

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

JOHANN CALDAS TEIXEIRA

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA E CINEMÁTICA DE EXERCÍCIOS
CLASSIFICADOS COMO ELEMENTOS DE FORÇA EM
CAMPEONATOS DE POLE SPORTS**

UBERLÂNDIA-MG

2024

JOHANN CALDAS TEIXEIRA

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA E CINEMÁTICA DE EXERCÍCIOS
CLASSIFICADOS COMO ELEMENTOS DE FORÇA EM
CAMPEONATOS DE POLE SPORTS**

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 a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Orientador: Thiago Montes Fidale

Coorientador: Frederico Balbino Lizardo

UBERLÂNDIA -MG

2024



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 - ppegb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 121, PPGEb				
Data:	treze de março de dois mil e vinte e cinco	Hora de início:	14:10	Hora de encerramento:	15:00
Matrícula do Discente:	12222EBI010				
Nome do Discente:	Johann Caldas Teixeira				
Título do Trabalho:	Análise Eletromiográfica e Cinemática de Exercícios Classificados como Elementos de Força em Campeonatos de Pole Sports				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Engenharia de Reabilitação e Biomecânica				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Uma Análise Horizontal e Vertical de Elementos de Força Estabelecidos pelo Código de Pontos para Campeonatos de Pole Sports Segundo a IPSF				

Reuniu-se no Anfiteatro 1E, Campus Santa Mônica, da Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Marcio Peres de Souza - FEMEC/UFU; Eduardo Paul Chacur - UFCAT; Thiago Montes Fidale - PPGEb/UFU orientador do candidato.

Iniciando os trabalhos o presidente da mesa, Dr. Thiago Montes Fidale, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato, agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do 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 o candidato. Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o candidato:

Aprovado.

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 **Thiago Montes Fidale, Usuário Externo**, em 13/03/2025, às 20:50, 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 **Eduardo Paul Chacur, Usuário Externo**, em 13/03/2025, às 21:21, 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 **Marcio Peres de Souza, Professor(a) do Magistério Superior**, em 14/03/2025, às 10:59, 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 **6171824** e o código CRC **2B725981**.

Referência: Processo nº 23117.016137/2025-31

SEI nº 6171824

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

T266
2025

Teixeira, Johann Caldas, 1997-
ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA E CINEMÁTICA DE EXERCÍCIOS
CLASSIFICADOS COMO ELEMENTOS DE FORÇA EM
CAMPEONATOS DE POLE SPORTS [recurso eletrônico] / Johann
Caldas Teixeira. - 2025.

Orientador: Thiago Montes Fidale.

Coorientador: Frederico Balbino Lizardo.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de
Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica.

Modo de acesso: Internet.

Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2025.187>

Inclui bibliografia.

1. Engenharia biomédica. I. Fidale, Thiago Montes,
1979-, (Orient.). II. Lizardo, Frederico Balbino, 1980-,
(Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia.
Pós-graduação em Engenharia Biomédica. IV. 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

Dedico este trabalho às pessoas que sempre estiveram ao meu lado.

Aos meus pais e a toda minha família, pelo amor incondicional, pelo apoio e por acreditarem em mim em cada passo desta jornada.

E, em especial, à minha eterna **Prof. Esp. Mirian Aparecida do Nascimento Araújo**, cuja dedicação e ensinamentos, durante meu Ensino Fundamental II e Médio, seguem vivos em minha caminhada. Minha eterna gratidão!

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Professor Dr. **Thiago Montes Fidale**, pela abertura de portas, parceria, orientação e confiança de que juntos conseguiríamos produzir um bom trabalho.

Ao meu coorientador, Professor Dr. **Frederico Balbino Lizardo**, que desde a graduação acredita no meu potencial, me motiva a ir sempre em busca do meu crescimento profissional e acadêmico, além do fato de ter acreditado que juntos conseguiríamos produzir trabalhos dentro desse tema tão emergente. Seus ensinamentos, sugestões sempre cirúrgicas e orientação nestes últimos cinco anos foram cruciais para minha jornada até aqui.

Ao técnico de laboratório, Me. **José Duarte Naves Junior**, que se tornou um parceiro do nosso grupo de pesquisas, sempre muito solícito. Nos auxiliou durante a utilização dos equipamentos do LAPDEM, tanto nas avaliações antropométricas quanto no registro dos sinais eletromiográficos. Sou eternamente grato por todos os ensinamentos e apoio durante a execução do trabalho.

