Matos, D.G.; Marçal, A.C.; Almeida-Neto, P.F. de; Neves, E.B.; Moreira, O.C.; Ribeiro Neto, F.; Garrido, N.D.; Vilaça-Alves, J.; et al. Static and Dynamic Strength Indicators in Paralympic Power-Lifters with and without Spinal Cord Injury. *Int. J. Environ. Res. Public. Health* **2021**, *18*, 5907. <https://doi.org/10.3390/ijerph18115907>.
34. Izquierdo, M.; González-Badillo, J.J.; Häkkinen, K.; Ibáñez, J.; Kraemer, W.J.; Altadill, A.; Eslava, J.; Gorostiaga, E.M. Effect of Loading on Unintentional Lifting Velocity Declines during Single Sets of Repetitions to Failure during Upper and Lower Extremity Muscle Actions. *Int. J. Sports Med.* **2006**, *27*, 718–724. <https://doi.org/10.1055/s-2005-872825>.
35. Rodiles-Guerrero, L.; Cornejo-Daza, P.J.; Sánchez-Valdepeñas, J.; Alcazar, J.; Rodríguez-Lopez, C.; Sánchez-Moreno, M.; Alegre, L.M.; León-Prados, J.A.; Pareja-Blanco, F. Specific Adaptations to 0%, 15%, 25%, and 50% Velocity-Loss Thresholds During Bench Press Training. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2022**, *17*, 1231–1241. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2021-0481>.
36. Liao, K.-F.; Wang, X.-X.; Han, M.-Y.; Li, L.-L.; Nassis, G.P.; Li, Y.-M. Effects of Velocity Based Training vs. Traditional 1RM Percentage-Based Training on Improving Strength, Jump, Linear Sprint and Change of Direction Speed Performance: A Systematic Review with Meta-Analysis. *PLoS ONE* **2021**, *16*, e0259790. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0259790>.
37. Orange, S.T.; Hritz, A.; Pearson, L.; Jeffries, O.; Jones, T.W.; Steele, J. Comparison of the Effects of Velocity-Based vs. Traditional Resistance Training Methods on Adaptations in Strength, Power, and Sprint Speed: A Systematic Review, Meta-Analysis, and Quality of Evidence Appraisal. *J. Sports Sci.* **2022**, *40*, 1220–1234. <https://doi.org/10.1080/02640414.2022.2059320>.
38. Cormie, P.; McBride, J.M.; McCaulley, G.O. Validation of Power Measurement Techniques in Dynamic Lower Body Resistance Exercises. *J. Appl. Biomech.* **2007**, *23*, 103–118. <https://doi.org/10.1123/jab.23.2.103>.

39. Loturco, I.; Nakamura, F.Y.; Kobal, R.; Gil, S.; Abad, C.C.C.; Cuniyochi, R.; Pereira, L.A.; Roschel, H. Training for Power and Speed: Effects of Increasing or Decreasing Jump Squat Velocity in Elite Young Soccer Players. *J. Strength Cond. Res.* **2015**, *29*, 2771–2779. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000951>.
40. Sánchez-Moreno, M.; Cornejo-Daza, P.J.; González-Badillo, J.J.; Pareja-Blanco, F. Effects of Velocity Loss During Body Mass Prone-Grip Pull-up Training on Strength and Endurance Performance. *J. Strength Cond. Res.* **2020**, *34*, 911–917. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003500>.
41. Abate, M.; Di Carlo, L.; Di Donato, L.; Romani, G.L.; Merla, A. Comparison of Cutaneous Thermal Response to a Standardised Warm up in Trained and Untrained Individuals. *J. Sports Med. Phys. Fitness* **2013**, *53*, 209–215. PMID: 23584330.
42. Vieira, S.G.; Sillero-Quintana, M.; da Silva, A.G.; Marins, K.O.; Marins, J.C.B. Thermographic Response Resulting from Strength Training: A Preliminary Study. *Apunt. Sports Med.* **2020**, *55*, 120–127. <https://doi.org/10.1016/j.apunsm.2020.08.003>.
43. Fraga, G.S.; Aidar, F.J.; Matos, D.G.; Marçal, A.C.; Santos, J.L.; Souza, R.F.; Carneiro, A.L.; Vasconcelos, A.B.; Da Silva-Grigoletto, M.E.; van den Tillaar, R.; et al. Effects of Ibuprofen Intake in Muscle Damage, Body Temperature and Muscle Power in Paralympic Powerlifting Athletes. *Int. J. Environ. Res. Public. Health* **2020**, *17*, 5157. <https://doi.org/10.3390/ijerph17145157>.
