

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA – FEELT
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

DANIELE TEMIS ROMA CINTI

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA E CINEMÁTICA DE VARIAÇÕES DO
EXERCÍCIO *BUTTERFLY* NO *POLE SPORT*: IMPLICAÇÕES PARA O CÓDIGO DE
PONTOS DA *INTERNATIONAL POLE SPORTS FEDERATION***

Uberlândia - MG

2025

DANIELE TEMIS ROMA CINTI

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA E CINEMÁTICA DE VARIAÇÕES DO
EXERCÍCIO *BUTTERFLY* NO *POLE SPORT*: IMPLICAÇÕES PARA O CÓDIGO DE
PONTOS DA *INTERNATIONAL POLE SPORTS FEDERATION***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte das exigências para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Frederico Balbino Lizardo.

Uberlândia - MG

2025

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

C575 Cinti, Daniele Temis Roma, 1987-
2025 Análise eletromiográfica e cinemática de variações do exercício butterfly no pole sport: implicações para o código de pontos da International Pole Sports Federation [recurso eletrônico] / Daniele Temis Roma Cinti. - 2025.

Orientador: Frederico Balbino Lizardo.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Pós-graduação em Engenharia Biomédica.
Modo de acesso: Internet.
DOI <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2025.588>
Inclui bibliografia.

1. Engenharia biomédica. I. Lizardo, Frederico Balbino,1980-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:
Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia

Biomédica

Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG,
CEP 38400-902

Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppgeb.feelt.ufu.br - ppggb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica			
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 123, PPGEB			
Data:	cinco de setembro de dois mil e vinte e cinco	Hora de início:	14:10	Hora de encerramento:
Matrícula do Discente:	12312EBI003			
Nome do Discente:	Daniele Temis Roma Cinti			
Título do Trabalho:	Análise eletromiográfica e cinemática de variações do exercício butterfly no pole sport: implicações para o código de pontos da International Pole Sports Federation			
Área de concentração:	Engenharia Biomédica			
Linha de pesquisa:	Engenharia de Reabilitação e Biomecânica			
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Comparação da atividade eletromiográfica de músculos do core em diferentes exercícios de pole dance			

Reuniu-se via plataforma Microsoft Teams, na Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Thiago Montes Fidale - PPGEB/UFU; Anselmo Alves de Oliveira - Centro Universitário do Planalto de Araxá (UNIARAXA); Frederico Balbino Lizardo - PPGEB/UFU orientador da candidata.

Iniciando os trabalhos o presidente da mesa, Dr. Frederico Balbino Lizardo, apresentou a Comissão Examinadora e a candidata, agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação da Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos examinadores, que passaram a arguir a candidata. Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando a candidata:

Aprovada.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Frederico Balbino Lizardo, Professor(a) do Magistério Superior**, em 05/09/2025, às 16:30, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Anselmo Alves de Oliveira, Usuário Externo**, em 05/09/2025, às 16:33, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Thiago Montes Fidale, Usuário Externo**, em 06/09/2025, às 09:14, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **6640930** e o código CRC **8BEOC5B3**.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Professor Dr. **Frederico Balbino Lizardo**, obrigada pela oportunidade de pesquisar a modalidade esportiva do *pole dance*, e pela orientação e confiança de que juntos conseguiríamos produzir um trabalho desafiador e inovador.

Aos meus pais, **Vagner Cinti e Silvia Regina Roma Cinti**, à minha irmã, **Karoline Roma Cinti**, e às minhas mães postiças **Maria Luiza Brechani e Rose Mary Cinti**, pelo amor sem limites, por estarem sempre ao meu lado e serem a base que me permite explorar meus sonhos e superar os desafios. Ao meu noivo e meus amigos, por acreditarem em mim e trazerem mais amor a minha vida.

Ao Professor Dr. **Thiago Montes Fidale** e ao técnico de laboratório, Me. **José Duarte Naves Junior**, que se tornaram parceiros do grupo de pesquisas e sempre nos ajudaram, tornando mais real a concretização dessa pesquisa.

Ao amigo e parceiro de pesquisa, **Johann Caldas Teixeira**, por sonhar junto comigo e embargar nos planos de vida e carreira junto comigo. Obrigada pela parceria!!

Às **voluntárias**, a minha eterna gratidão por confiarem no meu trabalho, dentro e fora da universidade, e disponibilizarem parte do seu tempo para contribuir para a conclusão deste trabalho e para o crescimento dessa modalidade que tanto amamos. Essa conquista é de todas nós!!

Finalmente, meu sincero agradecimento à **FAPEMIG - Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais**, pelo apoio financeiro dado ao presente trabalho.

RESUMO: O *pole sport* é a vertente esportiva do *pole dance*, com ênfase na técnica de execução e regulamentação internacional baseada no Código de Pontos da *International Pole Sports Federation* (IPSF). As competições dessa modalidade exigem, dentre diversos critérios, a execução de elementos de força, aos quais são atribuídos valores técnicos distintos conforme o grau de dificuldade. A escassez de estudos técnico-científicos sobre o *pole sport* pode gerar inconsistência na atribuição de pontuações, impactando diretamente o desempenho dos atletas. Este estudo tem como objetivo analisar, por meio da eletromiografia de superfície (EMGs) e da cinemática, quatro variações do exercício *butterfly* classificadas como elementos de força com diferentes valores técnicos de acordo com o Código de Pontos da IPSF (2021-2024): *Butterfly Split Grip* (S10), *Butterfly Extension* (S22), *Butterfly Reverse Extension* (S42) e *Forearm Grip Butterfly* (S52). A amostra foi composta por 15 praticantes de *pole dance* com mais de um ano de experiência. Foram coletados sinais eletromiográficos (EMG) dos seguintes músculos: bíceps braquial (BB), tríceps braquial (TB), reto do abdome (RA), oblíquo externo (OE), eretor da espinha (EE), reto femoral (RF) e semitendíneo (ST). Também, foram registradas e analisadas variáveis cinemáticas, a Percepção Subjetiva de Esforço (PSE) e a Intensidade Total (IT) de cada exercício. Os resultados revelaram padrões distintos de atividade muscular entre os exercícios analisados, com maior nível de atividade nos membros superiores. A análise cinemática indicou variações na base de apoio e no torque gerado, este influenciado pela distância dos pontos anatômicos à barra, o que pode influenciar a estabilidade e a demanda muscular de cada variação do *butterfly*. Conclui-se que há diferenças entre os exercícios no que se refere à ativação do sistema neuromuscular, às exigências cinemáticas e à PSE. Estes achados corroboram com a classificação apresentada pelo Código de Pontos, embora se recomende novos estudos para comparar os elementos S42 e S52.

PALAVRAS-CHAVES: eletromiografia, cinemática, PSE, *pole sport*, *pole dance*

ABSTRACT:

Pole sport is the athletic branch of pole dance, with an emphasis on technical execution and international regulation based on the Code of Points of the International Pole Sports Federation (IPSF). Competitions in this discipline require, among several criteria, the performance of strength elements, which are assigned distinct technical values according to their degree of difficulty. The scarcity of technical-scientific studies on pole sport may lead to inconsistencies in scoring, directly impacting athletes' performance. This study aims to analyze, through surface electromyography (sEMG) and kinematics, four variations of the butterfly exercise classified as strength elements with different technical values according to the IPSF Code of Points (2021–2024): Butterfly Split Grip (S10), Butterfly Extension (S22), Butterfly Reverse Extension (S42), and Forearm Grip Butterfly (S52). The sample consisted of 15 pole dance practitioners with more than one year of experience. Electromyographic signals (EMG) were collected from the following muscles: biceps brachii (BB), triceps brachii (TB), rectus abdominis (RA), external oblique (EO), erector spinae (ES), rectus femoris (RF), and semitendinosus (ST). Kinematic variables, the Rating of Perceived Exertion (RPE), and the Total Intensity (TI) of each exercise were also recorded and analyzed. The results revealed distinct patterns of muscle activity among the exercises, with higher levels of activation in the upper limbs. Kinematic analysis indicated variations in the base of support and the torque generated, which was influenced by the distance of anatomical points from the pole, potentially affecting stability and muscular demand in each butterfly variation. It is concluded that the exercises differ in terms of neuromuscular activation, kinematic demands, and RPE. This corroborates with the classification presented in the Code of Points, although further studies are recommended to compare the S42 and S52 elements.

KEYWORDS: electromyography, kinematics, RPE, pole sport, pole dance

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURAS

Figura 1: Pegadas em relação a posição das mãos: Pegada com polegar para cima (A), pegada com polegar para baixo (B) e Pegada em posição de concha (C).

Figura 2: Pegadas em relação a posição dos braços: pegada básica (A); pegada em *cup* (B); pegada de antebraço (C); pegada aberta ou dividida (D); pegada *twisted* (E); pegada de bandeira (F); pegada em *back support* (G) e pegada de iguana (H).

Figura 3: Elementos de força selecionados para coleta e suas travas: *Butterfly Split Grip* com trava de perna (S10); *Butterfly Extension* com trava de calcanhar (S22); *Butterfly Reverse Extension* com trava de calcanhar (S42); e *Forearm Grip Butterfly* com trava de calcanhar (S52).

Figura 4: Outros elementos de força e suas travas: *Basic Brass Monkey* com trava de joelho e posterior de coxa (S9); *Closed Teddy* com trava de axila (S11); *Hiphold Half Split* com trava de cintura e parte interna da coxa (S46); e *Elbow Hold Passé* com trava de cotovelo e nuca (S50).

Figura 5 - Posição dos eletrodos de superfície nos músculos Bíceps Braquial (A), Tríceps Braquial (B), Reto do Abdome (C), Oblíquo Externo (D), Eretor da Espinha (E), Reto Femoral (F) e Semitendíneo (G).

Figura 6: Marcador de superfície para a referência anatômica padrão do quadril no trocânter maior do fêmur (A).

Figura 7 - Teste de flexão do cotovelo.

Figura 8 - Teste de extensão do cotovelo.

Figura 9: Teste de flexão do tronco.

Figura 10: Teste de flexão lateral do tronco.

Figura 11: Teste de extensão de tronco.

Figura 12: Teste de extensão do joelho.

Figura 13: Teste de flexão do joelho.

Figura 14: Elementos de força: *Butterfly Split Grip* (S10), *Butterfly Extension* (S22), *Butterfly Reverse Extension* (S42) e *Forearm Grip Butterfly* (S52).

Figura 15: Decomposição do sinal EMG do RA. Inicialmente se encontra o sinal do RA com as componentes de detalhe (d1 a d4) em conjunto com a componente de aproximação (s4). Em seguida, está ilustrado o resultado da decomposição. E por fim, está ilustrado o sinal filtrado resultante da soma das componentes (d1 a d4) com a eliminação da componente cardíaca.

Figura 16: Janelamento do sinal EMG para extração dos dados do pico de RMS.

Figura 17: Janelamento do sinal EMG referente à CIVM a partir da janela contendo pico de força no sinal do dinamômetro.

Figura 18: Extração das medidas para análise cinemática – eixo da barra (azul), comprimento da base de apoio na barra (laranja), distância entre a extremidade inferior do corpo e a barra (rosa) e distância do quadril à barra (verde).

Figura 19: Comparação dos valores de pico de RMSn (% CIVM) dos músculos bíceps braquial (BB) e tríceps braquial (TB) nos elementos de força de *pole sport*: S10, S22, S42 e S52. As barras representam média e erro padrão. α = Significativamente maior em comparação S10.

Figura 20: Comparação dos valores de pico de RMSn (% CIVM) dos músculos Reto do Abdome (RA), Oblíquo Externo do Abdome (OE) e Eretor da Espinha (EE) nos elementos de força de *Pole Sport*: S10, S22, S42 e S52. As barras representam média e erro padrão. α = Significativamente maior em comparação S10; β = Significativamente maior em comparação S22.

Figura 21: Comparação dos valores de pico de RMSn (% CIVM) dos músculos Reto Femoral (RF) e Semitendíneo (ST) nos elementos de força de *Pole Sport*: S10, S22, S42 e S52. As barras representam média e erro padrão. α = Significativamente maior em comparação S10.

Figura 22: Comparação dos valores de co-contração (%) dos músculos do membro superior (BB/TB), core (RA/EE, OE/EE) e membro inferior (RF/ST) nos elementos de força de *Pole Sport*: S10, S22, S42 e S52. As barras representam média e erro padrão. α = Significativamente maior em comparação S10; β = Significativamente maior em comparação S52.

Figura 23: Comparação dos valores cinemáticos (cm) de comprimento da base de apoio na barra (* = diferença significativa).

Figura 24: Comparação dos valores cinemáticos (cm) da distância da extremidade inferior do corpo à barra. (* = diferença significativa).

Figura 25: Comparação dos valores cinemáticos (cm) da distância entre o quadril e a barra. (*) = diferença significativa).

QUADROS

Quadro 1 - Divisão e categorias, número de elementos para a composição da performance, intervalo de valores técnicos para os elementos obrigatórios que compõem a apresentação e intervalo de pontos para a apresentação.

Quadro 2 - Eletrodos e suas respectivas localizações.

Quadro 3 - Escala modificada de avaliação da percepção de esforço.

Quadro 4 – Delineamento experimental

Quadro 5 - Critérios dos elementos de força durante a coleta.

Quadro 6 - Classificação do nível de ativação (baixa, moderada, alta e muito alta) nos diferentes elementos de força (S10, S22, S42 e S52).

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Média e erro padrão da força máxima (Kgf) durante os testes de CIVM: flexão do cotovelo (FC), extensão do cotovelo (EC), flexão do tronco (FT), flexão lateral do tronco (FL), extensão do tronco (ET), extensão do joelho (EJ), flexão do joelho (FJ).

Tabela 2: Média (erro padrão), intervalo de confiança (90% IC) do RMSn (% CIVM) nos diferentes elementos de força (S10, S22, S42 e S52).

Tabela 3: Média (erro padrão), intervalo de confiança (90% IC) da Intensidade Total de Ativação e Taxa de Percepção de Esforço nos diferentes elementos de força (S10, S22, S42 e S52). α = Significativamente maior em comparação S10. β = Significativamente maior em comparação S22.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

IPSF – *International Pole Sports Federation*

POSA – *Pole Sports & Arts World Federation*

GAISF - *Global Association of International Sports Federations*

sEMG – Eletromiografia de superfície

EMG – Eletromiográfica

BB – Bíceps Braquial

TB – Tríceps Braquial

RA – Reto do Abdome

OE – Oblíquo Externo

EE – Eretor da Espinha

RF – Reto Femoral

ST – Semitendíneo

S10 - *Butterfly Split Grip*

S22 - *Butterfly Extension*

S42 - *Butterfly Reverse Extension*

S52 - *Forearm Grip Butterfly*

PSE – Percepção Subjetiva de Esforço

RM – Repetição máxima

BIA – impedância bioelétrica

PL – Paravertebrais lombares

MAP – Músculos do assoalho pélvico

CIVM – Contração Isométrica Voluntária Máxima

LABEP – Laboratório de Eletromiografia e Posturografia

UFU – Universidade Federal de Uberlândia

IMC – Índice de Massa Corporal

IPAQ – International Physical Activity Questionnaire

TCLE - Termo de consentimento livre e esclarecido

LAPDEM – Laboratório de Pesquisa em Desempenho e Movimento

Hz – Hertz

dB – Decibel

MP – Megapixels

Kgf – Quilograma-força

mm - milímetros

ECG – Eletrocardiograma

RMSn – Root Mean Square normalizado

RMS – Root Mean Square

IT - Intensidade total

ICC – Coeficiente de Correlação Intraclassse

IC – Intervalo de Confiança

LISTA DE SÍMBOLOS

- % – Porcentagem
- ° - Grau
- ± – Desvio padrão
- Δ – Diferença significativa em relação a S42
- γ – Diferença significativa em relação a S43
- α – Diferença significativa em relação a S46
- β – Diferença significativa em relação a S47
- * – Indica valores significativamente diferentes
- p – Nível de significância estatística
- < – Menor que
- > – Maior que
- ≤ – Menor ou igual a
- ≥ – Maior ou igual a
- cm – Centímetros
- kg – Quilogramas
- s – Segundos
- N – Newton

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	13
2. OBJETIVOS.....	16
2.1 Objetivo geral.....	16
2.2 Objetivos específicos.....	16
3. REVISÃO DE LITERATURA	16
3.1 Anatomia dos músculos analisados	16
3.2 Análise das travas e pegadas do <i>Pole Sport</i>.....	19
3.3 Estudos técnico-científicos sobre <i>Pole Dance</i> e/ou <i>Pole Sport</i>.....	21
4. METODOLOGIA.....	25
4.1 Caracterização do estudo	25
4.2 População e amostra.....	25
4.3 Critérios de inclusão	26
4.4 Critérios de exclusão	26
4.5 Coleta de dados antropométricos	26
4.6 Coleta de sinal EMG	27
4.7 Coleta de dados cinemáticos	29
4.8 Coleta de dados referentes a Percepção Subjetiva de Esforço (PSE)	30
4.9 Procedimentos experimentais	31
4.9.1 Primeira sessão	32
4.9.2 Segunda sessão	32
4.9.3 Terceira sessão.....	36
4.10 Análise dos Dados	38
4.10.1 Análise eletromiográfica	38
4.10.2 Análise cinemática.....	41
4.11 Análise Estatística.....	42
5. RESULTADOS	43
5.1 Coeficiente de correlação interclasse (ICC)	43
5.2 Pico RMSn.....	44
5.2.1 Membro Superior (BB e TB).....	44
5.2.2 Core (RA, OE e EE)	44
5.2.3 Membro Inferior (RF e ST)	45

5.3 Índice de co-contração	46
5.4 Cinemática.....	47
5.5 Intensidade Total e Taxa de Percepção de Esforço	48
6. DISCUSSÃO.....	49
6.1 Membros superiores (BB e TB).....	50
6.2 Core (RA, OE e EE)	52
6.3 Membro Inferior (RF e ST)	55
6.4 Intensidade Total e Taxa de Percepção de Esforço	56
6.5 Aplicações práticas	57
7. CONCLUSÃO.....	59

1. INTRODUÇÃO

O *pole dance* se caracteriza por utilizar o atrito e a oposição entre o corpo e uma barra vertical para a realização de figuras plásticas, as quais irão compor coreografias e/ou sequências de manobras acrobáticas (CINTI et al., 2022). Com o crescimento da modalidade ao longo dos anos, o *pole dance* que era praticado socialmente e para o condicionamento físico e benefícios psicossociais (FENNELL, 2018), passou a ganhar diferentes formas de representação artística, como o exotic *pole*, *pole sensual*, *pole fitness*, *pole flow*, *pole* aéreo, dentre outras e, a se estruturar com regras e objetivos definidos a fim de se estabelecer como esporte e desenvolver competições regulamentadas.

Embora existam campeonatos abrangendo diversas representações artísticas de *pole dance*, o *pole sport* é a modalidade esportiva que busca dar ênfase na técnica de execução dos exercícios e julgar as apresentações por um Código de Pontos alinhado com outros esportes olímpicos, como a ginástica artística e a patinação (IPSF, 2015).