À doutoranda do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, **Ariana Moura Cabral**, pelo auxílio essencial na etapa de processamento de sinais. Serei eternamente grato pelo tempo que dedicou em ajudar o meu grupo de pesquisas.

À minha parceira acadêmica, **Daniele Temis Roma Cinti**, que durante a graduação se tornou minha dupla, não só dos trabalhos de disciplinas, mas de pesquisa. Você me apresentou o *Pole Dance*, me fez apaixonar por essa prática e então, cá estamos nós, finalizando uma pesquisa em nível de mestrado com a temática de *Pole Sports*.

Às **voluntárias**, a minha eterna gratidão, por disponibilizar parte do seu valioso tempo para contribuir para a conclusão deste trabalho. Sem elas, esse trabalho não teria seguido adiante.

Aos meus pais, **Arildo Araújo Teixeira** e **Tânia Magna Caldas Teixeira**, às minhas irmãs **Magna Caldas Teixeira**, **Jênnifer Caldas Teixeira** e **Ana Beatriz Matias**, e aos meus sobrinhos, **Arthur Henrique Teixeira Silva** e **Victor Henrique Teixeira Silva**, vocês todos foram e continuam sendo meu alicerce, meu “porto seguro” e minha fonte de amor, carinho e resiliência.

À **Universidade Federal de Uberlândia, a Faculdade de Engenharia Elétrica, o Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica e Instituto de Ciências Biomédicas**, por me possibilitar realizar o sonho de seguir na carreira acadêmica e por ter sido minha segunda casa.

O presente trabalho foi realizado com apoio da **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES)** – Código de Financiamento 001. Muito obrigado!

RESUMO

O *Pole Sports* é uma vertente esportiva do *Pole Dance*, regulamentada internacionalmente pela Federação Internacional de *Pole Sports* (IPSF). As competições dessa modalidade exigem que os atletas executem elementos de força, classificados em diferentes níveis de dificuldade. No entanto, a ausência de estudos técnico-científicos pode comprometer a acurácia dessa classificação, impactando o desempenho e a pontuação dos atletas. O presente estudo tem como objetivo analisar biomecanicamente, por meio da eletromiografia de superfície (EMG) e da cinemática, quatro exercícios classificados como elementos de força e pertencentes ao grupo de valor técnico +0,5 no Código de Pontos da IPSF (2021-2024): *Butterfly Reverse Extension* (S42), *Flag Grip Side Passé* (S43), *Hiphold Half Split* (S46) e *Superpassé* (S47). A amostra foi composta por 15 praticantes avançadas de Pole Dance. O sinal eletromiográfico foi coletado de sete músculos-alvo: bíceps braquial (BB), tríceps braquial (TB), reto do abdome (RA), oblíquo externo (OE), eretor da espinha (EE), reto femoral (RF) e semitendíneo (ST). Além disso, variáveis cinemáticas e a Percepção Subjetiva de Esforço (PSE) foram registradas. Os achados indicam que exercícios de mesma classificação técnica podem demandar ativações musculares distintas, especialmente nos músculos do core e membros superiores. As análises cinemáticas indicaram diferenças na distribuição do suporte corporal na barra, o que pode influenciar a dificuldade percebida dos exercícios. Conclui-se que os quatro exercícios analisados não são semelhantes em níveis de ativação do sistema neuromuscular e demandas cinemáticas e sugere-se que o elemento S43 seja reclassificado para grupos de valor técnico superior ao de +0,5. E, por fim, confirma-se a hipótese de que o atual Código de Pontos para Campeonatos de *Pole Sports* carece de aprimoramentos técnicos-científicos a fim de robustecer suas próximas versões.

Palavras-chave: Eletromiografia, biomecânica, *Pole Sports*, *Pole Dance*, cinemática.