44. Nybo, L.; Rasmussen, P.; Sawka, M. N. Performance in the Heat-Physiological Factors of Importance for Hyperthermia-Induced Fatigue. *Comprehensive Physiology* 2014, *4* (2), 657–689. <https://doi.org/10.1002/cphy.c130012>.
45. Charkoudian, N. Mechanisms and Modifiers of Reflex Induced Cutaneous Vasodilation and Vasoconstriction in Humans. *J. Appl. Physiol.* **2010**, *109*, 1221–1228. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00298.2010>.
46. Neves, E.B.; Vilaca-Alves, J.; Antunes, N.; Felisberto, I.M.V.; Rosa, C.; Reis, V.M. Different Responses of the Skin Temperature to Physical Exercise: Systematic Review. In Proceedings of the 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Milano, Italy, 25–29 August 2015; pp. 1307–1310. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7318608>.
47. De Almeida Barros, N.; Aidar, F.J.; De Matos, D.G.; De Souza, R.F.; Neves, E.B.; De Araujo Tinoco Cabral, B.G.; Carmargo, E.A.; Reis, V.M. Evaluation of Muscle Damage, Body Temperature, Peak Torque, and Fatigue Index in Three Different Methods of Strength Gain. *Int. J. Exerc. Sci.* **2020**, *13*, 1352–1365. <https://doi.org/10.70252/IFYJ3763>.
48. Uchôa, P.; Matos, F.; Neves, E.B.; Saavedra, F.; Rosa, C.; Reis, V.M.; Vilaça-Alves, J. Evaluation of Two Different Resistance Training Volumes on the Skin Surface Temperature of the Elbow Flexors Assessed by Thermography. *Infrared Phys. Technol.* **2018**, *93*, 178–183. <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2018.07.038>.
49. Formenti, D.; Ludwig, N.; Gargano, M.; Gondola, M.; Dellerma, N.; Caumo, A.; Alberti, G. Thermal Imaging of Exercise-Associated Skin Temperature Changes in Trained and Untrained Female Subjects. *Annals of Biomedical Engineering* 2012, *41* (4), 863–871. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0718-x>.
50. de Resende, M.A.; Vasconcelos Resende, R.B.; Reis, G.C.; Barros, L. de O.; Bezerra, M.R.S.; Matos, D.G. de; Marçal, A.C.; Almeida-Neto, P.F. de; Cabral, B.G. de A.T.; Neiva, H.P.; et al. The Influence of Warm-Up on Body Temperature and Strength Performance in Brazilian National-Level Paralympic Powerlifting

ESTUDO 3: O treinamento produz diferentes efeitos nos indicadores estáticos da força e ativação muscular entre atletas de powerlifting convencional e paralímpico.

1. Buhmann, R.; Sayers, M.; O'Brien, J.; Borg, D. Important features of bench press performance in non-disabled and Para athletes: A scoping review. *PLoS One* **2024**, *19*(11), e0310127. DOI: 10.1371/journal.pone.0310127.
2. International Paralympic Committee. International Paralympic Committee; Disponível em: <https://www.paralympic.org/ipc/history> (acesso em 01 de outubro de 2022).
3. International Powerlifting Federation. Technical Rules – International Powerlifting Federation; Disponível em: <https://www.powerlifting.sport/rules/codes/info/technical-rules> (acesso em 25 de fevereiro de 2024).
4. Stone, M. H.; et al. Periodization and Block Periodization in Sports. *J. Strength Cond. Res.* **2021**, *35*(8). DOI: 10.1519/JSC.0000000000004050.
5. Hornsby, W.; et al. Maximum Strength, Rate of Force Development, Jump Height, and Peak Power Alterations in Weightlifters across Five Months of Training. *Sports* **2017**, *5*(4), 78. DOI: 10.3390/sports5040078.
6. Fyfe, J. J.; Hamilton, D. L. Spinal Cord–Level Adaptations to Resistance Training: The “Backbone” of Early Strength Gains? *J. Physiol.* **2019**, *597*(11), 2833–2834. DOI: 10.1113/jp277893.
7. Fink, J.; et al. Impact of High versus Low Fixed Loads and Non-Linear Training Loads on Muscle Hypertrophy, Strength and Force Development. *SpringerPlus* **2016**, *5*(1). DOI: 10.1186/s40064-016-2333-z.
8. Loturco, I.; et al. Bar velocities capable of optimising the muscle power in strength-power exercises. *J. Sports Sci.* **2017**, *35*, 734–741. DOI: 10.1080/02640414.2016.1186813.
9. Comfort, P.; et al. Changes in Early and Maximal Isometric Force Production in Response to Moderate- and High-Load Strength and Power Training. *J. Strength Cond. Res.* **2020**, *36*(3). DOI: 10.1519/JSC.0000000000003544.