Em nível internacional, o esporte competitivo é regulado pela *International Pole Sports Federation* (IPSF). Fundada em 2009 com o objetivo de unir atletas, treinadores, juízes e entusiastas do *pole dance*, o IPSF construiu os primeiros parâmetros para competições internacionais, criando em 2011 o primeiro Código de Pontos para estabelecer critérios de pontuação e julgamento, e apresentar regras para orientação aos atletas sobre o que os juízes estavam ou não procurando. No ano seguinte, foi realizado o primeiro campeonato mundial de *pole sport* com atletas de quatorze países e, atualmente conta com vinte e cinco federações nacionais filiadas e mais doze no processo de inscrição. Iniciou o processo de alinhamento aos critérios da GAISF (*Global Association of International Sports Federations*) em 2014, com sua filiação aprovada em 2017, e em 2016 se candidatou a membro do Comitê Olímpico Internacional (IPSF, 2015).

Atualmente, as competições de *pole sport* organizadas pelo IPSF são regulamentadas pelo Código de Pontos 2021 – 2024, o qual estabelece que as apresentações individuais devem, necessariamente, utilizar um *pole* giratório e um *pole* estático e prevê um sistema de pontuação dividido em quatro elementos que compõem a apresentação do atleta: bônus técnico, deduções técnicas, apresentação artística e coreográfica e elementos obrigatórios (IPSF, 2021).

O bônus técnico avalia o nível de dificuldade, as combinações e as transições realizadas dentro e fora das manobras de *pole* e, é composto por pontos singulares e pontos gerais, sendo os singulares atribuídos a cada movimento de bônus executado, enquanto os gerais são concedidos uma única vez de acordo com a dificuldade da apresentação. As deduções

técnicas são pontos individuais ou gerais descontados em razão de infrações observadas durante a apresentação. Também, é atribuída pontuação em razão da apresentação artística, interpretação e desempenho de palco apresentados pelo atleta (IPSF, 2021).

Aos elementos obrigatórios são atribuídos um valor técnico entre 0,1 e 1,0, de acordo com a dificuldade de execução da manobra, o qual é concedido se atender aos requisitos específicos, como o tempo de manutenção na posição, ângulo correto das articulações, ângulo do corpo em relação ao solo, dentre outros. Eles estão divididos, pelo Código de Pontos, em elementos de flexibilidade, elementos de força, giros no *pole* estático e giros no *pole* giratório. A divisão e categoria (Quadro 1) do atleta além de determinar a quantidade mínima de elementos obrigatórios a serem executados, também estabelece quais elementos são permitidos de acordo com o valor técnico e o intervalo de pontos mínimos e máximos que a categoria deve observar em sua apresentação (IPSF, 2021).

Quadro 1 - Divisão e categorias, número de elementos para a composição da performance, intervalo de valores técnicos para os elementos obrigatórios que compõem a apresentação e intervalo de pontos para a apresentação.

Divisão	Categoria	Quantidade de elementos obrigatórios	Intervalo de valores técnicos dos elementos obrigatórios	Intervalo de pontos para a apresentação
Elite	Sênior	11	0,5 a 1,0	7,7 a 11,0
	Master	11	0,5 a 1,0	6,6 a 11,0
	Junior	11	0,3 a 0,8	5,5 a 8,8
	Novato	9	0,3 a 0,8	4,4 a 7,2
	Para <i>Pole</i>	9	0,1 a 0,5	1,1 a 4,5
Profissional	Sênior e Master	11	0,3 a 0,8	5,5 a 8,8
Amador	Sênior, Master, Júnior, Novato, Pré-Novato e Para <i>Pole</i>	9	0,1 a 0,5	1,1 a 4,5

Fonte: Autora com base no Código de Pontos para Campeonatos de *Pole Sports* do IPSF (2021).

A utilização da eletromiografia de superfície (sEMG) pode ser um instrumento de avaliação inicial capaz de estabelecer diferenças agudas na ativação muscular entre diferentes exercícios de *pole sport*, uma vez que os exercícios que maximizam a atividade EMG podem proporcionar maiores desafios para o sistema neuromuscular e, por isso, demandarem uma

maior força muscular (MARTUSCELLO at. al., 2013). A cinemática, como meio de análise das posições de cada elemento, a partir de imagens captadas, também pode auxiliar a compreender a atuação do sistema neuromuscular para manter a resistência criada pelo peso corporal em relação ao ponto de apoio na barra.

Diferentes estudos sobre *pole dance* foram realizados, todavia, somente três estudos envolvendo biomecânica, mais especificamente a eletromiografia, foram encontrados. Embora Nascimento e Penoni (2021), tenham utilizado a eletromiografia para analisar os efeitos da prática do *pole dance* sobre diferentes musculaturas, somente os estudos de Cinti et al. (2024) e Teixeira et al. (2024) compararam a atividade eletromiográfica dos músculos do core em diferentes elementos de *pole dance* que utilizam, respectivamente, as travas de joelho e de coxa para fixação na barra e manutenção do corpo nas posições horizontal, vertical ou invertida.

Diante da complexidade do esporte e da escassez de estudos técnico-científicos que possam ser utilizados para embasar as regras do *pole sport*, acredita-se que o código de pontos possa apresentar inconsistências quanto a pontuação dada a cada um dos elementos obrigatórios e, consequentemente, trazer prejuízos aos atletas e até mesmo à competição. Por sua vez, as informações fornecidas pela sEMG e pela cinemática podem ser uma ferramenta a auxiliar na elaboração técnica do Código de Pontos (HALL, 2022).

O presente estudo tem como objetivo realizar uma análise biomecânica, por meio da sEMG e da cinemática, dos elementos obrigatórios de força denominados *Butterfly Split Grip*, *Butterfly Extension*, *Butterfly Reverse Extension* e *Forearm Grip Butterfly*, que configuram como variações do exercício *butterfly*. A análise se justifica em razão dos exercícios apresentarem pontuação diferentes, que variam entre 0,2 e 0,6, mesmo que apresentem características semelhantes, como a manutenção de um dos pés/perna em contato com a barra e o outra em uma extensão de coxa pela articulação do quadril, além de apresentar pegada de ambas as mãos na barra. Dessa forma, o estudo visa responder se tais elementos apresentam diferentes demandas do sistema neuromuscular e, consequentemente, a necessidade de uma maior força muscular para sua execução (MARTUSCELLO, 2013), o que justificaria as pontuações atribuídas. A escolha dos elementos, como objeto do estudo, ocorreu por serem classificados como exercícios isométricos e possuírem estruturas semelhantes, além de compor diferentes grupos de valor técnico e estarem sua execução limitada a determinadas divisões e categorias competitivas.

Quanto às hipóteses, em razão das diferenças entre as pegadas de mãos e a distância do tronco em relação à barra, espera-se encontrar maior demanda neuromuscular nos elementos em que as pegadas permitam que o corpo se encontre mais afastado da barra. Tal hipótese

caracteriza uma contradição à atual classificação dos exercícios e, se confirmada, pode demonstrar a existência de desequilíbrios entre as performances apresentadas e um prejuízo à competição.

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Avaliar biomeanicamente, por meio da sEMG e da cinemática, quatro variações do exercício *butterfly* classificados como elementos de força e com valores técnicos diversos pelo Código de Pontos da IPSF, os quais são denominados *de Butterfly Split Grip* (S10), *Butterfly Extension* (S22), *Butterfly Reverse Extension* (S42) e *Forearm Grip Butterfly* (S52).

2.2 Objetivos específicos

Comparar o sinal EMG individual e nível de co-contração dos músculos BB, TB, RA, OE, EE, RF e ST para os elementos de força S10, S22, S42 e S52.

Comparar as variáveis cinemáticas relativas ao comprimento da base de contato do corpo com a barra, distância das extremidades do corpo com a barra e a distância do quadril com a barra para os elementos de força S10, S22, S42 e S52.

Comparar a taxa de percepção subjetiva de esforço (PSE) para os elementos de força S10, S22, S42 e S52.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Anatomia dos músculos analisados

Os músculos axiais são aqueles que estão relacionados aos movimentos faciais, da cabeça e da coluna vertebral. O estudo buscou analisar, dentre todos os músculos axiais, os músculos EE, RA e OE, que são musculaturas do dorso e da parede abdominal anterior e lateral respectivamente (WEINECK, 2013).

Os músculos do dorso são divididos em camada superficial, média e profunda. Os músculos superficiais (trapézio, latíssimo do dorso, levantador da escápula e rombóide) e médios (serrátil posterior) são denominados músculos extrínsecos do dorso. Os músculos mais profundos são denominados de músculos intrínsecos do dorso e, também, estão subdivididos em camadas superficial, média e profunda, as quais se encontram lateralmente à coluna vertebral (direito e esquerdo) e estendendo-se do sacro ao crânio (MARTINI et. al, 2009).

O músculo EE compõe a camada média dos músculos intrínsecos do dorso e é composto pelos músculos espinal, longuissimo e iliocostal. A principal função desta musculatura é realizar a extensão da coluna vertebral, quando a contração ocorre em conjunto, ou a flexão lateral da coluna vertebral quando os músculos se contraem unilateralmente (MARTINI et. al, 2009).

Os músculos anterolaterais do abdome possuem como função proteger os órgãos da cavidade abdominal, ajudar na respirar e defecação, estabilizar a coluna vertebral e, principalmente, atuar na flexão da coluna (VAN DE GRAFF, 2003). O RA, com formato longo e largo, está dividido na linha mediana do abdome pela linha alba, formada por uma faixa de tecido conjuntivo, e transversalmente pelas intersecções tendíneas, que dividem o músculo em quatro segmentos de cada lado. Com origem na crista púbica e sínfise púbica e, inserção na cartilagem costal da V a VII costelas e no processo xifoide do esterno, a contração do RA acarreta na flexão da coluna vertebral e na retroversão pélvica (NEUMANN, 2022).

Na parede lateral do abdome são encontrados três camadas de músculos, estando mais superficial o músculo OE, no nível intermediário o músculo oblíquo interno e mais profundamente o transverso do abdome (VAN DE GRAFF, 2003). Com origem na face externa e margem inferior das costelas de V a XII e inserção na aponeurose do músculo OE, na linha alba e na crista ilíaca, as fibras do OE estão direcionadas inferior e medialmente e, sua contração acarreta na compressão do abdome, flexão da coluna vertebral quando há contração bilateral e flexão lateral e rotação contralateral da coluna vertebral quando a contração é unilateral (NEUMANN, 2022, MARTINI et. al, 2009, WEINECK, 2013).

Visando compreender também a atuação da musculatura apendicular, o estudo analisou os músculos BB e TB, relacionados ao movimento e estabilidade dos membros superiores e, os músculos RF e ST, que atuam no movimento e estabilidade dos membros inferiores.

Posicionado na parte anterior do braço, o músculo BB apresenta dois pontos de origem, a cabeça curta posicionada medialmente e originando no processo coracóide da escápula e, a cabeça longa no tubérculo supraglenoidal da escápula. Ambas as cabeças atravessam a articulação do ombro e inserem-se na tuberosidade do rádio (VAN DE GRAFF, 2003; MARTINI et. al, 2009). Trata-se, portanto, de um músculo triarticular, sendo capaz de realizar movimentos nas articulações do ombro, cotovelo e radioulnar (VAN DE GRAFF, 2003).

Na articulação do ombro, a contração do músculo BB acarreta a flexão do braço. Na articulação do cotovelo, a atuação do BB, juntamente com os músculos braquial e braquioradial, acarreta na flexão do antebraço, enquanto que na articulação radioulnar, o BB realiza a

supinação do antebraço e da mão (DALLEY e AGUR, 2025; MARTINI et. al, 2009; VAN DE GRAFF, 2003). Destaca-se que o BB produz sua atividade EMG máxima quando realiza simultaneamente a flexão de cotovelo e a supinação, porém apresenta atividade EMG relativamente baixa quando a flexão de cotovelo ocorre com o antebraço mantido em pronação (NEUMANN, 2022).

O músculo TB, que se encontra na parte posterior do braço, possui três pontos de origem, sendo a cabeça longa fixada no tubérculo infraglenoidal da escápula, a cabeça lateral e a cabeça medial na face posterior do úmero, superior e inferior ao sulco do nervo radial respectivamente (DALLEY e AGUR, 2025). As três cabeças do TB convergem para um tendão comum e o ponto de inserção está localizado no olécrano da ulna. A contração do TB, em sinergia com o músculo ancôneo, realiza a extensão do antebraço na articulação do cotovelo, sendo então um antagonista do BB (VAN DE GRAFF, 2003). Na articulação do ombro, a cabeça longa do TB possibilita a extensão e adução do braço (NEUMANN, 2022).

Para os membros inferiores, foram analisados o RF e ST. O RF é um extensor da perna na articulação do joelho que, em conjunto com os músculos vasto lateral, vasto medial e vasto intermédio formam o músculo quadríceps. Enquanto os músculos vastos possuem origem ao longo do corpo do fêmur, o RF tem sua origem na espinha ilíaca ântero-inferior e ílio superior ao acetábulo, atravessando as articulações do quadril e do joelho (biarticular) e, portanto, além de participar da extensão da perna, auxilia na flexão da coxa (MARTINI et. al, 2009; DALLEY e AGUR, 2025). Todos os quatro músculos possuem inserção comum, uma vez que se unem para formar o tendão do quadríceps, que se insere na base e nas laterais da patela. O tendão se estende sobre toda a patela e em seguida forma o ligamento patelar, que se insere na tuberosidade da tíbia (VAN DE GRAFF, 2003; NEUMANN, 2022).

O músculo ST é um dos músculos isquiotibiais que compõem o grupo de flexores da perna na articulação do joelho, juntamente com os músculos bíceps femoral e semimembranáceo. São eles antagonistas do músculo quadríceps femoral e, além de atuarem na flexão da perna pela articulação do joelho, suas contrações também provocam a extensão da coxa na articulação do quadril (MARTINI et. al, 2009). O músculo ST é biarticular, possuindo origem no túber isquiático e inserção na porção proximal da face medial da tíbia, onde origina a chamada “pata de ganso” conjuntamente com as inserções tendíneas dos músculos sartório e grátil (DALLEY e AGUR, 2025).

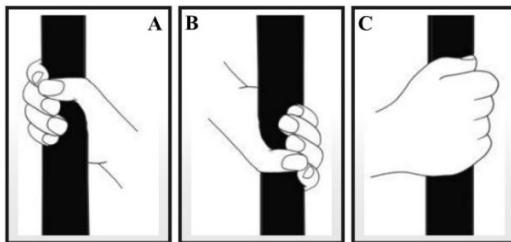
3.2 Análise das travas e pegadas do *Pole Sport*

Durante as competições de *pole sport*, para que os elementos de força ou flexibilidade sejam pontuados, o Código de Pontos exige que o atleta permaneça na posição por ao menos dois segundos. Para a estabilidade do corpo, durante a execução de cada elemento há uma previsão de travas e/ou pegadas que serão utilizadas para fixação do atleta à barra (IPSF, 2021).

As travas referem-se a quaisquer pontos de contato do corpo com a barra, diferentes das mãos, que sejam utilizadas para garantir maior aderência do corpo à barra, como cotovelo, axila, pescoço, cintura, coxa, panturrilha, joelho e pés, enquanto as pegadas se diferem pela posição das mãos e dos braços em relação à barra (CINTI et al., 2024; IPSF, 2021).

Com relação às mãos, as pegadas diferem em razão da posição dos dedos (Figura 1), sendo que em duas delas, o polegar contorna a barra no sentido contrário aos demais dedos, enquanto na outra todos os dedos envolvem a barra no mesmo sentido. No primeiro caso, as pegadas são classificadas em razão do polegar estar para cima ou para baixo, observando a mesma posição do tronco e da cabeça (posição vertical ou invertida), enquanto que no segundo caso a pegada se caracteriza por estarem as mãos em formato de concha (IPSF, 2021).

Figura 1: Pegadas em relação a posição das mãos: Pegada com polegar para cima (A), pegada com polegar para baixo (B) e Pegada em posição de concha (C).

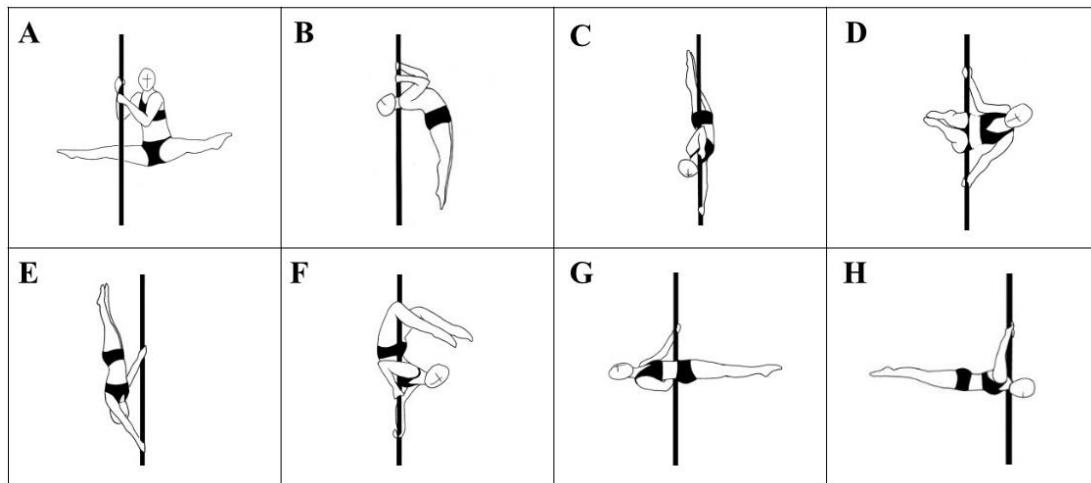


Fonte: IPSF, 2021.

Com relação a posição dos braços (Figura 2), as pegadas são classificadas em A) pegada básica, quando ambas as mãos estão em posição de polegar para cima ou para baixo e não há rotação no ombro; B) pegada em *cup*, em que as mãos estão em posição de concha e o polegar voltado para baixo; C) pegada com antebraço, a mão e o antebraço estão em contato com a barra; D) pegada aberta ou dividida, quando as mãos se encontram espelhadas, ou seja, uma mão com polegar para cima e a outra com polegar para baixo e, não há rotação dos ombros; E) pegada *twisted* ou torcida, quando há uma torção do ombro e o punho envolve a barra; F) pegada de bandeira, em que um cotovelo se encontra flexionado para que a barra seja envolvida pela mão e axila simultaneamente; G) pegada em *back support*, quando o braço de fora (mais

longe da barra) segura a barra por trás do corpo, servindo como um suporte, e o braço de dentro (mais perto da barra) está em contato com a barra apenas pela mão; H) pegada de iguana, ambos os braços estão rotacionados e segurando a barra por trás do corpo (IPSF, 2021).