ABSTRACT

Pole Sports is a sports discipline derived from Pole Dance, internationally regulated by the International Pole Sports Federation (IPSF). Competitions in this modality require athletes to perform strength elements classified into different levels of difficulty. However, the lack of technical-scientific studies may compromise the accuracy of these classifications, affecting athletes' performance and scoring. This study aimed to biomechanically analyze, using surface electromyography (EMG) and kinematics, four exercises classified as strength elements with a technical value of +0.5 in the IPSF Code of Points (2021-2024): Butterfly Reverse Extension (S42), Flag Grip Side Passé (S43), Hiphold Half Split (S46), and Superpassé (S47). The sample consisted of 15 advanced-level Pole Dance practitioners. EMG signals were collected from seven target muscles: biceps brachii (BB), triceps brachii (TB), rectus abdominis (RA), external oblique (OE), erector spinae (EE), rectus femoris (RF), and semitendinosus (ST). Additionally, kinematic variables and the Rate of Perceived Exertion (RPE) were recorded. The findings indicate that exercises classified within the same technical value may demand distinct neuromuscular activation, particularly in core and upper limb muscles. Kinematic analyses revealed differences in body support distribution on the pole, which may affect the biomechanical demands of the movements. It is concluded that the four analyzed exercises are not equivalent in terms of neuromuscular activation levels and kinematic demands, suggesting that the S43 element should be reclassified into a higher technical value group. Finally, this study confirms the hypothesis that the current Code of Points for Pole Sports Championships requires technical-scientific refinements to strengthen its future versions.

Keywords: Electromyography, biomechanics, Pole Sports, Pole Dance, kinematics.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Tipos principais de pegadas – Polegar para cima (A), Polegar para baixo (B) e Pegada em copo (C).

Figura 2 – *Butterfly Reverse Extension* – pegada de cima em copo, perna oposta à mão da pegada de cima em contato com a barra (mão direita em cima e calcanhar esquerdo na trava de tornozelo).

Figura 3 – *Flag Grip Side Passé* - pegada de bandeira, trava de axila e pernas em *passé*.

Figura 4 – *Hiphold Half Split* – sem pegada na barra, com membros inferiores em *half split* e trava de coxas.

Figura 5 – *Superpassé* – trava de coxas, uma pegada no tornozelo e pernas em *passé*.

Figura 6 – Posicionamento e localização dos eletrodos – Músculos Bíceps Braquial (A), Tríceps Braquial (B), Reto do Abdome (C), Oblíquo Externo (D), Ereter da Espinha (E), Reto Femoral (F) e Semitendíneo (G).

Figura 7 – Marcador de superfície para a referência anatômica padrão do quadril (trocânter maior do fêmur) - A.

Figura 8 – Teste de flexão do cotovelo.

Figura 09 – Teste de extensão do cotovelo.

Figura 10 – Teste de flexão do tronco.

Figura 11 – Teste de flexão lateral do tronco.

Figura 12 – Teste de extensão do tronco.

Figura 13 - Teste de extensão do joelho.

Figura 14 - Teste de flexão do joelho.

Figura 15 – Elemento de força: *Butterfly Reverse Extension* (S42), *Flag Grip Side Passé* (S43), *Hiphold Half Split* (S46) e *Superpassé* (S47).

Figura 16 – Um exemplo de um sinal de EMG do músculo RA contaminado pela atividade cardíaca. As componentes de detalhe (d1 a d4) são mostrados em conjunto com a componente de aproximação (s4), ilustrando o resultado da decomposição. O sinal filtrado resultante da soma das componentes de d1 a d4 é mostrado, ilustrando a eliminação da componente cardíaca após a filtragem do sinal.

Figura 17 – Exemplo do sinal EMG durante uma coleta isométrica de 5s e o janelamento dos 3 segundos centrais para extração dos dados do pico de RMS.

Figura 18 - Exemplo de janelamento do sinal EMG da coleta de CIVM a partir da janela onde foi registrado o pico de força no sinal do dinamômetro.

Figura 19 - Exemplificação da mensuração das variáveis da análise cinemática – eixo da barra (laranja), comprimento da base de apoio do corpo com a barra (azul), distância das extremidades superior e inferior do corpo à barra (verde) e distância do quadril à barra (amarelo).

Figura 20 - Comparação dos valores de pico de RMSn (% CIVM) dos músculos Bíceps Braquial (BB) e Tríceps Braquial (TB) nos elementos de força de Pole Sports: S42, S43, S46 e S47. As barras representam média e erro padrão.

Figura 21 - Comparação dos valores de pico de RMSn (% CIVM) dos músculos Reto do Abdome (RA), Oblíquo Externo do Abdome (OE) e Ereter da Espinha (EE) nos elementos de força de Pole Sports: S42, S43, S46 e S47. As barras representam média e erro padrão.

Figura 22 – Comparação dos valores de pico de RMSn (% CIVM) dos músculos Reto Femoral (RF) e Semitendíneo (ST) nos elementos de força de Pole Sports: S42, S43, S46 e S47. As barras representam média e erro padrão.