10. García-Carrillo, E. Monitoring and Analysis of the Relationship between Training Loads and Indicators of Fatigue, Recovery, and Performance in Highly-Trained Paralympic Athletes. 2024; Disponível em: <https://doi.org/10.48035/tesis/2454/50271> (acesso em [data de acesso]).
11. Mendonça, T. P.; et al. Force Production and Muscle Activation during Partial vs. Full Range of Motion in Paralympic Powerlifting. *PLoS ONE* **2021**, *16*(10). DOI: 10.1371/JOURNAL.PONE.0257810.
12. Aidar, F. J.; et al. Evaluation of Strength and Muscle Activation Indicators in Sticking Point Region of National-Level Paralympic Powerlifting Athletes. *J. Funct. Morphol. Kinesiol.* **2021**, *6*(2), 43. DOI: 10.3390/JFMK6020043.
13. Madhavan, G. Electromyography: Physiology, Engineering and Non-Invasive Applications. *Ann. Biomed. Eng.* **2005**, *33*(11), 1671. DOI: 10.1007/s10439-005-8160-y.

14. Nye, S. I.; et al. P28: Analysis of Surface Electromyography (SEMG) Signals for Motion Signatures in Strength Training Exercises via Stretchable Wearable Electronic Sensors. *ASAIO J.* **2023**, 69, S121–S121.
15. Teles, L. J. L.; et al. Static and Dynamic Strength Indicators in Paralympic Power-Lifters with and without Spinal Cord Injury. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, 18(11), 5907. DOI: 10.3390/ijerph18115907.
16. Lacio, M.; et al. Effects of Resistance Training Performed with Different Loads in Untrained and Trained Male Adult Individuals on Maximal Strength and Muscle Hypertrophy: A Systematic Review. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, 18(21), 11237. DOI: 10.3390/ijerph182111237.
17. Zhang, S.; et al. Muscle Strength Assessment System Using SEMG-Based Force Prediction Method for Wrist Joint. *J. Med. Biol. Eng.* **2016**, 36(1), 121–131. DOI: 10.1007/s40846-016-0112-5.
18. Abboud, H.; Labreuche, J.; Plouin, F.; Amarenco, P.; GENIC Investigators. High blood pressure in early acute stroke: a sign of a poor outcome? *J. Hypertens.* **2006**, 24, 381–386.
19. Guerra, I.; Aidar, F. J.; Greco, G.; de Almeida-Neto, P. F.; de Candia, M.; de Araújo Tinoco Cabral, B. G.; Poli, L.; Filho, M. M.; Carvutto, R.; Silva, A. F.; Clemente, F. M.; Badicu, G.; Cataldi, S.; Fischetti, F. Are sEMG, Velocity and Power Influenced by Athletes' Fixation in Paralympic Powerlifting? *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2022**, 19(7), 4127. DOI: 10.3390/ijerph19074127.
20. Santos, L. d.; et al. Evaluating the Asymmetry of Muscle Activation and Strength in Paralympic Powerlifting Athletes. *Eur. J. Investig. Health Psychol. Educ.* **2023**, 13, 1645–1654. DOI: 10.3390/ejihpe13090119.
21. Reya, M.; Škarabot, J.; Cvetičanin, B.; Šarabon, N. Factors Underlying Bench Press Performance in Elite Competitive Powerlifters. *J. Strength Cond. Res.* **2021**, 35(8), 2179–2186. DOI: 10.1519/JSC.0000000000003097.
22. Mesquita Souza, R. L.; et al. Assessment of Asymmetry at Different Intensities between Conventional and Paralympic Powerlifting Athletes. *Heliyon* **2023**, 9(5), e16211. DOI: 10.1016/j.heliyon.2023.e16211.
23. Noble, B. *Powerlifting: The Complete Guide to Technique, Training, and Competition*; Disponível em: <https://www.barnesandnoble.com/w/powerlifting-dan-austin/1137098965> (acesso em 18 de outubro de 2024).
24. van den Hoek, D.; Garrett, J.; Howells, R.; Latella, C. Paralympians Are Stronger than You Know: A Comparison of Para and Nondisabled Powerlifting Bench Press World Records. *J. Strength Cond. Res.* **2022**. DOI: 10.1519/JSC.0000000000004251.
25. Hopkins, W. G.; Marshall, S. W.; Batterham, A. M.; Hanin, J. Progressive Statistics for Studies in Sports Medicine and Exercise Science. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2009**, 41, 3–13. DOI: 10.1249/MSS.0b013e31818cb278.
26. Ball, R.; Weidman, D. Analysis of USA Powerlifting Federation Data From January 1, 2012–June 11, 2016. *J. Strength Cond. Res.* **2018**, 32, 1843–1851. DOI: 10.1519/JSC.0000000000002103.