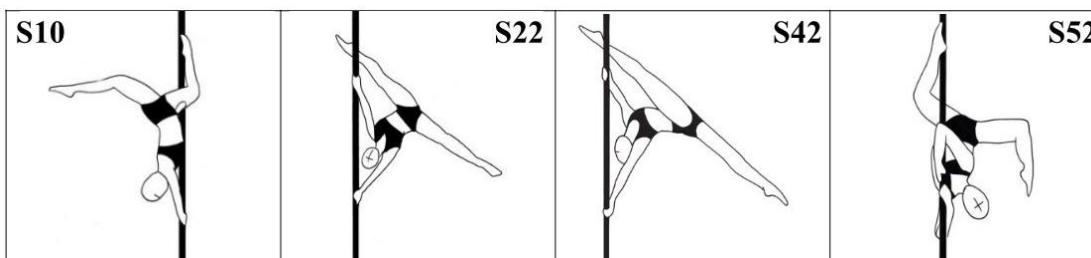
Figura 2: Pegadas em relação a posição dos braços: pegada básica (A); pegada em *cup* (B); pegada de antebraço (C); pegada aberta ou dividida (D); pegada *twisted* (E); pegada de bandeira (F); pegada em *back support* (G) e pegada de iguana (H).



Fonte: Autora com base no Código de Pontos para Campeonatos de *Pole Sports* do IPSF (2021).

As travas podem se referir a qualquer parte do corpo que entre em contato com a barra de modo a auxiliar na fixação da barra (CINTI et. al., 2024). Para os exercícios selecionados para a presente pesquisa, as travas envolvem uma perna ou um calcanhar (Figura 3).

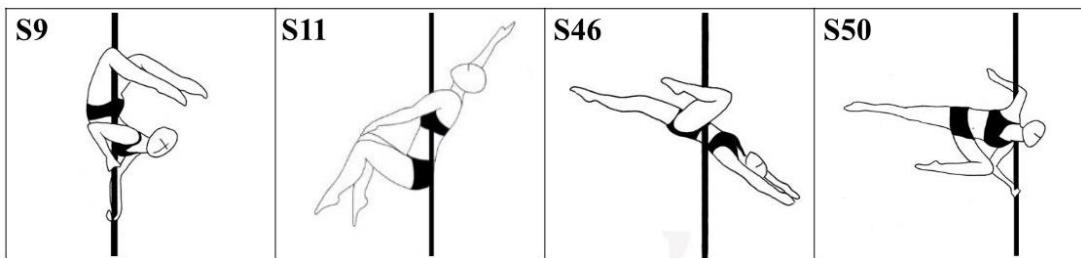
Figura 3: Elementos de força selecionados para coleta e suas travas: *Butterfly Split Grip* com trava de perna (S10); *Butterfly Extension* com trava de calcanhar (S22); *Butterfly Reverse Extension* com trava de calcanhar (S42); e *Forearm Grip Butterfly* com trava de calcanhar (S52).



Fonte: Autora com base no Código de Pontos para Campeonatos de *Pole Sports* do IPSF (2021).

Outras travas também estão previstas no Código de Pontos do IPSF, como as travas de joelho, coxa, axila, cintura, cotovelo, dentre outras (Figura 4).

Figura 4: Outros elementos de força e suas travas: *Basic Brass Monkey* com trava de joelho e posterior de coxa (S9); *Closed Teddy* com trava de axila (S11); *Hiphold Half Split* com trava de cintura e parte interna da coxa (S46); e *Elbow Hold Passé* com trava de cotovelo e nuca (S50).



Fonte: Autora com base no Código de Pontos para Campeonatos de *Pole Sports* do IPSF (2021).

3.3 Estudos técnico-científicos sobre *Pole Dance* e/ou *Pole Sport*

Rosin et al. (2017) realizaram uma comparação entre um grupo de mulheres que praticavam treinamento de força e outro grupo que realizavam treinos de *pole dance*. Todas as participantes foram submetidas aos testes de 1RM (uma repetição máxima) de extensão de joelhos, preensão manual com dinamômetro, flexibilidade e resistência abdominal. O estudo conclui que o treinamento de força específico favorece o ganho de força, enquanto que o ganho de flexibilidade pode ser melhor desenvolvida com o treino de *pole dance*.

No trabalho intitulado “Respostas fisiológicas induzidas pela prática de *Pole Dance*” (Silva, 2017), foram analisadas a frequência cardíaca, intensidade de esforço, consumo máximo de oxigênio após exercício, gasto energético e concentração de lactato de mulheres no início da aula de *pole dance*, logo após os exercícios e após 10 minutos de recuperação. Após análise dos resultados, o trabalho concluiu que a aula se manteve em intensidade de 70% a 85% da frequência cardíaca máxima das alunas e, em razão da concentração de lactato, a atividade foi considerada anaeróbia.

Ruscello et al. (2017) avaliaram, durante uma competição simulada com uma apresentação de três minutos e trinta segundos, as demandas fisiológicas correspondentes a pressão arterial, a frequência cardíaca, a frequência respiratória e as concentrações de lactato sanguíneo, além de terem sido utilizados registros dos movimentos de giro para análise de acelerações e rotações em torno da barra. Com relação à cinemática, o estudo aponta questões sobre a quantidade de trabalho realizado para frear o corpo ao longo da barra em contraste ao efeito da força gravitacional, bem como sobre as adaptações dos órgãos vestibulares em razão dos movimentos rotacionais que chegaram a uma magnitude de 400° por segundo. Os resultados demonstraram um intenso esforço fisiológico durante a performance, em que a frequência

cardíaca média e a concentração de lactato se assemelham e superam respectivamente aos índices encontrados na ginástica feminina, sendo que neste último caso o alto valor pode estar relacionado a necessidade de contrações isométricas fortes durante a execução dos exercícios performáticos.

Nawrocka et al. (2017) também analisaram a força de preensão manual, a composição corporal e a estabilidade postural de praticantes de *pole dance* com diferentes experiências de treinamento, sendo o primeiro grupo com iniciantes com dois meses de prática, um grupo intermediário com experiência entre um e dois anos e, o grupo de praticantes avançadas com mais de dois anos de prática. Não foi encontrada diferença significativa na composição corporal entre os grupos, porém o percentual de gordura corporal foi menor nos grupos intermediário e avançado e o índice de massa muscular foi maior no grupo avançado. A maior variação intergrupo ocorreu na força de preensão manual, demonstrando que esta aumenta com o avanço do tempo de prática. O maior tempo de prática também caracterizou melhoria na estabilidade postural, e os autores a associam ao aumento da força dos músculos profundos a partir dos elementos de dança e ginástica que são utilizados na prática do *pole dance*.

Os efeitos reais de um treinamento de *pole dance* na composição corporal de mulheres foram analisados por Coelho et al. (2017). Durante seis meses, as voluntárias tiveram duas aulas semanais de treino com uma hora de duração cada. Foram coletados pré e pós-teste a circunferência, as dobras cutâneas e o diâmetro ósseo, a fim de realizar avaliação indireta e individual das medidas de composição corporal (massa gorda, massa residual, massa óssea, massa muscular e percentual de gordura). Os resultados demonstraram que a massa residual e a massa óssea permaneceram inalteradas. Houve redução considerável no percentual de gordura corporal e da massa gorda, bem como um aumento importante na massa muscular.

Outro estudo teve como objetivo quantificar as demandas de uma aula recreativa e padronizada de *pole dance* e, classificá-la em conformidade com as diretrizes de intensidade de exercício do *American College of Sports Medicine* (ACSM) (NICHOLAS, 2019). Quatorze mulheres de nível avançado na prática de *pole dance* participaram de três aulas iguais e padronizadas de sessenta minutos e tiveram coletadas as respostas de frequência cardíaca (antes do treino, após o aquecimento, após a primeira e a segunda etapas de treinamento, e após o resfriamento), concentração sanguínea de lactato e percepção subjetiva de esforço (escala de Borg CR-10) após a execução de cada componente de aula. Em apenas uma das aulas, foi analisado o consumo de oxigênio (VO_2) e custo energético. Os resultados analisados indicaram que uma aula de *pole dance* de nível avançado é classificado de acordo com as diretrizes do ACSM como um exercício cardiorrespiratório de intensidade moderada, devendo ser realizada

por período igual ou superior a trinta minutos em cinco ou mais dias por semana da a fim de atender as recomendações elaboradas pelo colégio para uma melhora da saúde e da aptidão cardiovascular e respiratória.

Ballatin et. al, (2021) buscaram comparar a composição corporal de dançarinas de *pole dance* e de um grupo controle por meio da impedância bioelétrica (BIA) realizada em corpo inteiro e membros superiores e inferiores. Os resultados demonstraram que embora não houvesse diferença na massa corporal e no índice de massa corporal, as dançarinas de *pole dance* apresentaram menor percentual de gordura corporal e maior área muscular do braço. Além disso, para as dançarinas de *pole dance*, foi encontrado maior massa celular corporal e uma menor relação entre água extracelular e água corporal total, informações estas associadas ao estado nutricional e de hidratação.

Mais um estudo buscaram comparar a aptidão física, a variabilidade da frequência cardíaca e a morfologia e função do ventrículo esquerdo entre um grupo de atletas de *pole dance* e um grupo controle (DIAS, 2022). Os resultados verificaram que a espessura relativa da parede do ventrículo esquerdo foi significativamente maior e o tempo de relaxamento isovolumétrico significativamente menor nas atletas praticantes de *pole dance* em comparação ao grupo controle. Além disso, o grupo praticante de *pole dance* apresentou melhor desempenho físico para os teste de força de preensão manual e para a flexibilidade pelo método sentar e alcançar.

Em estudo longitudinal, mulheres sem experiência prévia em *pole dance*, foram submetidas a um programa de treinamento em *pole dance* por um período de vinte semanas a fim de analisar os efeitos da prática dessa modalidade na composição corporal e na força de preensão manual (NAWROCKA; PAWELAK; MYNARSKI, 2024). Após comparar os dados obtidos pré e pós treinamento, os resultados apontaram a eficácia do *pole dance* como atividade física para melhoria da saúde e do condicionamento físico ao observar uma redução na porcentagem de gordura e massa gorda. Também houve um aumento da força de preensão manual, da massa muscular, da massa livre de gordura e da água corporal total, o que indica ganhos de massa magra e melhor estado de hidratação. Foi apontado, ainda, melhoria da eficiência metabólica e da integridade e função celular.

Além dos estudos envolvendo principalmente capacidades físicas e aspectos fisiológicos, foram encontrados três estudos que buscam analisar a atividade eletromiográfica dos músculos do core em praticantes de *pole dance*. Nascimento e Penoni (2021) analisaram os efeitos da prática de *pole dance* em uma voluntária com lombalgia, por meio de duas sessões semanais de uma hora cada durante o período de treinamento de oito semanas. O estudo realizou análise pré e pós-teste dos músculos RA, OE e paravertebrais lombares (PL) por meio de

atividade EMG e dos músculos do assoalho pélvico (MAP) por meio do aparelho Perina-Biofeedback, bem como teste de flexibilidade da coluna vertebral e membros inferiores pelo teste de sentar e alcançar de Wells e avaliação antropométrica e de composição corporal. Os resultados mostraram redução da massa corporal, do percentual de gordura, da circunferência abdominal, do IMC, da razão cintura-quadril e da percepção de lombalgia. Houve melhoria da flexibilidade, diminuição da atividade EMG dos músculos RA e OE e aumento dos PL, e melhoria na coordenação de recrutamento dos MAP. O teste de Kendall ainda apontou melhoria na estabilização da coluna lombar.

Cinti et al. (2024) e Teixeira et al. (2024) analisaram a atividade EMG dos músculos RA, OE e EE a fim de comparar diferentes elementos de *pole dance* que utilizam respectivamente trava de joelho e trava de coxa para estabilizar o corpo na barra em diferentes posições (vertical, horizontal e invertida). Os resultados demonstraram que para os elementos que utilizavam a trava de joelho, aquele que mantém o corpo na posição horizontal, apresentou maior atividade EMG para todos os músculos em comparação com os demais elementos em que o corpo se encontra nas posições verticais e invertida, além de ter demonstrado que o elemento demanda um nível de intensidade muscular de moderado a muito alto. Para os elementos que usam trava de coxa, o elemento com posição invertida apresentou maior atividade EMG do músculo EE quando comparado ao elemento com posição vertical. Ambas as pesquisas, sugerem que a prática de *Pole Dance* pode ser uma opção para o treinamento dos músculos do *core*, bem como para auxiliar na prevenção de lombalgias.

Por fim, o estudo de Ignatoglou et al. (2024) teve como objetivo criar e avaliar um protocolo de avaliação de força para atletas de *pole dance* com base em posições fundamentais para fixação na barra. Para medir a força muscular, um dinamômetro foi fixado à barra de *pole dance* e marcadores foram fixados na pele das voluntárias no ponto em que as atletas deveriam pressionar o dinamômetro para realizar adução e abdução do braço e adução do quadril. Foram comparados os resultados para um grupo praticante de *pole dance* e um grupo controle e, verificaram que, para todos os movimentos e lados, os profissionais apresentaram valores de CIVM (contração isométrica voluntária máxima) estatisticamente maiores que os amadores. A pesquisa sugere que o protocolo é uma medida confiável e válida, podendo ser aplicada no treinamento físico e na prática clínica.

4. METODOLOGIA

4.1 Caracterização do estudo

Trata-se de estudo experimental, quantitativo, laboratorial, transversal, randomizado e contrabalanceado em que se buscou analisar a atividade EMG dos músculos EE, RAS, OE, BB, TB, RF e ST e a cinemática durante a execução de quatro elementos obrigatórios de força que configuram como variações do exercício denominado *butterfly*.

O estudo foi desenvolvido no Laboratório de Eletromiografia e Posturografia (LABEP) do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) e teve aprovação do Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos da UFU, com registro CAAE 74907223.9.0000.5152.

4.2 População e amostra

A amostra foi constituída por quinze voluntárias, sexo feminino, com experiência na prática de *pole dance* de no mínimo um ano anterior ao estudo, aptas a realizarem os elementos de força selecionados, adultas, com idade média de $30,80 \pm 9,58$ anos, estatura de $161,72 \pm 6,60$ cm, massa corporal de $55,35 \pm 8,64$ kg, índice de massa corporal (IMC) de $21,08 \pm 2,48$ e percentual de gordura corporal de $22,06 \pm 3,41$. As voluntárias foram convidadas a colaborar com a pesquisa por meio de convite feito diretamente às proprietárias dos estúdios especializados no ensino de *pole dance* na cidade de Uberlândia. Após o aceite, as voluntárias passaram por oito sessões de treinamento, realizado no LABEP, onde foi instalada uma barra de *pole dance* para familiarização com os elementos de força selecionados para a pesquisa.

Foram selecionadas voluntárias fisicamente ativas ou muito ativas, de acordo com a classificação do questionário internacional de atividade física - IPAQ versão curta - (MATSUDO et. al., 2012), e sem histórico de lombalgia, analisado com base no Índice de Incapacidade Lombar Oswestry (FALAVIGNA et. al, 2011).

As voluntárias aptas a participar da pesquisa assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), conforme as Normas de Realização de Pesquisa em Seres Humanos.

O tamanho da amostra (n) foi calculado com base no RMS da atividade muscular do músculo RA obtido em um estudo piloto com 3 voluntárias. O cálculo amostral foi realizado considerando um nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$) e um poder do teste de 80 % ($\beta=0,20$). Uma amostra com no mínimo 14 voluntárias foi considerada adequada para diferenciar os

exercícios.

4.3 Critérios de inclusão

Foram selecionadas para participar do estudo as voluntárias que possuíam experiência mínima de um ano na prática de *pole dance* e estavam aptas para realizar os elementos de força selecionados. Deveriam, ainda, ser fisicamente ativas ou muito ativas de acordo com a classificação realizada por meio da versão curta do questionário IPAQ e, apresentar incapacidade mínima de acordo com o Índice de Incapacidade Lombar de Oswestry.

O percentual de gordura corporal das voluntárias também foi critério de inclusão, e as voluntárias deveriam apresentar nível de gordura corporal entre os nível baixo e normal (entre 25 e 28%), conforme faixa de valores estipulados de acordo com idade e sexo (LOHMAN; HOUTKOOPER; GOING, 1997).

4.4 Critérios de exclusão

Foram excluídas do estudo as voluntárias que apresentavam contraindicações para a realização dos exercícios selecionados, como doenças cardíacas, disfunções neurológicas e vestibulares, alcoolismo, diabetes, miopatias ou neuromiopatias, lombalgias, enfermidades osteomioarticulares, dores na região abdominal ou qualquer outro tipo de problema clínico que pudesse interferir na execução dos exercícios. Também não participaram do estudo as voluntárias que faziam uso de antiinflamatórios, analgésicos ou mio-relaxantes, os quais podem influenciar a atividade muscular.

4.5 Coleta de dados antropométricos

Para auferir a estatura das voluntárias, foi utilizado um estadiômetro de parede *Sandad Sanny*, com gradação em milímetros. A coleta dos dados referentes à massa corporal, IMC e percentual de gordura foi realizada por meio de uma balança de BIA (*InBody 230 – Biospace Co., Ltd., Seoul Korea*), a qual possui um sistema de eletrodos tetrapolar (oito eletrodos válidos). A BIA é um método válido na literatura para estimar percentuais de músculos e gordura corporal com base na relação entre volume e comprimento do condutor e sua bioimpedância, a qual traduz a resistência ao fluxo de uma corrente elétrica (NAVES JUNIOR, 2024; LOHMAN; HOUTKOOPER; GOING, 1997).

Alguns fatores, como o nível de hidratação, a ingestão alimentar e a prática de exercícios podem afetar a BIA, já que esta atua por meio da medição da resistência da água corporal a uma corrente elétrica (LOHMAN; HOUTKOOPER; GOING, 1997). Buscando padronizar o estado de hidratação para a realização das medições por BIA, as coletas foram realizadas pela manhã e as voluntárias foram orientadas a permanecerem em jejum e não praticar exercícios físicos intensos por 12 horas, além de não ingerir bebidas alcoólicas nas últimas 48 horas e não utilizar medicamentos diuréticos nos sete dias que antecederam o teste. Por fim, as voluntárias deveriam esvaziar a bexiga 30 minutos antes do exame, conforme recomendações do fabricante (MULASI et. al., 2015; BIOSPACE, 1996).

4.6 Coleta de sinal EMG

A avaliação da atividade muscular foi feita por sEMG e foi computada durante todas as tarefas por meio de um eletromiógrafo EMG 800RF (EMG System do Brasil Ltda, São José dos Campos, São Paulo, Brasil) com oito canais *wireless* para eletromiografia e dois canais auxiliares com fio. O equipamento foi projetado em conformidade com as normas da *International Society of Electrophysiology and Kinesiology*. O equipamento possui amplificador com ganho de 1000 vezes e filtros *Butterworth*. O eletromiógrafo foi conectado a um notebook e os dados foram obtidos usando um conversor analógico-digital de dezesseis bits, com uma frequência de amostragem 2000 Hz por canal e, posteriormente, armazenados e processados utilizando o *software* EMGLab – EMG System. Os sinais eletromiográficos foram filtrados com um filtro passa-faixa de 20 Hz e 500 Hz.

Foram utilizados eletrodos de superfície constituídos por dois discos de Ag/AgCl com dez milímetros de diâmetro (EMG System do Brasil Ltda., São José dos Campos, SP, Brasil), que foram fixados em eletrodos autoadesivos descartáveis, da marca 3M (Espuma 2223BRQ), separados por uma distância intereletrodo de vinte milímetros (centro a centro). O sistema contém eletrodos bipolares ativos de superfície e pré-amplificados com um ganho de vinte vezes e razão de rejeição de modo comum maior de 120 dB.