Figura 23 – : 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 Sports*: S42, S43, S46 e S47. As barras representam média e erro padrão.

Figura 24 – Comparação dos valores cinemáticos (cm) de comprimento da base de apoio na barra (A), distância da extremidade inferior do corpo à barra (B), distância da extremidade superior do corpo à barra (C) e distância do quadril à barra (D) nos elementos de força de *Pole Sports*: S42, S43, S46 e S47. * significativamente diferentes

Figura 25 - Frequência dos escores da Escala de Percepção Subjetiva de Esforço (%) para os elementos S42, S43, S46 e S47.

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Categorias, número de elementos para a composição da performance, intervalo de valores técnicos para os respectivos elementos que compõem a apresentação e intervalo de valor total para pontuação da apresentação.

Quadro 2 – Eletrodos e suas respectivas localizações.

Quadro 3 - Classificação do nível de ativação (baixa, moderada, alta e muito alta) nos diferentes elementos de força (S42, S43, S46 e S47).

LISTA DE FLUXOGRAMAS

Fluxograma 1 - Delineamento experimental.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média e desvios padrão dos valores de *Root Mean Square* -RMS (% CIVM) do músculo RA obtido de um estudo piloto com três participantes.

Tabela 2 – Caracterização da amostra – idade (anos), estatura (cm), massa corporal (kg), IMC e gordura corporal (%).

Tabela 3 – Escala CR10 de Borg modificada por Foster et al. (2001).

Tabela 4 - Média e erro padrão da força máxima (Kgf) durante os testes de Contração Isométrica Voluntária Máxima (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 5 - Média (erro padrão), intervalo de confiança (90% IC) do RMSn (% CIVM) nos diferentes elementos de força (S42, S43, S46 e S47).

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

IPSF – *International Pole Sports Federation*

S42 – *Butterfly Reverse Extension*

S43 – *Flag Grip Side Passé*

S46 – *Hiphold Half Split*

S47 – *Superpassé*

EMG – Eletromiografia

BB – Bíceps Braquial

TB – Tríceps Braquial

RA – Reto do Abdome

OE – Oblíquo Externo

EE – Ereter da Espinha

RF – Reto Femoral

ST – Semitendíneo

CIVM – Contração Isométrica Voluntária Máxima

PSE – Percepção Subjetiva de Esforço

RMS – *Root Mean Square*

LABEP – Laboratório de Eletromiografia e Posturografia

UFU – Universidade Federal de Uberlândia

LAPDEM – Laboratório de Pesquisa em Desempenho e Movimento

IMC – Índice de Massa Corporal

SENIAM – *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*

IPAQ – *International Physical Activity Questionnaire*

ECG – Eletrocardiograma

RMSn – *Root Mean Square* normalizado

IC – Intervalo de Confiança

ICC – Coeficiente de Correlação Intraclassa

Kgf – Quilograma-força

Hz – Hertz

LISTA DE SÍMBOLOS

% – Porcentagem

\pm – 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

\leq – Menor ou igual a

\geq – Maior ou igual a

cm – Centímetros

kg – Quilogramas

s – Segundos

N – Newton

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
2 OBJETIVO	21
2.1 Objetivo Geral	21
2.2 Objetivos Específicos	21
3 REVISÃO DE LITERATURA.....	22
3.1 O <i>Pole Dance</i> e/ou <i>Pole Sports</i>	22
3.2 Aspectos morfológicos dos músculos BB, TB, RA, OE, EE, RF e ST.....	25
3.3 Estudos técnico-científicos sobre o <i>Pole Dance</i> e/ou <i>Pole Sports</i>	26
4 METODOLOGIA.....	29
4.1 Caracterização do Estudo	29
4.2 População e Amostra	29
4.3 Critérios de Inclusão	30
4.4 Critérios de Exclusão	30
4.5 Avaliação Antropométrica.....	30
4.6 Coleta do Sinal Eletromiográfico.....	31
4.7 Coleta de Dados Cinemáticos.....	33
4.8 Registro da Percepção Subjetiva de Esforço (PSE)	34
4.9 Procedimentos experimentais	35
4.10 Análise de Dados.....	42
4.11 Análise Estatística.....	46
5 RESULTADOS	47
5.1 Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC)	47
5.2 Pico RMSn.....	47
5.3 Índice de Cocontração.....	51
5.4 Cinemática.....	52
5.5 PSE.....	53
6 DISCUSSÃO.....	55
7 CONCLUSÃO.....	61
8 REFERÊNCIAS.....	62