27. van den Tillaar, R.; Sæterbakken, A. H.; Eteme, G. Is the Occurrence of the Sticking Region the Result of Diminishing Potentiation in Bench Press? *J. Sports Sci.* **2012**, 30, 591–599. DOI: 10.1080/02640414.2012.658844.
28. Hermens, H. J.; Freriks, B.; Disselhorst-Klug, C.; Rau, G. Development of Recommendations for SEMG Sensors and Sensor Placement Procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2000**, 10, 361–374.

29. Rodríguez-Ridao, D.; et al. Effect of Five Bench Inclinations on the Electromyographic Activity of the Pectoralis Major, Anterior Deltoid, and Triceps Brachii during the Bench Press Exercise. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2020**, *17*, 7339.
30. Golas, A.; et al. A New Approach to EMG Analysis of Closed-Circuit Movements Such as the Flat Bench Press. *Sports* **2018**.
31. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2nd ed.; Routledge: New York, 1988. ISBN 978-0-203-77158-7.
32. Cohen, J. A power primer. *Psychol. Bull.* **1992**, *112*, 155–159. DOI: 10.1037//0033-2909.112.1.155.
33. Peltonen, H.; Walker, S.; Hackney, A. C.; Avela, J.; Häkkinen, K. Increased Rate of Force Development during Periodized Maximum Strength and Power Training Is Highly Individual. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2018**, *118*(5), 1033–1042. DOI: 10.1007/s00421-018-3836-9.
34. Peltonen, H. Isometric Force-Time Parameters in Monitoring of Strength Training: With Special Reference to Acute Responses to Different Loading Resistances. *Stud. Sport Phys. Educ. Health* **2017**, No. 264.
35. Del Vecchio, A.; et al. Lack of Increased Rate of Force Development after Strength Training Is Explained by Specific Neural, Not Muscular, Motor Unit Adaptations. *J. Appl. Physiol.* **2021**. DOI: 10.1152/jappphysiol.00218.2021.
36. Cormie, P.; McGuigan, M. R.; Newton, R. U. Developing Maximal Neuromuscular Power: Part 1 – Biological Basis of Maximal Power Production. *Sports Med.* **2011**, *41*(1), 17–38. DOI: 10.2165/11537690-000000000-00.
37. Rühmann, H.; Schmidtke, H. Human Strength: Measurements of Maximum Isometric Forces in Industry. *Ergonomics* **1989**, *32*(7), 865–879. DOI: 10.1080/00140138908966849.
38. Blazejich, A. J.; et al. Effects of Resistance Training Movement Pattern and Velocity on Isometric Muscular Rate of Force Development: A Systematic Review with Meta-Analysis and Meta-Regression. *Sports Med.* **2020**, *50*(5), 943–963. DOI: 10.1007/s40279-019-01239-x.
39. Del Vecchio, A.; Casolo, A.; Negro, F.; Scorcelletti, M.; Bazzucchi, I.; Enoka, R. M.; Farina, D. The increase in muscle force after 4 weeks of strength training is mediated by adaptations in motor unit recruitment and rate coding. *J. Physiol.* **2019**, *597*(7), 1873–1887. DOI: 10.1113/JP27725048.
40. Aagaard, P.; Simonsen, E. B.; Andersen, J. L.; Magnusson, S. P.; Dyhre-Poulsen, P. Neural adaptations to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *J. Appl. Physiol.* **2002**, *92*(6), 2309–2318. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00283.2001> (acesso em 01 de junho de 2025).
41. García-Ramos, A.; Jaric, S.; Muyor, J. M.; Pérez-Castilla, A.; Padial, P.; Feriche, B. Neuromuscular determinants of rate of force development in highly trained athletes: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med.* **2021**, *51*(9), 1963–1981. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40279-021-01462-7> (acesso em 01 de junho de 2025).
42. Giuriato, G.; Romanelli, M. G.; et al. Sex differences in neuromuscular and biological determinants of isometric maximal force. *Acta Physiol.* **2024**. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/apha.14118>.

43. Reina, R.; Iturricastillo, A.; Sabido, R.; Yanci, J. Effects of a resistance training program on surface EMG activity and performance in paralympic powerlifters. *Front. Physiol.* **2018**, *9*, 1294. DOI: 10.3389/fphys.2018.01294.
44. Farina, D.; Merletti, R.; Enoka, R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J. Appl. Physiol.* **2014**, *96*(4), 1486–1495. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01070.2003> (acesso em 01 de junho de 2025).
45. Enoka, R. M.; Duchateau, J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J. Physiol.* **2008**, *586*, 11–23.
46. Wilk, M.; Krzysztofik, M.; Filip, A.; Zając, A. The effect of contraction mode and velocity on surface electromyography amplitude during resistance exercise. *J. Strength Cond. Res.*