Para a realização de todas as coletas de sinais EMG, as voluntárias foram orientadas a evitar o consumo de álcool e cafeína nas vinte e quatro horas anteriores ao teste (PESTA et al., 2022). Antes da colocação dos eletrodos, foi realizada uma tricotomia (raspagem dos pelos) com um barbeador elétrico e a pele foi limpa com álcool 70% para remoção das células mortas e oleosidade, a fim de diminuir a resistência quanto ao fluxo da corrente elétrica. Após o procedimento, a pele apresentou uma coloração levemente avermelhada, indicando uma boa

condição de impedância da pele (KONRAD, 2005). O contato do eletrodo com a pele limpa precisa de algum tempo para atingir uma condição elétrica (impedância) estável e, por isso, foram aguardados 5 minutos para iniciar a coleta do sinal EMG (KONRAD, 2005).

Em todas as etapas da pesquisa, a colocação dos eletrodos autoadesivos foi feita sobre o ventre dos músculos analisados (TAN et al., 2013), localizados no membro dominante da voluntária, no sentido longitudinal às fibras musculares (DE LUCA, 1997). A posição dos eletrodos com relação a cada um dos músculos analisados está apoiada na literatura (Quadro 2).

Quadro 2 - Eletrodos e suas respectivas localizações.

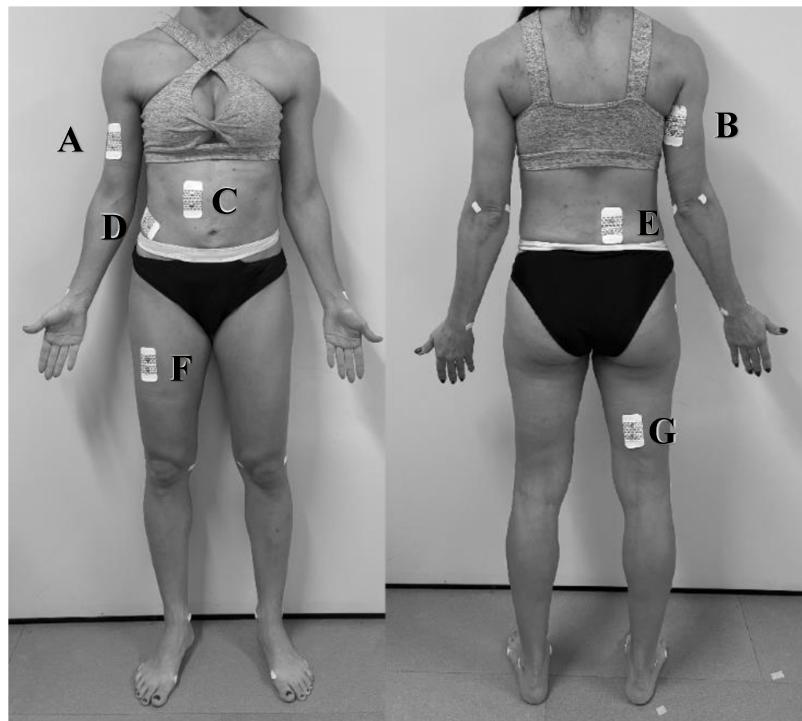
Eletrodo	Localização
BB	Posicionado na linha entre o acrômio medial da escápula e a fossa cubital, a 1/3 da fossa cubital. Sua posição seguiu a orientação dessa mesma linha compreendida entre o acrônio e a fossa cubital. (SENIAM, 2024)
TB	Posicionado no ponto médio da linha compreendida entre a face posterior do acrônio da escápula e o olécrano da ulna, a dois dedos da largura medial à linha. Sua posição seguiu a orientação dessa mesma linha. (SENIAM, 2024)
RA	Posicionado no centro do ventre muscular, no ponto médio entre o processo xifóide do osso esterno e a cicatriz umbilical, três centímetros laterais a linha mediana do corpo, em posição vertical (ESCAMILLA et al., 2010; HIBBS et al., 2011).
OE	Posicionado superiormente à espinha iliaca ânterosuperior (EIAS) do osso do quadril, aproximadamente a 15 centímetros laterais da cicatriz umbilical e posicionado de forma oblíqua estando alinhado paralelamente a uma linha que conecta o ponto inferior da margem costal das costelas ao tubérculo público contralateral (ESCAMILLA et al., 2010; HIBBS et al., 2011; GARCÍA-VAQUERO et al., 2012).
EE	Posicionado lateralmente ao processo espinhoso da terceira vértebra lombar, a uma distância de aproximadamente 2 a 3 centímetros da linha mediana do corpo, seguindo a orientação vertical. (GARCÍA-VAQUERO et al., 2012; SENIAM, 2024)
RF	Posicionado no ponto médio da linha compreendida entre a EIAS do quadril e a parte superior da patela, posicionado na direção dessa mesma linha (SENIAM, 2024).
ST	Posicionado no ponto médio da linha entre a tuberosidade isquiática do osso isquio e o côndilo medial da tibia, posicionado na direção dessa mesma linha (SENIAM, 2024).

Fonte: Autora.

Após a fixação e confirmação da posição correta dos eletrodos autoadesivos (Figura 5) por meio de movimentos específicos para análise da qualidade do sinal (KONRAD, 2005), foram preparados mapas (CORREA; COSTA; PINTO et al., 2012) utilizando papel acetato (transparência) para cada voluntária, marcando a posição dos eletrodos e outras referências

(como cicatrizes, manchas na pele, tatuagens, etc), a fim de garantir o reposicionamento dos eletrodos em todas as coletas (GREGORIO, 2020).

Figura 5 - Posição dos eletrodos de superfície nos músculos Bíceps Braquial (A), Tríceps Braquial (B), Reto do Abdome (C), Oblíquo Externo (D), Erector da Espinha (E), Reto Femoral (F) e Semitendíneo (G).



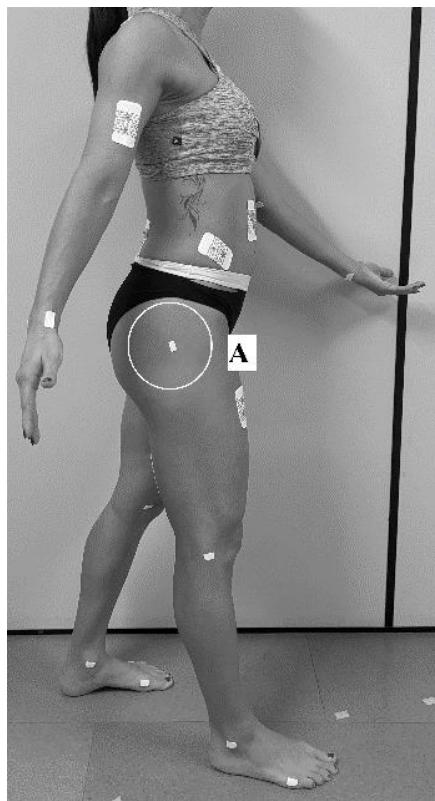
Fonte: Autora.

4.7 Coleta de dados cinemáticos

Foi realizado o registro fotográfico de todos os exercícios executados por meio uma câmera GO Pro Hero 3+, com sensor de 12MP, a qual foi fixada sobre um tripé de 1,50 metros de altura do solo, distante 1,50 metros da barra de *pole dance*. Tendo em vista que ao realizar o exercício o corpo da voluntária pode sofrer uma pequena rotação, foi desenhada uma circunferência com raio de 1,50 metros no chão, a fim de garantir uma padronização da distância entre a barra de *pole dance* e a câmera fotográfica.

As imagens fotográficas foram realizadas de modo a permitir que, no mesmo plano (vista lateral), pudessem ser verificadas a maior distância entre: 1) dois pontos de contato do corpo com a barra, 2) a extremidade do membro inferior e a barra e, 3) o quadril e a barra. Para a medição cinemática desta última, foi utilizada como referência anatômica padrão o trocânter maior do fêmur, o qual foi destacado por meio de marcador de superfície branco e opaco, de forma a ser visto nas posturas avaliadas (Figura 6) (MACEDO et al., 2013).

Figura 6 - Marcador de superfície para a referência anatômica padrão do quadril no trocânter maior do fêmur (A).



Fonte: Autora.

4.8 Coleta de dados referentes a Percepção Subjetiva de Esforço (PSE)

A PSE – Escala de 10 pontos modificada por Foster et al. (2001) em relação à escala original de Borg - apresenta uma classificação numérica e verbal padronizada, no qual o voluntário apresenta o quanto difícil percebe o exercício em um determinado momento.

Para a análise da PSE, a escala (Quadro 3) foi apresentada a cada uma das voluntárias após a realização imediata de cada um dos elementos de força e elas foram instruídas a classificar o quanto de esforço foi necessário para a execução do exercício, sendo 0 = Repouso; 1 = Muito, muito fácil; 2 = Fácil; 3 = Moderado; 4 = Um pouco forte; 5 = Forte; 7 = Muito forte e 10 = Máximo.

Quadro 3 - Escala modificada de avaliação da percepção de esforço.

Classificação	Descriptor
0	Repouso
1	Muito, muito fácil
2	Fácil
3	Moderado
4	Um pouco forte
5	Forte
6	-
7	Muito forte
8	-
9	-
10	Máximo

Fonte: Foster et al., 2001.

4.9 Procedimentos experimentais

A coleta de dados foi realizada em três sessões distintas (Quadro 4), com intervalo de 48 a 72 horas, em dias e horários pré-estabelecidos.

Quadro 4 – Delineamento experimental

SESSÃO	ATIVIDADES	DETALHES
1 ^a sessão	Coleta das características antropométricas e aplicação de questionários.	<ul style="list-style-type: none"> - Assinatura do TCLE; - Aplicação do questionário IPAQ – versão curta; - Aplicação do Índice de Incapacidade Lombar de Oswestry.
2 ^a sessão	Familiarização e coleta do sinal EMG durante os testes de CIVM (randomizado e contrabalanceado)	<ul style="list-style-type: none"> - Testes de flexão e extensão de cotovelos - Testes de flexão e extensão do tronco - Teste de flexão lateral do tronco - Testes de flexão e extensão do joelho
3 ^a sessão	Coleta do sinal EMG e registro cinemático das variações do exercício <i>butterfly</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Butterfly Split Grip (S10) - Butterfly Extension (S22) - Butterfly Reverse Extension (S42) - Forearm Grip Butterfly (S52)

Fonte: Autora.

4.9.1 Primeira sessão

As voluntárias foram convocadas a comparecer ao LABEP, oportunidade em que foram esclarecidas quanto aos objetivos e a metodologia da pesquisa e, assinaram o TCLE.

Nesta oportunidade, foram aplicados os questionários para avaliar o nível de atividade física (questionário internacional de atividade física / versão curta - IPAQ) e o índice de incapacidade lombar (questionário para avaliação funcional - índice de incapacidade lombar Oswestry) e realizada a coleta das características antropométricas (estatura, massa corporal, IMC e percentual de gordura corporal).

4.9.2 Segunda sessão

Após transcorrido o prazo de 48 a 72 horas a partir da primeira sessão, as voluntárias foram convocadas a comparecer novamente LABEP, para coleta de sinais EMG referentes à força isométrica máxima, quantificada no teste de CIVM.

Para garantir a familiarização e a realização correta dos exercícios de CIVM, as voluntárias foram instruídas verbal e visualmente, além de ter sido oportunizada um teste inicial a fim de garantir uma melhor qualidade do sinal durante a coleta de dados (ESCAMILLA et. al., 2010; YOUDAS et. al., 2008).

Foi utilizado um dinamômetro de tração e compressão (modelo 5000 N, EMG System do Brasil, São José dos Campos, SP, Brasil), com capacidade de 0 a 500 kgf para medir a força produzida ao realizar cada um dos testes de CIVM. O dinamômetro foi conectado a um dos dois canais auxiliares do eletromiôgrafo e os sinais de força coletados foram processados por meio do software de coleta eletromiográfica, cujos valores numéricos são expressos em kgf.

Os sinais EMG de cada músculo foram coletados durante duas CIVM de cinco segundos com período de descanso de três minutos entre cada uma, para evitar o efeito da fadiga muscular (BROWN, 2008; MAEO et al., 2013). Os testes de CIVM dos músculos BB, TB, RA, OE, EE, RF e ST foram realizados pelas voluntárias de acordo com as respectivas funções musculares, seguindo as recomendações da literatura específica (MAEO et al., 2013; SANTOS et al., 2020; KONRAD, 2005). A ordem de realização dos testes foi randomizada e, para controlar o efeito da ordem, os testes foram contrabalanceados por meio do *Balanced Latin Square Generator*, evitando que um teste pudesse afetar a resposta da voluntária no teste seguinte repetidas vezes (KIM e STEIN, 2009).

Foram realizados os seguintes testes de CIVM:

1 – Teste de flexão do cotovelo - BB (Figura 7): as voluntárias permaneceram na posição em pé, com o tronco e o braço em um ângulo de 90º totalmente apoiados sobre uma superfície estável. Com um cinto na mão e preso à célula de carga (dinamômetro) fixos por uma corrente à parede, conjunto que limitava a flexão do cotovelo a um ângulo de 90º, as voluntárias foram orientadas a realizar a flexão isométrica máxima do cotovelo durante cinco segundos (KONRAD, 2005).

Figura 7 - Teste de flexão do cotovelo.



Fonte: Autora.

2 – Teste de extensão de cotovelo - TB (Figura 8): as voluntárias permaneceram na posição em pé, com o tronco e o braço em um ângulo de 90º totalmente apoiados sobre uma superfície estável. Com um cinto posicionado na mão, o qual estava preso à célula de carga (dinamômetro) fixa por uma corrente à parede e que limitava a extensão do cotovelo a um ângulo de 90º, as voluntárias foram orientadas a realizar a extensão isométrica máxima do cotovelo durante cinco segundos (KONRAD, 2005).

Figura 8 - Teste de extensão do cotovelo.



Fonte: Autora.

3 - Teste de flexão do tronco – RA (Figura 9): as voluntárias ficaram deitadas em decúbito dorsal, com quadris e pés apoiados no assento e, os últimos fixados por um cinto. Outro cinto foi colocado na parte superior do tronco da voluntária, o qual estava conectado a uma corrente também fixa e conectada à célula de carga (dinamômetro). As voluntárias foram orientadas a realizar uma flexão isométrica máxima do tronco no plano sagital durante cinco segundos, mantendo-se na posição (GREGORIO et al., 2020; MAEO et al., 2013; VERA-GARCÍA et al., 2010; KONRAD, 2005).

Figura 9: Teste de flexão do tronco.



Fonte: Autora.

4 - Teste de flexão lateral do tronco – OE (Figura 10): as voluntárias se posicionaram em decúbito lateral, com quadril e pés apoiados no assento, os quais foram fixado por um cinto. Na parte superior do corpo, foi utilizado outro cinto conectado lateralmente a uma corrente fixa, a qual estava presa a uma célula de carga (dinamômetro). As voluntárias foram orientadas a realizar uma flexão lateral isométrica máxima do tronco durante cinco segundos (GREGORIO et al., 2020; MAEO et al., 2013; VERA-GARCÍA et al., 2010; KONRAD, 2005).

Figura 10: Teste de flexão lateral do tronco.



Fonte: Autora.

5 - Teste de extensão do tronco – EE (Figura 11): as voluntárias foram posicionadas em decúbito ventral, com quadris e pés apoiados no assento e fixados por um cinto. Um cinto foi colocado na parte superior do tronco da voluntária, o qual foi conectado a uma corrente fixa presa à uma célula de carga (dinamômetro). Por fim, a participante foi orientada a realizar a maior força de extensão isométrica do tronco no plano sagital durante cinco segundos, mantendo-se na posição (GREGORIO et al., 2020; MAEO et al., 2013; VERA-GARCÍA et al., 2010; KONRAD, 2005).

Figura 11: Teste de extensão de tronco.



Fonte: Autora.

6 - Teste de extensão de joelho – RF (Figura 12): as voluntárias permaneceram sentadas com o tronco ereto e os joelhos fletidos em uma posição de 90°. Com um cinto posicionado no tornozelo, o qual estava preso à célula de carga (dinamômetro) fixa por uma corrente à parede e que limitava a extensão do joelho a um ângulo de 90°, as voluntárias foram orientadas a realizar a extensão isométrica máxima do joelho durante cinco segundos (ESCAMILLA et al. 2010; KONRAD, 2005).

Figura 12: Teste de extensão do joelho.



Fonte: Autora.

7- Teste de flexão do joelho - ST (Figura 13): as voluntárias foram posicionadas em decúbito ventral, com as coxas apoiadas ao solo e o joelho analisado flexinado a 90°. Com um cinto posicionado no tornozelo do membro dominante, o qual estava preso à célula de carga (dinamômetro) fixa por uma corrente à parede e que limitava a flexão do joelho em 90°, as voluntárias foram orientadas a realizar a flexão isométrica máxima do joelho durante cinco segundos (KONRAD, 2005).

Figura 13: Teste de flexão do joelho.



Fonte: Autora.

4.9.3 Terceira sessão

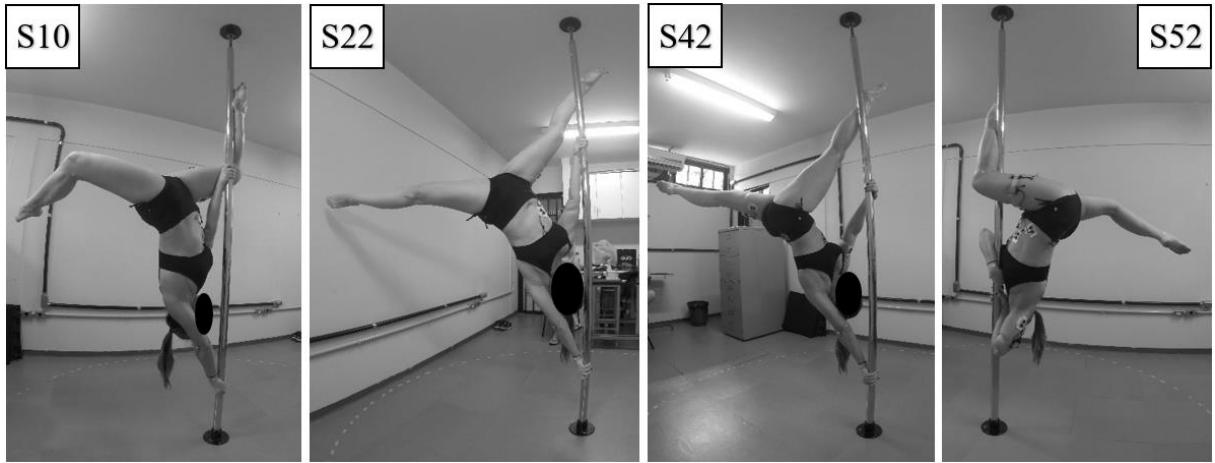
Na terceira sessão, após 48 a 72 horas, realizada no LABEP, foi instalada uma barra de *pole dance* para a execução dos elementos de força selecionados e quando foram coletados os sinais EMG e o registro cinematográfico. As voluntárias já estavam familiarizadas com os exercícios.

Para a execução dos exercícios, foi utilizada uma barra de *pole dance* da marca Ali Fitness, feita em tubo de aço inox 304 A554, de diâmetro externo de 44,45mm, altura entre 2,50 metros e 3,00 metros, de uso estático ou giratório. Para a coleta, foi padronizada a altura de 2,571 metros e o modo estático para o uso da barra.

A ordem de execução dos elementos de força selecionados foi randomizada e, para controlar o efeito da ordem, as coletas foram contrabalanceados por meio do *Balanced Latin Square Generator*, evitando a influência de um exercício sobre outro (KIM e STEIN, 2009). Os dados EMG foram coletados em duas repetições para cada elemento de força e pelo tempo de cinco segundos. A fim de evitar o efeito da fadiga muscular como fator limitante, foram realizados intervalos de descanso de três minutos entre cada coleta (BROWN, 2008).

Os exercícios realizados foram variações do *butterfly*, que se caracteriza essencialmente por manter o corpo na posição invertida, ambas as mãos e uma perna/pé em contato com a barra e a outra perna livre com uma extensão de quadril, conforme Figura 14.

Figura 14: Elementos de força: *Butterfly Split Grip* (S10), *Butterfly Extension* (S22), *Butterfly Reverse Extension* (S42) e *Forearm Grip Butterfly* (S52).



Fonte: Autora.

O elemento *Butterfly Split Grip*, com código S10, recebe a pontuação de 0,2 e possui como critérios apresentar ambas as mãos e uma perna em contato com a barra, os braços estendidos e em pegada aberta (uma mão com polegar para cima e a outra com polegar para baixo, e sem rotação do ombro), ambas as pernas flexionadas com uma delas enganchada na barra e, o corpo invertido (IPSF, 2021).

Para o elemento de força *Butterfly Extension*, com código S22, foi atribuída a pontuação de 0,3 e os critérios são apresentar como ponto de contato ambas as mãos e um calcanhar, os braços estarem totalmente estendidos e em pegada de livre escolha, ambas as pernas totalmente estendidas e abertas, e o corpo na posição invertida (IPSF, 2021). Embora o Código de Pontos preveja uma pegada livre, para padronização do movimento, foi determinado que todas as voluntárias utilizassem a pegada aberta, em que as mãos ficam espelhadas.

O elemento *Butterfly Reverse Extension*, com código S42, recebe a pontuação de 0,5 e os critérios para sua execução são manter como ponto de contato ambas as mãos e um calcanhar, braços totalmente estendidos, mão de cima na pegada *cup* (o polegar fica do mesmo lado que os demais dedos da mão envolvendo a barra), ambas as pernas totalmente estendidas em posição de abertura, posição do corpo invertida e uma torção do quadril em razão de estar o calcanhar da perna oposta à mão de cima em contato com a barra (IPSF, 2021).

Por fim, o elemento *Forearm Grip Butterfly*, cujo código é S52, recebeu a pontuação de 0,6 e tem como características manter como pontos de contato ambas as mãos, os antebraços, um tornozelo e, opcionalmente, o peito e o bíceps. Outros critérios são manter os braços flexionados e em pegada de antebraço, ambas as pernas flexionadas, tornozelo da perna oposta

ao braço superior em contato com a barra e a outra perna em posição fixa de livre escolha, e o corpo voltado para a frente e os quadris afastados do poste (IPSF, 2021). Para fins de padronização, as voluntárias foram orientadas a manter o peito e o bíceps em contato com a barra e manter a perna livre aberta.

Os exercícios apresentam pontuações diferentes pelo Código de Pontos 2021 – 2024 (IPSF, 2021) e os critérios utilizados para as coletas estão resumidos no Quadro 5.

Quadro 5 - Critérios dos elementos de força durante a coleta

	<i>Butterfly Split Grip</i> (S10)	<i>Butterfly Extension</i> (S22)	<i>Butterfly Reverse Extension</i> (S42)	<i>Forearm Grip Butterfly</i> (S52)
Pontuação	0,2	0,3	0,5	0,6
Pontos de contato	ambas as mãos e uma perna	ambas as mãos e um calcanhar	ambas as mãos e um calcanhar	ambas as mãos, antebraços, bíceps, um tornozelo e peito
Posição dos braços e pegada	braços estendidos e em pegada aberta	braços estendidos e em pegada aberta	braços estendidos e em pegada <i>cup</i>	braços flexionados e em pegada de antebraço
Posição das pernas	ambas as pernas flexionadas e abertas com uma delas enganchada na barra	ambas as pernas totalmente estendidas e abertas	ambas as pernas totalmente estendidas em posição de abertura	ambas as pernas flexionadas e abertas, com o tornozelo da perna oposta ao braço superior em contato com a barra
Posição do corpo	Invertido	Invertido	Invertido e uma torção de quadril	Invertido

Fonte: Autora

4.10 Análise dos Dados

4.10.1 Análise eletromiográfica

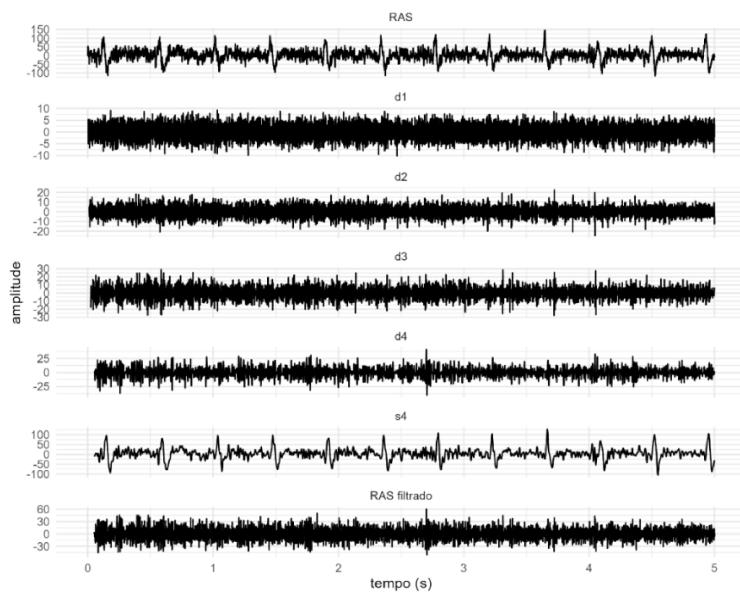
Todos os sinais EMG obtidos durante as CIVM e a execução dos elementos de força de *pole sport* foram processados empregando a linguagem R (R CORE TEAM, 2024) e o ambiente de desenvolvimento RStudio (RSTUDIO TEAM, 2024).

A primeira análise dos sinais EMG ocorreu visualmente com o fim de assegurar a integridade dos sinais coletados e, assim, definir as próximas etapas de processamento e análise

dos sinais. A partir da análise visual dos sinais, pode-se verificar a contaminação dos sinais EMG do músculo RA pela atividade cardíaca das voluntárias. E para eliminar esta contaminação, foi empregada a decomposição wavelet, conforme proposto pelo estudo de Cabral et al. (2024) para remover artefatos de estímulos vibratórios externos em sinais inerciais. Assim, os sinais EMG do RA foram decompostos em quatro componentes por meio da wavelet ortogonal de Daubechies com suporte compacto de comprimento 8, conforme Figura 15.

A filtragem dos sinais do RA foi realizada com a identificação das componentes wavelet que melhor representavam a atividade de ruída e, a partir de então, com a reconstrução do sinal com base na soma algébrica de suas componentes, excluindo-se as componentes associadas ao eletrocardiograma (ECG). Como componente de aproximação mais lenta da decomposição, a s4 foi a que melhor descreveu a atividade cardíaca. Assim, na reconstrução do sinal EMG do RA, foi somada todas as componentes resultantes da decomposição wavelet (d1, d2, d3 e d4), excluindo-se a componente de aproximação s4 (Figura 15).

Figura 15: Decomposição do sinal EMG do RA. Inicialmente se encontra o sinal do RA com as componentes de detalhe (d1 a d4) em conjunto com a componente de aproximação (s4). Em seguida, está ilustrado o resultado da decomposição. E por fim, está ilustrado o sinal filtrado resultante da soma das componentes (d1 a d4) com a eliminação da componente cardíaca.

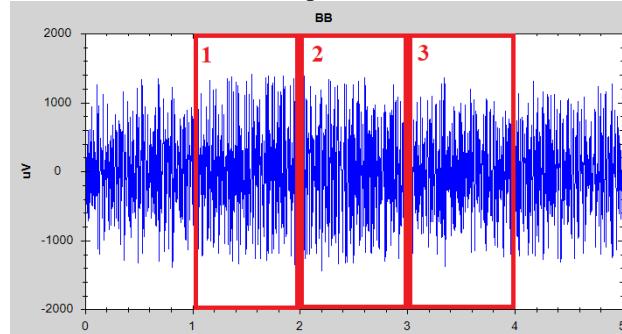


Fonte: Autora.

Após a filtragem, todos os sinais de EMG foram janelados utilizando-se uma janela móvel e não sobreposta de um segundo para os três segundos centrais, correspondendo ao

trecho médio de atividade EMG (Figura 16). Para cada janela, foram extraídos os valores de pico de RMS (*root mean square*), correspondente ao máximo global da janela.

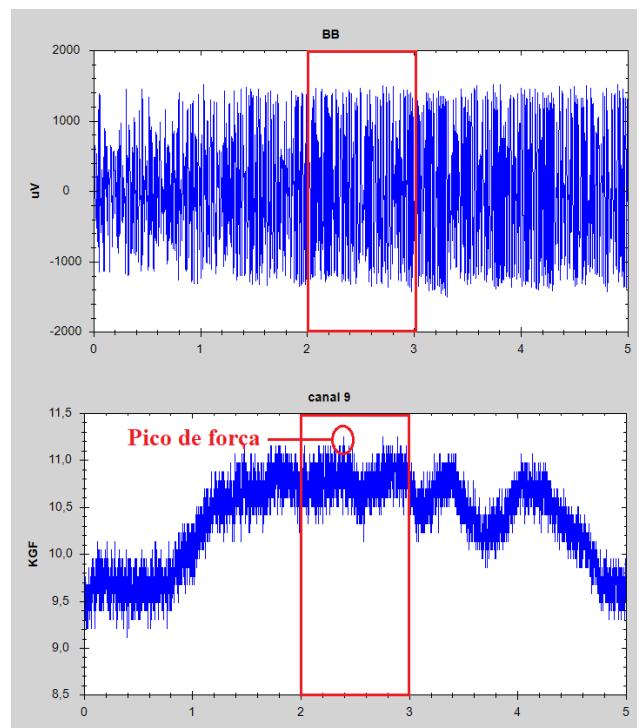
Figura 16: Janelamento do sinal EMG para extração dos dados do pico de RMS.



Fonte: Autora.

Os sinais EMG, quantificados no domínio do tempo, foram normalizados (RMSn) com base nos valores de pico de força da CIVM (%CIVM), ou seja, foi utilizado o sinal EMG referente à CIVM e considerado o trecho de um segundo que abrangia a máxima força apresentada pelo dinamômetro (Figura 17).

Figura 17: Janelamento do sinal EMG referente à CIVM a partir da janela contendo pico de força no sinal do dinamômetro.



Fonte: Autora.

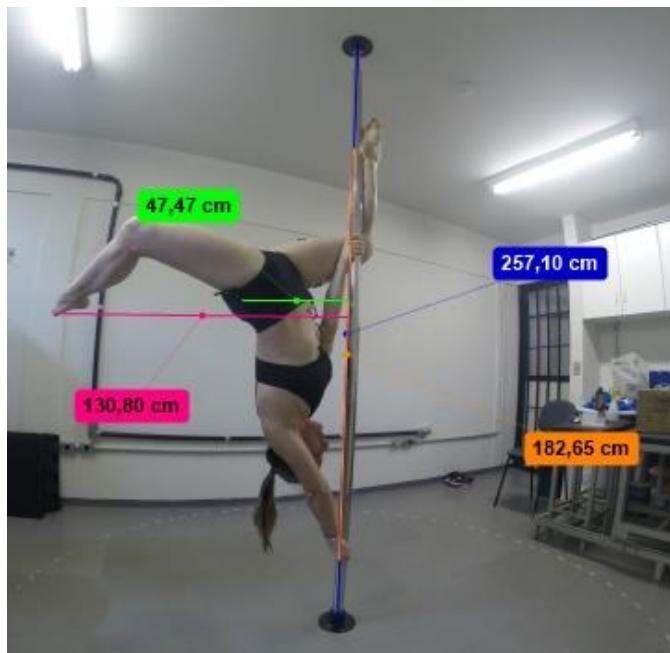
Para o cálculo do índice de co-contração do conjunto de músculos BB/TB, RA/EE, OE/EE e RF/ST, o pico de RMS (*root mean square*) de cada músculo foi dividido utilizando o número de menor valor como numerador e o maior valor como denominador (BESIER et al., 2003; LLOYD e BUCHANAN, 2001; ORTIZ; CAPO-LUGO; VENEGAS-RIOS, 2014). Esta fórmula produz uma razão entre 0 e 1, em que o valor 0 representa nenhuma co-contração e o valor 1 representa uma co-contração perfeita entre o agonista e o antagonista. Em seguida, a razão obtida foi multiplicada pelo valor cem, a fim de representar a porcentagem de co-contração ($[\text{menor pico de RMS}/\text{maior pico de RMS}] \times 100$) para o grupo muscular durante o exercício especificado (JORDAN et al., 2022), a fim de ser utilizado na comparação estatística entre exercícios.

Além do sinal EMG individual e co-contração dos músculos antagonistas, também foi calculado o valor total da atividade EMG em cada elemento de força, designado como intensidade total (IT), que também foi considerado para análise. A IT foi calculada pela soma dos dados EMG normalizados dos sete músculos analisados, como descrito na literatura (GARCÍA-JAÉN et al., 2020).

4.10.2 Análise cinemática

Para os dados cinemáticos, os registros fotográficos foram analisados utilizando o aplicativo *Kinovea 1.1* para *Windows*. A altura da barra de *pole dance* registrada em 2,571 cm, por ter valor fixo para todas as coletas, foi utilizado como referência para medição. A partir da medida da barra, as imagens receberam traçados horizontais e verticais para extrair as medidas referentes a maior distância entre dois pontos de contato do corpo com a barra (comprimento da base de apoio), a extremidade do membro inferior e a barra e, o quadril (com base no marcador de superfície fixado sobre o trocânter maior do fêmur) e a barra (MACEDO et al., 2013), conforme figura 18.

Figura 18: Extração das medidas para análise cinemática – eixo da barra (azul), comprimento da base de apoio na barra (laranja), distância entre a extremidade inferior do corpo e a barra (rosa) e distância do quadril à barra (verde).



Fonte: Autora.

4.11 Análise Estatística

Para análise estatística dos dados EMG, foi utilizando o software GraphPad Prism (versão 8.4, GraphPad Software, Inc.) e os dados apresentados pela média, erro padrão e intervalo de confiança. Foram realizados os testes de normalidade (Kolmogorov-Smirnov) e de esfericidade e, caso a esfericidade não fosse confirmada, seria aplicado o ajuste de Greenhouse-Geisser. Uma vez que passaram no teste de normalidade os dados referentes aos músculos TB, RA, OE, EE, foi aplicado o teste de análise de variância de medidas repetidas de um fator (ANOVA) para comparação dos valores de pico de RMSn do mesmo músculo entre os diferentes exercícios e, em todas as análises foi realizado o teste de comparações múltiplas de Tukey para apontar eventuais diferenças. Para os dados dos músculos BB, RF e ST, foi aplicado o teste não paramétrico de Friedmann com comparações múltiplas de Dunn.

Em relação aos dados de co-contração (BB/TB, RA/EE, OE/EE, RF/ST) e IT de ativação, também foi aplicado teste de análise de variância de medidas repetidas de um fator (ANOVA) com comparações múltiplas de Tukey, para verificar diferenças entre os exercícios. Para os dados de taxa de PSE foi aplicado teste não paramétrico de Friedmann com comparações múltiplas de Dunn.

Com relação aos dados cinemáticos, para verificar a validade da ANOVA unidirecional, verificou-se o pressuposto de homogeneidade por meio do teste de Levene e o pressuposto de normalidade dos resíduos por meio do teste de Shapiro-Wilk. Não tendo os dados cinemáticos atendidos simultaneamente os critérios de homogeneidade e normalidade, foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis, para verificar a existência de uma diferença estatisticamente significativa entre pelo menos dois dos grupos comparados. Por fim, foi aplicado o teste de Wilcoxon para comparações múltiplas entre os pares de exercícios.

Foi estabelecido o nível de significância em 5% e os valores de coeficiente de correlação interclasse (ICC) foram calculados para verificar a reprodutibilidade entre as repetições nos testes de CIVM e nos elementos de força, seguindo os critérios de Fleiss (1986): $ICC > 0,75$ = excelente, ICC entre $0,40$ e $0,75$ = moderado e $ICC < 0,40$ = baixo.

5. RESULTADOS

5.1 Coeficiente de correlação interclasse (ICC)

Os valores de ICC obtidos entre a primeira e a segunda repetição em cada teste específico de CIVM (flexão do cotovelo: 0.91; extensão do cotovelo: 0.95; flexão do tronco: 0.93; flexão lateral do tronco: 0.84; extensão do tronco: 0.92; flexão do joelho: 0.85; extensão do joelho: 0.97) demonstram replicabilidade excelente (FLEISS, 1986), o que caracteriza forte confiabilidade entre as duas repetições. Na Tabela 1 estão demonstrados os valores médios de força máxima (Kgf) nos testes de CIVM.

Tabela 1: Média e erro padrão da força máxima (Kgf) durante os testes de CIVM: flexão do cotovelo (FC), extensão do cotovelo (EC), flexão do tronco (FT), flexão lateral do tronco (FL), extensão do tronco (ET), extensão do joelho (EJ), flexão do joelho (FJ).

TESTE DE CIVM						
FC	EC	FT	FL	ET	FJ	EJ
12.90±0.47	7.99±0.40	24.54±1.81	11.38±0.67	19.35±0.91	11.75±0.47	31.50±1.62

Fonte: Autora.

Também demonstram replicabilidade excelente (FLEISS, 1986) para os músculos BB (0.80), TB (0.83), RA (0.79), OE (0.80), EE (0.76), RF (0.82) e ST (0.78) os valores de ICC do sinal EMG obtidos entre as duas repetições nos elementos de força, refletindo forte confiabilidade entre as duas repetições em todos os músculos analisados.

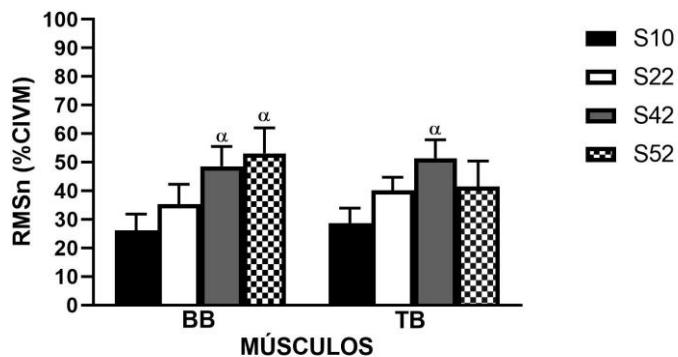
5.2 Pico RMSn

5.2.1 Membro Superior (BB e TB)

Para a atividade EMG do músculo BB (Figura 19), houve diferenças significativas entre os exercícios ($p=0.0012$). Após análises *post hoc*, a atividade EMG do BB nos elementos S42 e S52 foi significativamente maior em comparação com o elemento S10 ($p=0.0014$, $p=0.0179$; respectivamente).

Em relação ao músculo TB (Figura 19), houve diferenças significativas entre os exercícios ($F=4.20$; $p=0.0258$). Após análises *post hoc*, a atividade EMG do TB no elemento S42 foi significativamente maior em comparação ao elemento S10 ($p=0.0030$).

Figura 19: Comparação dos valores de pico de RMSn (% CIVM) dos músculos bíceps braquial (BB) e tríceps braquial (TB) nos elementos de força de *pole sport*: S10, S22, S42 e S52. As barras representam média e erro padrão. α = Significativamente maior em comparação S10.



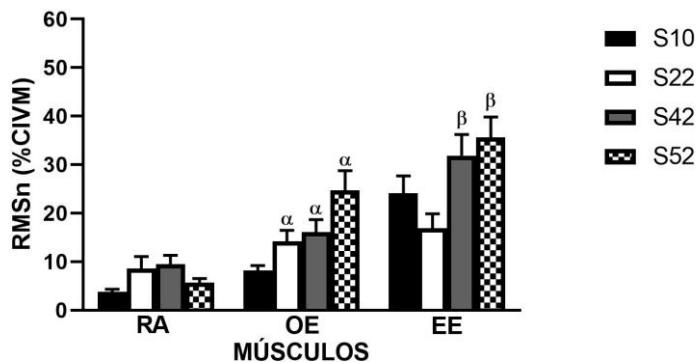
Fonte: Autora.

5.2.2 Core (RA, OE e EE)

Para a atividade EMG do músculo RA (Figura 20), não houve diferenças significativas entre os exercícios ($F=2.92$; $p=0.0691$). Em relação ao músculo OE, houve diferenças significativas entre os exercícios ($F=6.04$; $p=0.0100$). Após análises *post hoc*, a atividade EMG do OE nos elementos S22, S42 e S52 foi significativamente maior em comparação com elemento S10 ($p=0.0267$, $p=0.0375$, $p=0.0072$; respectivamente).

Para a atividade EMG do músculo EE (Figura 20), houve diferenças significativas entre os exercícios ($F=5.23$; $p=0.0061$). Após análises *post hoc*, a atividade EMG do EE nos elementos S42 e S52 foi significativamente maior em comparação com elemento S22 ($p=0.0135$, $p=0.0063$; respectivamente).

Figura 20: Comparação dos valores de pico de RMSn (% CIVM) dos músculos Reto do Abdome (RA), Oblíquo Externo do Abdome (OE) e Eretor da Espinha (EE) nos elementos de força de *Pole Sport*: S10, S22, S42 e S52. As barras representam média e erro padrão. α = Significativamente maior em comparação S10; β = Significativamente maior em comparação S22.

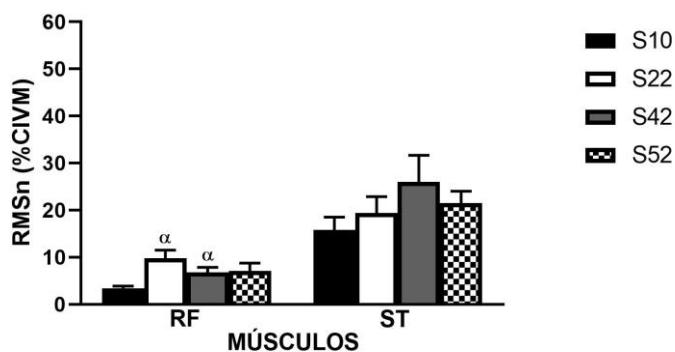


Fonte: Autora

5.2.3 Membro Inferior (RF e ST)

Para a atividade EMG do músculo RF (Figura 21), houve diferenças significativas entre os exercícios ($p=0.0003$). Após análises *post hoc*, a atividade EMG do RF nos elementos S22 e S42 foi significativamente maior em comparação com elemento S10 ($p=0.0002$, $p=0.0179$; respectivamente). Em relação ao músculo ST, não houve diferenças significativas entre os exercícios ($p=0.3131$).

Figura 21: Comparação dos valores de pico de RMSn (% CIVM) dos músculos Reto Femoral (RF) e Semitendíneo (ST) nos elementos de força de *Pole Sport*: S10, S22, S42 e S52. As barras representam média e erro padrão. α = Significativamente maior em comparação S10.



Fonte: Autora

Na Tabela 2 estão demonstrados os valores de RMSn nos diferentes elementos de força,

enquanto que, para fins ilustrativos, no Quadro 6, pode-se visualizar o nível de atividade muscular classificado em baixa (0% a 20% CIVM), moderada (21% a 40% CIVM), alta (41% a 60% CIVM) e muito alta (acima de 60% CIVM) (ESCAMILLA et al., 2010).

Tabela 2: Média (erro padrão), intervalo de confiança (90% IC) do RMSn (% CIVM) nos diferentes elementos de força (S10, S22, S42 e S52).

PICO RMSn (%CIVM) - ELEMENTOS DE FORÇA				
MÚSCULOS	S10	S22	S42	S52
BB	26.08 ± 5.79 (15.88 / 36.29)	35.33 ± 6.94 (23.09 / 47.56)	48.63 ± 6.88 (36.51 / 60.75)	53.09 ± 8.92 (37.37 / 68.81)
TB	28.60 ± 5.35 (19.18 / 38.03)	40.08 ± 4.73 (31.74 / 48.42)	51.45 ± 6.43 (40.12 / 62.78)	41.50 ± 8.93 (25.78 / 57.23)
RA	3.76 ± 0.54 (2.80 / 4.72)	8.60 ± 2.48 (4.23 / 12.98)	9.45 ± 1.87 (6.16 / 12.75)	5.68 ± 0.81 (4.24 / 7.13)
OE	8.21 ± 0.99 (6.47 / 9.96)	14.24 ± 2.22 (10.32 / 18.16)	16.08 ± 2.59 (11.51 / 20.64)	24.65 ± 4.09 (17.43 / 31.87)
EE	24.06 ± 3.59 (17.73 / 30.39)	16.95 ± 2.91 (11.81 / 22.09)	31.90 ± 4.32 (24.28 / 39.52)	35.64 ± 4.17 (28.30 / 42.98)
RF	3.41 ± 0.44 (2.62 / 4.20)	9.84 ± 1.66 (6.92 / 12.77)	6.84 ± 1.03 (5.03 / 8.66)	7.11 ± 1.66 (4.18 / 10.05)
ST	15.77 ± 2.77 (10.89 / 20.65)	19.41 ± 3.48 (13.27 / 25.55)	25.98 ± 5.69 (15.95 / 36.00)	21.46 ± 2.57 (16.92 / 25.99)

Fonte: Autora

Quadro 6 - Classificação do nível de ativação (baixa, moderada, alta e muito alta) nos diferentes elementos de força (S10, S22, S42 e S52).

NÍVEL DE ATIVAÇÃO - ELEMENTOS DE FORÇA				
MÚSCULOS	S10	S22	S42	S52
BB	MODERADA	MODERADA	ALTA	ALTA
TB	MODERADA	MODERADA	ALTA	ALTA
RA	BAIXA	BAIXA	BAIXA	BAIXA
OE	BAIXA	BAIXA	BAIXA	MODERADA
EE	MODERADA	BAIXA	MODERADA	MODERADA
RF	BAIXA	BAIXA	BAIXA	BAIXA
ST	BAIXA	BAIXA	MODERADA	MODERADA

Fonte: Autora

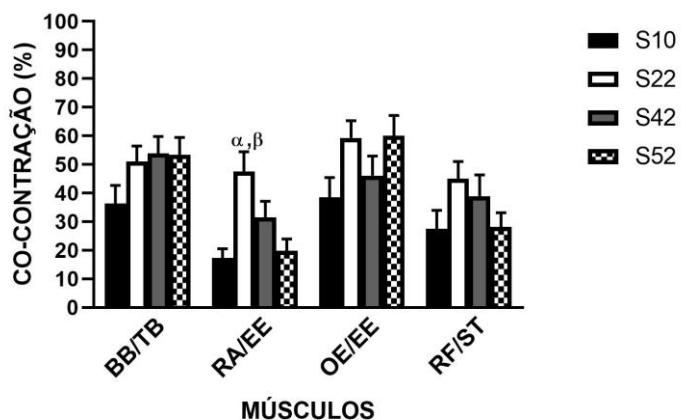
5.3 Índice de co-contração

Para o índice de co-contração dos músculos BB/TB, OE/EE e RF/ST, não houve diferenças significativas entre os exercícios (BB/TB: $F=2.05$; $p=0.1288$; OE/EE: $F=2.56$; $p=0.0766$; RF/ST: $F=2.82$; $p=0.0763$).

Em relação ao índice de co-contração dos músculos RA/EE, houve diferenças

significativas entre os exercícios ($F=7.80$; $p=0.0012$). Após análises post hoc, o índice de co-contração RA/EE no elemento S22 (47.59 ± 6.86) foi significativamente maior em comparação a S10 (17.38 ± 3.18 ; $p=0.0016$) e S52 (19.88 ± 4.05 ; $p=0.0130$), conforme Figura 22.

Figura 22: Comparação dos valores de co-contração (%) dos músculos do membro superior (BB/TB), core (RA/EE, OE/EE) e membro inferior (RF/ST) nos elementos de força de *Pole Sport*: S10, S22, S42 e S52. As barras representam média e erro padrão. α = Significativamente maior em comparação S10; β = Significativamente maior em comparação S52.

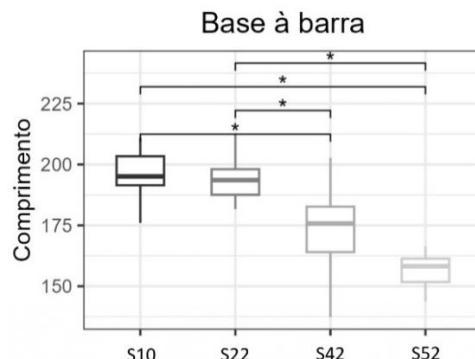


Fonte: Autora.

5.4 Cinemática

Para o comprimento da base de apoio, ou seja, a maior distância entre dois pontos de contato do corpo com a barra, foi constatada diferença significativa entre os pares de comparação S42 e S10 ($p = 0.017$), S42 e S22 ($p = 0.01$), S52 e S10 ($p = 0$), S52 e S22 ($p = 0$), conforme Figura 23.

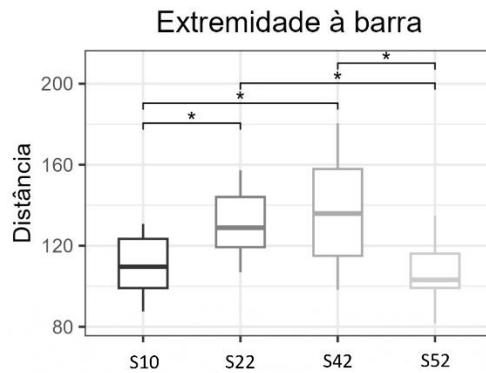
Figura 23: Comparação dos valores cinemáticos (cm) de comprimento da base de apoio na barra (* = diferença significativa).



Fonte: Autora

Com relação a distância entre a extremidade do membro inferior e a barra foi constatada diferença significativa entre o par de comparação S22 e S10 ($p = 0.014$), S42 e S10 ($p = 0.042$), S52 e S22 ($p = 0.002$) e, S52 e S42 ($p = 0.017$) (Figura 24).

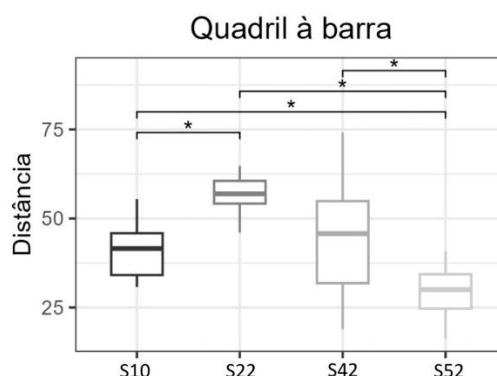
Figura 24: Comparação dos valores cinemáticos (cm) da distância da extremidade inferior do corpo à barra. (* = diferença significativa).



Fonte: Autora

Considerando a distância entre o quadril (trocânter maior do fêmur) e a barra, diferença significativa foi constatada entre os pares de comparação S22 e S10 ($p = 0$), S52 e S10 ($p = 0.006$), S52 e S22 ($p = 0$) e, S52 e S42 ($p = 0.048$) (Figura 25).

Figura 25: Comparação dos valores cinemáticos (cm) da distância entre o quadril e a barra. (* = diferença significativa).



Fonte: Autora

5.5 Intensidade Total e Taxa de Percepção de Esforço

Em relação a Intensidade Total (IT) de atividade EMG (Tabela 3), houve diferenças

significativas entre os exercícios ($F=10.20$; $p=0.0002$). Após análises *post hoc*, a IT nos elementos S22, S42 e S52 foi significativamente maior em comparação com elemento S10 ($p=0.0456$, $p=0.0009$, $p=0.0047$; respectivamente). Além disso, a IT no elemento S42 foi significativamente maior em relação a S22 ($p=0.0404$).

Para a taxa de percepção de esforço (Tabela 3), houve diferenças significativas entre os exercícios ($p=0.0001$). Após análises *post hoc*, a percepção de esforço nos elementos S42 e S52 foi significativamente maior em comparação com elemento S10 ($p=0.0002$, $p=0.0094$; respectivamente). Além disso, a percepção no elemento S42 foi significativamente maior em relação a S22 ($p=0.0054$).

Tabela 3: Média (erro padrão), intervalo de confiança (90% IC) da Intensidade Total de Ativação e Taxa de Percepção de Esforço nos diferentes elementos de força (S10, S22, S42 e S52). α = Significativamente maior em comparação S10. β = Significativamente maior em comparação S22.

ELEMENTOS DE FORÇA	INTENSIDADE TOTAL	TAXA PERCEPÇÃO ESFORÇO
S10	15.70 ± 1.57 (12.92 / 18.48)	1.58 ± 0.19 (1.23 / 1.93)
S22	20.64 ± 1.86 (17.35 / 23.92) ^a	1.91 ± 0.19 (1.57 / 2.26)
S42	27.19 ± 1.56 (24.44 / 29.94) ^{a,β}	4.16 ± 0.56 (3.15 / 5.17) ^{a,β}
S52	27.02 ± 2.70 (22.25 / 31.79) ^a	2.91 ± 0.22 (2.50 / 3.32) ^a

Fonte: Autora.

6. DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar biomeanicamente, por meio da sEMG e da cinemática, quatro variações do exercício *butterfly*, classificados como elementos de força e com valores técnicos diversos atribuídos pelo Código de Pontos da IPSF. Os resultados demonstraram que, embora os exercícios possuam características semelhantes, há diferença na demanda neuromuscular entre os exercícios, com destaque para o exercício S42 (*Butterfly Reverse Extension*) que apresentou diferenças significativas com relação ao pico de RMSn para os membros superiores, core e membros inferiores quando comparado aos demais exercícios. O mesmo exercício ainda se destacou na comparação da PSE e da IT. Os resultados cinemáticos também apontaram diferença significativa quanto ao tamanho da base de apoio e a distância entre a extremidade do membro inferior e do quadril à barra.

6.1 Membros superiores (BB e TB)

Com relação aos membros superiores, o músculo BB apresentou pico de sinal EMG significativamente maior para os exercícios S42 e S52 em comparação ao exercício S10, enquanto o sinal EMG do músculo TB foi significativamente maior somente para o exercício S42 também em relação ao exercício S10.

Os exercícios S42 e S10 apresentam tipos de pegadas diferentes, estando o primeiro em uma pegada com polegar para cima (o polegar abraça a barra no sentido contrário dos demais dedos) e, o segundo em uma pegada em *cup* (o polegar e demais dedos abraçam a barra no mesmo sentido). Estando as mãos em posição neutra, a pegada em *cup* diminui a estabilidade em razão da menor contribuição dos músculos tenares da mão, que se encontram na base carnosa do dedo polegar e são responsáveis por se opor à força provocada pelos músculos da palma da mão (VAN DE GRAAF, 2003; EEEP, 2010). Havendo uma maior instabilidade do exercício em função da pegada manual aplicada no exercício S42, a musculatura do braço precisará atuar mais para manter o praticante na posição, justificando assim a maior atividade EMG dos músculos BB e TB.

Pela análise cinemática, houve diferenças significativas entre os pares S10 e S42 com relação a maior distância entre dois pontos de contatos com a barra ($S10 > S42$) e a extremidade do membro inferior à barra ($S42 < S10$), e embora sem diferença significativa, a distância do quadril à barra para S42 é maior do que para S10. Os resultados então sugerem que para manter o corpo invertido com uma perna fixa à barra e impedir que o corpo desalinhhe, no exercício S10 as mãos permanecem mais distantes uma da outra, permitindo que o corpo se mantenha mais próximo da barra. Enquanto no exercício S42, por exigir a extensão dos membros inferiores, as mãos se apresentam em uma distância menor entre elas e o corpo se encontra em posição mais afastada da barra.

A maior atividade EMG no exercício S42 poderia então ser atribuído ao torque produzido pelos músculos BB e TB para vencerem a força gravitacional. O torque ou momento de força é o efeito giratório criado por uma força externa atuando sobre um eixo de rotação, sendo estabelecido algebricamente pelo produto da força e a distância perpendicular entre a linha de atuação da força e o eixo de rotação (HALL, 2022). Havendo uma mesma força de atuação sobre o corpo (força gravitacional), o torque dependerá tão somente da distância entre a linha de aplicação da força e o eixo de rotação e, portanto, quanto maior for esta distância maior será a demanda dos músculos BB e TB, em contração isométrica, para estabilizarem o movimento.

Em relação ao par de comparação S52 e S10, o pico de sinal EMG significativamente maior do músculo BB para S52 pode ser explicado pela diferença de pegada entre os exercícios. Enquanto o exercício S10 exige a extensão completa da articulação do cotovelo, o exercício S52 tem como critério manter os braços flexionados e em pegada de antebraco, produzindo um menor ângulo na articulação do cotovelo e, por isso, uma maior ativação muscular do BB. Esse resultado se assemelha ao estudo de Yang et al. (2014) que ao comparar os efeitos de diferentes ângulo da articulação do cotovelo na força e na ativação dos músculos flexores e extensores do cotovelo, verificou que a força muscular e a ativação do BB, tanto no movimento de flexão como de extensão do cotovelo, são maiores quando o ângulo da articulação é menor, enquanto para o TB o resultado é maior quando o ângulo articular aumenta.

Em contrapartida, os dados cinemáticos demonstram que o tamanho da base de apoio e a distância do quadril à barra foi significativamente maiores no exercício S10 em comparação ao exercício S52. Segundo Hall (2022), a base de apoio pode ser definida como a área produzida pelos limites mais externos do corpo e que se encontram em contato com a superfície de sustentação e, acrescenta que quanto maior for a base de apoio menor será a probabilidade do peso corporal produzir um torque capaz de produzir um movimento angular do corpo, prejudicando consequentemente a estabilidade. Dessa forma, ainda que a distância entre o corpo e a barra esteja maior no exercício S10, gerando um maior braço de resistência, a maior base de apoio confere uma melhor estabilidade ao exercício, o que pode justificar uma menor atividade EMG do músculo BB para o exercício S10.

Os resultados da co-contração dos músculos BB/TB não apresentaram diferenças estatísticas significativas, porém destaca-se que os exercícios S22, S42 e S52 apresentaram níveis de co-contração próximos a 50%, enquanto o exercício S10 obteve um índice inferior a 40%. Os baixos índices de co-contração podem estar relacionados ao fato das voluntárias terem experiência superior a um ano no treinamento de *pole sport*. No estudo de CARDOZO et. al. (2015), que ao comparar a co-contração dos músculos BB e TB em um grupo de indivíduos treinados e não-treinados no exercício de flexão no solo, constatou que o treinamento continuado tende a reduzir os índices de co-contração dos músculos antagonistas, resultando no aumento do nível de força muscular. A co-contração, porém, permanece importante para evitar desequilíbrios musculares e promover estabilidade articular (CARDOZO et. al., 2015; JORDAN, 2022), sugerindo que o exercício S10 demanda uma menor ativação dos antagonistas para estabilizar a articulação do cotovelo que os demais exercícios.

Por fim, conforme o trabalho de Escamilla et. al. (2010) os níveis de atividade muscular podem ser classificados em baixa (0% a 20% do CIVM), moderada (21 a 40% do CIVM), alta

(41 a 60% do CIVM) e muito alto (acima de 60% do CIVM). O presente estudo demonstrou que os exercícios S10 e S22 exigiram atividade EMG aproximada de 26% e 35% respectivamente para BB e, de aproximadamente 28% e 40% para TB, valores que demonstram que o nível de atividade muscular nesses exercícios é considerada moderada, enquanto nos exercícios S42 e S52 o nível de atividade é considerada alta, com atividade EMG aproximada de 48% e 53% para BB e 51% e 41% para TB respectivamente.

6.2 Core (RA, OE e EE)

Quanto os músculos do *core*, os exercícios S42 e S52 mais uma vez se destacaram quanto a atividade EMG. Com relação ao músculo RA não foram encontradas diferenças significativas entre os exercícios, porém em relação ao músculo OE a atividade EMG dos exercícios S22, S42 e S52 foi significativamente maior em comparação ao exercício S10 e, em relação ao músculo EE, a atividade EMG dos exercícios S42 e S52 foi significativamente maior em comparação ao exercício S22.

Os exercícios S10 e S22 embora utilizem a mesma pegada (braços estendidos e em pegada aberta) para fixação na barra, diferem quanto a posição das pernas. No primeiro exercício, ambas as pernas devem estar flexionadas e abertas e uma das pernas enganchada à barra, enquanto na segunda posição as pernas permanecem estendidas e abertas e apenas um calcanhar apoiado à barra. A perna flexionada permite que o tronco fique mais próximo à barra e numa posição mais alinhada à barra, ou seja, mais verticalizada, além de a perna enganchada conferir mais estabilidade (maior base de apoio). A perna estendida, por sua vez, altera a posição do tronco para uma posição mais inclinada, aproximando-se de uma posição horizontal. A posição mais lateralizada demanda uma maior ativação EMG da musculatura do OE para manter a estabilidade do corpo. O mesmo raciocínio também pode ser utilizado para justificar a maior atividade EMG do OE no exercício S42 em comparação ao exercício S10.

Os resultados se assemelham com o achado por Cinti et. al., (2024), que ao analisarem a atividade EMG dos músculos RA, OE e EE em três exercícios de *pole dance* que utilizam a trava de joelho para fixação do corpo à barra em posições diferentes (invertida, horizontal e vertical), verificaram que o exercício que mais demanda atividade EMG dos músculos do core é aquele que se mantém na posição horizontal. Corrobora também com os achados, o estudo de Gregorio et al. (2016), que comparou a atividade EMG de diferentes músculos do *core* para sete diferentes tipos de exercícios de estabilização do tronco, destacando a existência de grande ativação dos músculos OE e EE na prancha lateral.

A análise cinemática corrobora os resultados EMG, tendo sido encontrada diferenças significativas entre os pares S10 e S22 com relação a extremidade do membro inferior à barra ($S22 < S10$) e a distância do quadril à barra ($S22 < S10$). Dessa forma, por estar o tronco também a uma distância maior da base de apoio no exercício S22 comparado ao S10, há um maior atividade EMG da musculatura do OE para estabilizar o movimento e vencer a força gravitacional (HALL, 2022). No exercício S22, o torque poderia ocasionar a flexão lateral passiva do tronco no mesmo sentido da força gravitacional, no entanto, esta não ocorre porque o músculo OE, responsável pela flexão lateral do tronco, é ativado com intuito de compensar o torque gerado pela força gravitacional e, com isso manter a posição do tronco.

Quanto aos pares de comparação S10 com S42 e S52, a maior atividade EMG do músculo OE nos exercícios S42 e S52 pode estar relacionada a existência de uma rotação do tronco, que ocorre em razão da necessidade de se manter na barra o calcanhar/perna oposto ao braço superior. Para manter a rotação do tronco durante os exercícios, ocorre uma contração contralateral do músculo OE, o que pode justificar a maior atividade neuromuscular. Além disso, o tipo de pegada entre os movimentos também pode influenciar na estabilidade do movimento, sendo que a pegada em *cup* no exercício S42 diminui a atuação dos músculos tenares da mão enquanto a pegada de antebraço no exercício S52 diminui a base de apoio. Dessa forma, as pegadas nesses exercícios são mais instáveis do que aquela praticada no exercício S10, o que aumenta a demanda de outras musculaturas para permitir a execução do exercício, como discutido na seção de membros superiores.

Em relação aos dados cinemáticos, foram encontradas diferenças significativas para o tamanho da base de apoio entre os pares S42 e S10 ($S10 > S42$) e para a extremidade do membro inferior à barra ($S42 > S10$). Esses dados, conforme já mencionado no tópico anterior, permitem concluir que a posição flexionada da perna em S10 traz o praticante a uma posição mais aproximada da barra, enquanto no exercício S42, por exigir a extensão dos membros inferiores, o corpo se encontra em posição mais afastada. Assim, haverá um maior torque no exercício S42 e, consequentemente uma maior demanda do músculo OE. Com relação aos pares S52 e S10, os dados cinemáticos encontraram diferenças significativas para o tamanho da base de apoio ($S10 > S52$) e para a distância do quadril à barra ($S10 > S52$), a posição dos braços influencia significativamente a estabilidade do movimento, já que a base de apoio do exercício S52 é menor podendo gerar desequilíbrio, como discutido anteriormente.

Para análise da atividade EMG do músculo EE, foram encontradas diferenças significativas para os exercícios S42 e S52 em comparação ao exercício S22. O exercício S22 é o único dos exercícios analisados em que o corpo não se encontra alinhado frontalmente com

a barra, mas sim em um alinhamento lateral e com uma abdução das coxas. Em contrapartida, para a execução dos exercícios S42 e S52 o corpo deve estar posicionado de frente para a barra, com uma das pernas em flexão e a outra em extensão e, o quadril posicionado longe da barra. Ao realizar a extensão da perna e buscar afastar o quadril da barra, é possível constatar que ocorre uma hiperlordose da coluna, o que pode significar a maior atividade EMG desses exercícios. No mesmo sentido, Teixeira et. al., (2024) ao analisarem a atividade EMG dos músculos RA, OE e EE em três exercícios que utilizam a trava de coxa para fixação do corpo à barra em diferentes posições (invertida, horizontal e vertical) de *pole dance*, verificaram que a hiperlordose em um dos exercícios, que pode ter ocorrido de forma ativa, passiva ou causado pelo nível de flexibilidade do voluntário, promoveu maior atividade EMG dos músculos EE.

Os dados cinemáticos concluíram pela existência de diferença significativa para o tamanho da base de apoio entre S22 e S42 ($S22 > S42$) e para a distância do quadril à barra entre S22 e S52 ($S22 > S52$). No primeiro caso, a base de apoio menor para S42, além da pegada em *cup* mais instável, demandam uma maior atividade muscular para equilibrar o movimento. Para o segundo par de comparação, embora o torque seja maior em S22, a posição lateral e o tipo de pegada utilizada conferiram maior estabilização e não demandaram grande ativação do EE.

Os resultados da co-contração dos músculos do core apresentaram diferenças significativas tão somente para o par RA/EE no elemento S22 em comparação a S10 e S52, ou seja, houve um aumento concomitante apenas dos músculos antagonistas RA/EE durante a execução dos exercícios analisados. O exercício S22, em razão da sua posição lateral em relação a barra, precisa de uma maior atividade dos músculos antagonistas do abdome para gerar estabilidade ao corpo e impedir que haja uma flexão ou extensão do tronco. Por sua vez, nos demais exercícios, o tronco se encontra de frente para barra e ocorre uma extensão da perna livre, acompanhada de uma anteroversão pélvica, o que pode demandar uma maior atividade EMG do músculo EE e menor ativação do RA.

Quanto aos níveis de atividade muscular, conforme classificação proposta por Escamilla et. al. (2010), em geral os exercícios exigiram atividade EMG baixa para os músculos do core. Apresentaram nível de atividade muscular considerada moderada apenas os exercícios S10, S42 e S52 para o músculo EE e o exercício S52 com relação ao músculo OE.

6.3 Membro Inferior (RF e ST)

No que se refere aos músculos do membro inferior, não foram encontradas diferenças significativas entre os exercícios para o músculo ST, porém em relação ao músculo RF a atividade EMG dos exercícios S22 e S42 foi significativamente maior em comparação ao elemento S10.

Os exercícios S22 e S42 possuem como característica semelhante a necessidade de os membros inferiores estarem totalmente abertos, com extensão completa dos joelhos e uma das coxas em extensão e a outra em flexão na articulação do quadril. Enquanto que no exercício S10, embora as coxas estejam uma em flexão e a outra em extensão na articulação do quadril, os joelhos devem estar fletidos. Dessa forma, sendo a principal função do músculo RF realizar a extensão do joelho (MARTINI et. al, 2009; DALLEY e AGUR, 2025), os resultados confirmam o que já era esperado, ou seja, que houvesse maior atividade EMG do músculo RF para os exercícios S22 e S42.

Com relação aos dados cinemáticos, conforme já analisado anteriormente, foram encontradas diferenças significativas entre S42 e S10 tanto em relação ao tamanho da base de apoio ($S10 > S42$) quanto em relação à distância da extremidade do membro inferior à barra ($S42 > S10$). Para o par de comparação S22 e S10, foram encontradas diferenças significativas para a extremidade do membro inferior à barra ($S22 > S10$) e a distância do quadril à barra ($S22 > S10$). Os resultados apontam para a existência de um maior torque de resistência nos exercícios S42 e S22 em comparação ao elemento S10, demandando uma maior atividade EMG do músculo RF. Em estudo realizado para comparar a atividade EMG do RF durante a execução dos exercícios *hundred* e *teaser* do pilates, ambos realizados no solo e em aparelho específico, Souza et al. (2012) demonstraram uma maior ativação do RF quando o grau de flexão do quadril diminui, sugerindo que nestes casos há um maior torque de resistência o que demanda também uma maior ativação elétrica do músculo envolvido.

Os resultados da co-contração dos músculos RF/ST não apresentaram diferenças estatísticas significativas, demonstrando que os antagonistas tendem a apresentar demandas semelhantes para gerar estabilidade articular ao exercício (CARDOZO et. al., 2015; JORDAN, 2022). Além disso, os níveis de co-contração para todos os elementos esteve abaixo de 50%, o que pode representar uma familiaridade das voluntárias com a execução do movimento (CARDOZO et. al., 2015).

Em relação aos níveis de atividade muscular propostos por Escamilla et. al. (2010), todos os exercícios foram classificados como de intensidade baixa para os músculos RF e ST,

com exceção dos exercícios S42 e S52 que apresentaram classificação moderada com relação ao músculo ST, com atividade EMG aproximada de 26% e 21% respectivamente.

6.4 Intensidade Total e Taxa de Percepção de Esforço

A IT de atividade EMG foi significativamente maior nos exercícios S22, S42 e S52 em comparação com o elemento S10, e também no exercício S42 em relação ao elemento S22. Isso sugere que, em especial, o elemento S42 demanda uma maior atividade EMG das unidades motoras e, consequentemente, uma maior ativação muscular para permitir que o praticante execute o elemento.

No que diz respeito à PSE, mais uma vez o exercício S42 se destaca, tendo as respostas das participantes demonstrado que os níveis de esforços foram significativamente maiores nos exercícios S42 e S52 em comparação ao elemento S10 e, no exercício S42 quando relacionado ao elemento S22. A percepção de esforço, embora possa estar relacionada a familiaridade individual de cada voluntária com o tipo de trava ou pegada, com a posição do corpo e a existência ou não de uma torção do quadril, os resultados do PSE demonstraram uma compatibilidade com os demais achados na pesquisa, sugerindo a existência de uma demanda superior do sistema neuromuscular para a execução do exercício S42 em relação aos demais.

Os achados EMG e cinemáticos, combinados com os resultados da PSE, confirmam a existência de uma progressão na demanda neuromuscular, com uma menor demanda para o exercício S10, seguido pelo exercício S22 e por fim os exercícios S42 e S52, corroborando com a classificação apresentada pelo Código de Pontos.

Entre os exercícios S42 e S52, porém, não foram encontradas diferenças significativas para as atividades EMG dos músculos analisados. Os números absolutos também mostraram uma pequena variação de intensidade entre eles, demandando um exercício maior atividade EMG para alguns músculos, enquanto outro exercício exigia maior demanda para outros grupos musculares. Assim, não foi possível estabelecer, com base na atividade EMG desses músculos, uma justificativa para diferenciá-los quanto ao grau de dificuldade de execução, entretanto, futuros estudos devem realizar uma análise eletromiográfica mais global (ex: análise EMG bilateral, decomposição do sinal, avaliação músculos flexores/extensores do carpo e dos dedos), para permitir uma melhor compreensão do sistema neuromuscular durante a execução de diferentes elementos do Código de Pontos, além de aumentar a variação de exercícios analisados.

6.5 Aplicações práticas

O Código de Pontos do IPSF é um orientador para quem participa de campeonatos de *pole sport*, seja como atleta, treinador ou árbitro da competição, uma vez que lista os exercícios e seus critérios de execução. Além disso, a cada um dos exercícios é atribuída uma pontuação (entre 0,1 e 1,0), a qual é utilizada para estabelecer os exercícios que podem ou não ser executados por cada categoria, além de fixar o intervalo de pontos mínimos e máximos que a categoria deve observar nas apresentações.

Para uma correta classificação desses exercícios e, consequentemente, estabelecer uma competição justa, imprescindível compreender o padrão de ativação muscular que cada um dos elementos demanda. Isso porque os exercícios que provocam uma maior atividade EMG e um maior torque podem representar maior desafio para o sistema neuromuscular, refletindo uma necessidade maior de recrutamento de unidades motoras para a execução dos exercícios (DE PAULA et. al, 2023; MARTUSCELLO et. al, 2013).

Contrariando a hipótese deste estudo, que esperava encontrar maior demanda neuromuscular nos elementos em que as pegadas permitem que o corpo se encontre mais afastado da barra, os resultados mostram que as diferenças em termos de ativação neuromuscular podem estar relacionados não apenas às distâncias entre os pontos anatômicos e a barra, mas também às funções inerentes de cada musculatura, aos tipos de pegadas ou ao tamanho da base de apoio. Foi encontrada progressão na demanda neuromuscular, com uma menor demanda para o exercício S10, seguido pelo exercício S22 e por fim para os exercícios S42 e S52, este último com a maior proximidade do corpo com a barra. Os dados corroboram com a classificação apresentada pelo Código de Pontos, com relação a progressão de pontos atribuídas aos elementos S10, S22, S42/S52, merecendo porém maiores investigações para comparar a demanda neuromuscular entre S42 e S52.

Dessa forma, considerar as diferenças de atividade EMG e cinemáticas de cada exercício, permite uma classificação embasada em critérios científicos e um aperfeiçoamento do Código de Pontos. Além disso, conhecer as demandas neuromusculares dos exercícios pode auxiliar quem participa de competições a escolher os elementos que poderão pontuar mais e exigir uma menor demanda neuromuscular, evitando assim os efeitos da fadiga. Ou seja, possibilitar a execução de uma performance sem perder a capacidade de produzir e manter um nível de força ou potência muscular durante a execução de um exercício (ASCENSÃO et al., 2003 apud NODA; MARCHETTI; VILELA JUNIOR, 2014).

Além de beneficiar os atletas em sua apresentação, os resultados também podem auxiliar praticantes recreativos e instrutores a organizar uma progressão no programa de treinamento. Os estudos de Cinti et al. (2024) e Teixeira et al. (2024), indicam que os exercícios de *pole dance* podem auxiliar na melhoria da resistência muscular e controle neuromuscular do tronco, permitindo que a coluna vertebral suporte maiores cargas e apresente diminuição da instabilidade articular. Os resultados agora encontrados podem se somar aos achados anteriores, indicando também uma graduação entre os exercícios quanto ao nível de demanda dos músculos do *core*, além de uma opção para estabelecer uma co-contração do RA e EE, ou seja, promover ativações musculares simultâneas e coordenadas entre músculos antagonistas visando promover estabilidade articular e evitar lesões (JORDAN et. al., 2022).

Seguindo o mesmo raciocínio, os exercícios parecem ser uma ótima opção para o treinamento de resistência muscular e controle neuromuscular. Outros estudos já demonstraram que são positivas as respostas neuromusculares produzidas por um treinamento resistido somado a uma fase isométrica, como acontece nos treinos e apresentações de *pole sport*. De acordo com Angleri e Silva (2015), que analisaram os efeitos da ação muscular isométrica no treinamento resistido, o grupo que realizou um fase de isometria (com duração de quatro segundos) no início de cada fase concêntrica dos exercícios apresentou um incremento na força dinâmica máxima em toda a amplitude do movimento articular, bem como tendência à resposta hipertrófica.

Este estudo foi elaborado em conjunto com o trabalho realizado por Teixeira (2025), e são inovadores ao buscar comparar, por meio da atividade EMG simultânea dos músculos que compõem as diferentes partes do corpo – membro superior, *core* e membro inferior – e da cinemática, a demanda muscular para a execução de exercícios do *pole sport* estabelecidos no Código de Pontos do IPSF. O estudo teve como fator limitante a inexistência de atletas profissionais e equipes competidoras de *pole sport* na cidade de Uberlândia, obrigando que a amostra fosse composta por praticantes de *pole dance* não competitivas, mas que tivessem experiência mínima de 1 ano de prática de *pole dance* e aptas a executarem os exercícios selecionados. Outra limitação é a quantidade restrita de canais para eletromiografia, restringindo a análise aos músculos do lado dominante das voluntárias.

Nesta perspectiva, sugere-se a realização de novos estudos para analisar outros tantos elementos do Código de Pontos do IPSF com voluntárias que, se possível, sejam atletas de *pole sport*. Também, aconselha-se, para os novos estudos, que sejam coletados os sinais EMG da musculatura de ambos lados do corpo, e não só do lado dominante, bem como da musculatura dos flexores dos dedos.

7. CONCLUSÃO

Os exercícios analisados - *Butterfly Split Grip* (S10), *Butterfly Extension* (S22), *Butterfly Reverse Extension* (S42) e *Forearm Grip Butterfly* (S52) – são variações do movimento *Butterfly*, classificados como elementos de força e com diferentes valores técnicos atribuídos. As análises revelaram diferenças significativas entre os exercícios quanto à atividade EMG dos músculos avaliados, aos dados cinemáticos e à PSE, corroborando à progressão de pontos atribuída pelo Código de Pontos. No entanto, diante da imprecisão quanto ao nível de demanda neuromuscular entre os elementos S42 e S52, recomenda-se uma maior análise desses elementos utilizando a EMG para analisar a musculatura de ambos os lados do corpo, e abrangendo a musculatura dos flexores dos dedos, para que assim, possa garantir uma pontuação justa e condizente com as exigências musculares para cada exercício.

REFERÊNCIAS

ANGLERI, V.; SILVA, F. O. C. Respostas neuromorfológicas referentes a um protocolo de treino resistido com enfase na ação muscular isométrica. *Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício*, v.9. n.51. p.31-39, 2015. Disponível em: <https://www.rbpfex.com.br/index.php/rbpfex/article/view/715/670>

BALLARIN, G.; SCALFI, L.; MONFRECOLA, F.; ALICANTE, P.; BIANCO, A.; MARRA, M.; SACCO, AM. Body composition and bioelectrical-impedance-analysis-derived raw variables in pole dancers. *Revista Internacional de Pesquisa Ambiental e Saúde Pública*, v. 18, ed. 23, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/ijerph182312638>

BENEDETTI, T. R. B.; ANTUNES, P. C.; RODRIGUEZ-AÑEZ, C. R.; MAZO, G. Z.; PETROSKI, E. L. Reprodutibilidade e validade do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) em homens idosos. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S1517-86922007000100004>

BESIER, T. F.; LLOYD, D. G.; ACKLAND, T. R. Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Medicine and science in sports and exercise*, v. 35, n. 1, p. 119-127, 2003. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/00005768-200301000-00019>

BIOSPACE Co. InBody230 User's manual. 1-65 (1996).

Brown, L. E. Treinamento de força. São Paulo: Manole, 2008.

CABRAL, A. M. et al. On the effect of vibrotactile stimulation in essential tremor. *Healthcare*, v. 12, n. 4, p. 448, 2024. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/healthcare12040448>

CARDOZO, E.; LA TORRE, M.; NOLL, M.; CHAISE, F.; PEGORINI, W.; CANDOTTI, C. T. Índice de co-contração dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial durante a realização do exercício de apoio sobre o solo. *Pensar a Prática*, v. 18, n. 1, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.5216/rpp.v18i1.30618>

COELHO, D.; BRASILINO, F. F.; MORALES, P. J. C. Analysis of the body composition of pole dance women. *FIEP Bulletin*. v. 87, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.16887/87.a1.100>

CORREA, C. S.; COSTA, R.; PINTO, R.S. Utilização de diferentes técnicas para o controle do posicionamento dos eletrodos de superfície na coleta do sinal eletromiográfico. *ACTA Brasileira do movimento humano*, v. 2, n. 2, p. 5-13, 2012.

CINTI, D. T. R.; TEIXEIRA, J. C.; SANTOS, J. S.; MOCARZEL, R. Revisão sistemática sobre Pole Dance. *Pesquisa, Sociedade e Desenvolvimento*, v. 11, n. 3, pág. e11711326470, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.33448/rsd-v11i3.26470>

CINTI, D. T. R.; TEIXEIRA, J. C.; NAVES JUNIOR, J. D.; FIDALE, T. M.; SILVA, R. P. M.; LIZARDO, F. B. Electromyographic analysis of core muscle activity during pole dance

movements using the knee lock. *Journal of Physical Education and Sport*, vol. 24, pp. 1542-1550, 2024. Disponível em: <https://doi.org/10.7752/jpes.2024.06174>

DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. *Moore anatomia orientada para a clínica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, ed. 9, 2025.

DE LUCA, C. J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, v. 13, n. 2, p. 135-163, 1997. Disponível em: <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>

DE PAULA, J. P.; NAVEGA, M. T.; SPINOSO, D. H. Eficiência neuromuscular do quadríceps em mulheres com e sem dor patelofemoral. *Fisioterapia e pesquisa*, v. 30, 2023. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/1809-2950/e22016623pt>

DIAS, A.R.L.; DE MELO, B.L.; DOS SANTOS, A.A.; SILVA, J.M.A.; LEITE, G.; BOCALINI, D.S.; MARCOLONGO, A.A.; SERRA, A.J. Women pole dance athletes present morphofunctional left ventricular adaptations and greater physical fitness. *Science & Sports*, v. 37, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2022.02.002>

EEEP - Escola Estadual de Educação Profissional. Técnico em Massoterapia - Biomecânica e Cinesiologia. Governo do Estado do Ceará. Fortaleza, 2010. Disponível em: https://www.seduc.ce.gov.br/wp-content/uploads/sites/37/2011/01/massoterapia_biomecanica_cinesiologia.pdf

ESCAMILLA, R. F.; LEWIS, C.; BELL, D.; BRAMBLETT, G.; DAFFRON, J.; LAMBERT, S.; PECSO, A.; IMAMURA, R.; PAULOS, L.; ANDREWS, J. R. Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v. 40, n. 5, p. 265-276, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3073>

FALAVIGNA, A.; TELES, A. R.; BRAGA, G. L.; BARAZZETTI, D. O.; LAZZARETTI, L.; TREGNAGO, A. C. Instrumentos de avaliação clínica e funcional em cirurgia da coluna vertebral. *Coluna/Columna*. 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S1808-18512011000100012>

FENNELL, D. Pole studios as spaces between the adult entertainment, art, fitness and sporting fields. *Sport in society*, v. 21, n. 12, p. 1957-1973, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/17430437.2018.1445995>

FLEISS, J. L. *The design and analysis of clinical experiments*. Nova Iorque: John Wiley and Sons, 1986.

FOSTER, C; FLORHAUG, J. A.; FRANKLIN, J.; GOTTSCHALL, L.; HROVATIN, L. A.; PARKER, S.; DOLESHAL, P.; DODGE, C. A new approach to monitoring exercise training. *Journal of strength and conditioning research*, v. 15, n. 1, p. 109-115, 2001. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/00124278-200102000-00019>

GARCÍA-JAÉN, M.; CORTELL-TORMO, J. M.; HERNÁNDEZ-SÁNCHEZ, S.; TORTOSA-MARTÍNEZ, J. Influence of abdominal hollowing maneuver on the core musculature activation during the prone plank exercise. International Journal of Environmental Research and Public Health, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/ijerph17207410>

GARCÍA-VAQUERO M. P.; MORESIDE, J. M.; BRONTONS-Gil, E.; PECO-GONZÁLEZ, N.; VERA-GARCIA, F. J. Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. Journal of electromyography and kinesiology. v. 22, p. 398-406, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.02.017>

GREGORIO, F. C.; LIZARDO, F. B.; SANTOS, F. R. A.; ARANTES, F. J.; SOUSA, L. R.; SANTOS, L. A.; FIDALE, T. M.; DESTRO FILHO, J. B. Comparison of the electromyographic activity of the abdominal and rectus femoris muscles during traditional crunch and Rock Gym® device. Research on Biomedical Engineering, v. 36, n. 1, p. 39-48, 2020.

Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s42600-019-00039-6>

GREGORIO, F. C.; PEREIRA, C. E. S.; ARANTES, F. J.; SILVA, F. H. O.; DESTRO FILHO, J. B.; LIZARDO, F. B. Eletromiografia dos músculos do core em diferentes exercícios de estabilização do tronco. Anais do simpósio de engenharia biomédica. Anais eletrônicos. Campinas, Galoá, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.17648/seb-2016-53291>

Hall SJ. Biomecânica básica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 8. ed., 2022.

HIBBS, A. E.; THOMPSON, K. G.; FRANCÊS, D. N.; HODGSON, D.; SPEARS, I. R. Peak and average rectified EMG measures: Which method of data reduction should be used for assessing core training exercises? Journal of electromyography and kinesiology, v. 21, n. 1, p. 102-111, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.06.001>

IGNATOGLOU, D.; PALIOURAS, A.; PARASKEVOPOULOS, E.; STRIMPAKOS, N.; BILIKA, P.; PAPANDREOU, M.; KAPRELI1, E. Pole Dancing-Specific Muscle Strength: Development and Reliability of a Novel Assessment Protocol. Methods and Protocols, 2024. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/mps7030044>

IPSF - International Pole & Aerial Sports Federations. Disciplines of Pole. 2015. Disponível em: <<http://www.polesports.org/world-pole/pole-disciplines/>>.

IPSF - International Pole & Aerial Sports Federations. Pole Sports Championships. Code of Points 2021 - 2024. 2021. Disponível em: <http://www.polesports.org/about-us/document-policies/>

JORDAN, S. L.; BRINKMAN, B.; HARRIS, S.; COLE, T.; ORTIZ, A. Core musculature co-contraction during suspension training exercises. Journal of bodywork and movement therapies, v. 30, p. 82-88, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2022.02.018>

KIM, B. G.; STEIN, H. H. A program for making completely balanced Latin Square designs employing a systemic method. *Revista Colombiana de Ciencias Pecuarias*, Medellín, v. 22, n. 4, p. 591-596, 2009. Disponível em: <http://ref.scielo.org/g5ssvz>

Konrad P. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Noraxon INC. USA., 2005.

LLOYD, D. G.; BUCHANAN, T. S. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *Journal of biomechanics*, v. 34, n. 10, p. 1257-1267, 2001. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00095-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00095-1)

LOHMAN, T. G.; HOUTKOOPER, L.; GOING, S. B. Body fat measurement goes high-tech - not all are created equal. *ACSM's Health & Fitness*, 1997. Disponível em: <https://journals.lww.com/acsm-healthfitness/Citation/1997/01000>.

MACEDO, R. M. B.; RICIERI, D. V.; ULBRICHT, L.; PREIS, C.; DUARTE, J. M.; BERTASSONI NETO, L. Análise cinemática 2D da postura ortostática de ciclistas lombálgicos. *Revista Uniandrade*, v. 14, n.1, p. 7-23, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.18024/1519-5694/revuniandrade.v14n1p7-23>

MAEO, S.; TAKAHASHI, T.; TAKAI, Y.; KANEHISA, H. Trunk muscle activities during abdominal bracing: comparison among muscles and exercises. *Journal of Sports Science and Medicine*, v. 12, p. 467-474, 2013.

MARTINI, F. H.; TIMMONS, M. J.; TALLITSCH, R. B. *Anatomia humana*, 6. ed., Porto Alegre: Artmed, 2009.

MARTUSCELLO, J. M.; NUZZO, J. L; ASHLEY, C. D.; CAMPBELL, B. I.; ORRIOLA, J. J.; MAYER, J. M. Systematic review of core muscles activity during physical fitness exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 27, n. 6, p. 1684- 1698, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318291b8da>

MATSUDO, S.; ARAÚJO, T.; MATSUDO, V.; ANDRADE, D.; ANDRADE, E.; OLIVEIRA, L.C. Questionário internacional de atividade física (IPAQ): estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. *Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde* [Internet], v. 6, n. 2, 2012. Disponível em: <https://rbafs.org.br/RBAFS/article/view/931>

MULASI, U.; KUCHNIA, A. J.; COLE, A. J.; EARTHMAN, C. P. Bioimpedance at the

Bedside. *Nutrition in Clinical Practice*, v. 30, 2 ed., p. 180-193, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/0884533614568155>

NASCIMENTO, G. G. A. C.; PENONI, A. C. Efeitos do pole dance fitness na percepção de dor, na composição corporal, na força e na atividade mioelétrica de músculos estabilizadores

lombopélvicos de um indivíduo com lombalgia: estudo de caso. RBPFFEX - Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício, v. 14, n. 94, p. 1002-1013, 2021. Disponível em: <https://www.rbpffex.com.br/index.php/rbpffex/article/view/2320>

NAVES JUNIOR, J. D. Atividade eletromiográfica de músculos do core e reto femoral no exercício abdominal tradicional e com equipamento Ab Max Genis®. Dissertação, Mestrado em Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2024. Disponível em:

<https://doi.org/10.14393/ufu.di.2024.409>

NAWROCKA, A.; MYNARSKI, A.; POWERSKA, A.; ROZPARA, M.; GARBACIAK, W. Effects of exercise training experience on hand grip strength, body composition and postural stability in fitness pole dancers. The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 2017. Disponível em:

<https://doi.org/10.23736/S0022-4707.16.06510-5>

NAWROCKA, A.; PAWELAK, Z.; MYNARSKI, A. Longitudinal Effects of Pole Dance Training on Body Composition and Muscular Strength in Women. Research Square, 2024. Disponível em:

<https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-3990731/v1>

NEUMANN, Donald A. Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação, 3. ed., Rio de Janeiro: GEN | Grupo Editorial Nacional. Publicado pelo selo Guanabara Koogan Ltda., 2022.

NICHOLAS, J. C.; MCDONALD, K. A.; PEELING, P.; JAMES, B. J.; DIMMOCK, A.; ALDERSON, J. A.; DONNELLY, C. J. Pole dancing for fitness: The physiological and metabolic demand of a 60-minute class. Journal of strength and conditioning research, v. 33, n.10, p. 2704-2710, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002889>

NODA, D. K. G.; MARCHETTI, P. H.; VILELA JUNIOR, G. B. A eletromiografia de superfície em estudos relativos à produção de força. Revista CPAQV - Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida, v. 6, n. 3, 2014. Disponível em: <https://www.academia.edu/35515279/>

OLIVEIRA, A. F.; SILVA, E. P. S.; LEÃO, D. P.; SOUSA, V. S.; FERREIRA, I. J. Aptidão física de praticantes de pole dance: Uma revisão narrativa. Boletim Informativo Unimotrisaúde em Sociogerontologia - BIUS, v. 43, n. 37, 2024. Disponível em: <https://www.periodicos.ufam.edu.br/index.php/BIUS/article/view/14828>

POSA - Pole Sports & Arts World Federation. The Federation. Disponível em: <https://www.posaworld.org/the-federation/>

ORTIZ, A.; CAPO-LUGO, C. E.; VENEGAS-RIOS, H. L. Biomechanical deficiencies in women with semitendinosus-gracilis anterior cruciate ligament reconstruction during drop jumps. PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation, v. 6, n. 12, p. 1097-1106, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.07.003>

PESTA, D. H.; ANGADI, S. S.; BURTSCHER, M.; ROBERTS, C. K. The effects of caffeine, nicotine, ethanol, and tetrahydrocannabinol on exercise performance. *Nutrition & Metabolism*, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/1743-7075-10-71>

R Core Team, R: A Language and Environment for Statistical Computing. Vienna, Austria, 2024. [Online]. Disponível em: <https://www.r-project.org/>

ROSIN, R.; BORTOLUZZI, R.; RONCADA, C.; TIGGEMANN, C. L.; DIAS, C. P. Comparação da força, flexibilidade e resistência abdominal de mulheres praticantes de musculação e praticantes de Pole Dance. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento*, v. 25, n. 3, p. 24, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.31501/rbcm.v25i3.6846>

RStudio Team, RStudio: Integrated Development Environment for R. Boston, MA, 2024.

RUSCELLO, B; IANNELLI, S; PARTIPILO, F; ESPOSITO, M; PANTANELLA, L; DRING, MB; D'OTTAVIO, S. Physical and physiological demands in women pole dance: a single case study. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.16.06081-3>

SANTOS, F. Análise eletromiográfica de músculos do tronco e percepção subjetiva de esforço no exercício prancha ventral até a exaustão com diferentes equipamentos instáveis. EDUFU - Editora da Universidade Federal de Uberlândia, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.14393/ufu.di.2020.787>

SENIAM - Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Recommendations for sensor locations on individual muscles, 2024. Disponível em: http://seniam.org/sensor_location.htm

SOUZA, E. F.; CANTERGI, D.; MENDONÇA, A.; KENNEDY, C.; LOSS, J. F. Análise eletromiográfica dos músculos reto femoral e reto abdominal durante a execução dos exercícios hundred e teaser do método pilates. *Revista brasileira de medicina do esporte*, v. 18, n. 2, p. 105-108, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S1517-86922012000200008>

SILVA, J. M. Respostas fisiológicas induzidas pela prática de Pole Dance. Monografia, Curso de Especialização em Treinamento de Força e Hipertrofia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2017. Disponível em: <https://hdl.handle.net/1884/54704>

TAN, S.; CAO, L., SCHOENFISCH, W.; WANG, J. Investigation of core muscle function through electromyography activities in healthy young men. *Journal of exercise physiology*, v. 16, n. 1, p. 45-52, 2013. Disponível em: <https://research.usq.edu.au/item/q1zxq>

TEIXEIRA, J. C.; CINTI, D. T. R.; NAVES JUNIOR, J. D.; PEREIRA, A. A.; FIDALE, T. M.; LIZARDO, F. B. Electromyographic activity of core muscles in isometric pole dance exercises with thigh locks. *Observatório de la economía latinoamericana*, v. 22, n. 1, p. 4673-4689, 2024. Disponível em: <https://doi.org/10.55905/oelv22n1-246>

Van De Graaff, K. M. Anatomia humana, 6. ed., Barueri, SP: Manole, 2003.

VERA-GARCIA, F. J.; MORESIDE, J. M; MCGILL, S.M. Techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 20, p. 10-16, 2010.

Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.03.010>

Weineck, J. Anatomia aplicada ao esporte, 18. ed. Barueri, SP: Manole, 2013.

YANG, J.; LEE, J.; LEE, B.; KIM, S.; SHIN, D.; LEE, Y.; LEE, J.; HAN, D.; CHOI, S. The effects of elbow joint angle changes on elbow flexor and extensor muscle strength and activation. *Journal of physical therapy science*, v. 26, n. 7, p. 1079-1082, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1589/jpts.26.1079>

YOUSDAS, J. W.; GUCK, B. R.; HEBRINK, R. C.; RUGOTZKE, J. D.; MADSON, T. J; HOLLMAN, J. H.. An electromyographic analysis of the ab-slide exercise, abdominal crunch, supine double leg thrust, and side bridge in healthy young adults: Implications for rehabilitation professionals. *Journal of strength and conditioning research*, v. 22, n. 6, p. 1939-1946, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818745bf>