1. INTRODUÇÃO

O *Pole Dance*, considerado atualmente um tipo de exercício físico, utiliza do atrito e da dinâmica entre o corpo humano e uma barra vertical para execução de movimentos acrobáticos, solos e aéreos, através da mistura de elementos da ginástica, da dança e circenses (ABDON, 2021). Tradicionalmente associada ao entretenimento e às artes cênicas, a prática do *Pole Dance* ganha cada vez mais espaço como exercício físico recreativo, pois indicativos sugerem benefícios à saúde como ganho de força, resistência, flexibilidade e condicionamento físico aeróbico (NAWROCKA, 2024).

Além disso, refletindo sua expansividade enquanto entretenimento, fitness e até mesmo, esportivamente, a modalidade atrai praticantes com variados objetivos, como benefícios físicos, psicossociais (FENNELL, 2018) e competitivos. Sua vertente esportiva, chamada de *Pole Sports*, foi institucionalizada mundialmente a partir da criação da Federação Internacional de *Pole Sports* (IPSF) que busca o reconhecimento da modalidade pelo Comitê Olímpico Internacional (COI).

As competições de *Pole Sports* seguem o Código de Pontos para Campeonatos de *Pole Sports* 2021-2024, elaborado e divulgado pela IPSF, e este exige dos atletas a realização de elementos obrigatórios durante suas apresentações, pontuados entre +0,1 e +1,0, a serem classificados de acordo com seus respectivos níveis de dificuldade (LODs). Durante a apresentação, os atletas devem realizar em torno de três a quatro elementos de flexibilidade, três a quatro elementos de força e um *dead lift*/aéreo *dead lift*, totalizando entre sete e nove elementos. A quantidade e a composição de elementos da apresentação variam de acordo com a idade e a divisão competitiva de cada atleta, sendo estes definidos por um intervalo de valor técnico e um intervalo de pontuação máxima da performance (Quadro 1).

Quadro 1: Categorias, número de elementos para a composição da performance, intervalo de valores técnicos para os respectivos elementos que compõem a apresentação e intervalo de valor total para pontuação da apresentação.

Divisão	Categoria	Quantidade de movimentos obrigatórios	Intervalo permitido entre os elementos obrigatórios	Intervalo permitido do valor total
Amador	todas as categorias (Principiante, Júnior, Sênior, Master 40+)	7	entre +0,1 e +0,5	de 1,0 à 3,5
Profissional	todas as categorias (Sênior, Master 40+)	9	entre +0,3 e +0,8	de 5,0 à 7,0
Elite	Principiante	7	entre +0,3 e +0,8	de 3,5 à 5,5
Elite	Júnior	9	entre +0,3 e +0,8	de 6,0 à 8,0
Elite	Sênior	9	entre +0,5 e +1,0	de 7,0 à 9,0
Elite	Master 40+	9	entre +0,5 e +1,0	de 6,0 à 9,0

Fonte: ISPF, 2024.

Segundo o Código de Pontos para Campeonatos de *Pole Sports* 2021-2024 (ISPF, 2024) os elementos de força, compositores de parte da pontuação das apresentações, são definidos por exercícios de “força de braços, *core* e pernas”, e a sustentação destes por dois ou mais segundos indica maiores LODs atribuindo, portanto, maiores pontuações. Porém, diante da escassez de estudos técnico-científicos que auxiliem na elaboração deste código de pontos, ele pode apresentar inconsistências em suas classificações e posteriores prejuízos aos atletas em suas pontuações finais durante os campeonatos.

Nesse contexto, a eletromiografia de superfície (EMGs) configura-se como um instrumento avaliativo relevante, fundamentado em critérios técnicos e científicos. Sua aplicação como ferramenta de avaliação inicial permite identificar diferenças na ativação muscular entre exercícios, contribuindo, assim, como um critério objetivo de pontuação. Além disso, é importante destacar que exercícios que maximizam a atividade EMG podem apresentar maiores desafios para o sistema neuromuscular (MARTUSCELLO et al., 2013).

Cinti et al. (2024) e Teixeira et al. (2024) analisaram a atividade eletromiográfica do músculos reto do abdome, oblíquo externo e eretor da espinha em três exercícios com trava de joelho e coxa, respectivamente, nas posições vertical, horizontal e invertida. Todavia, torna-se necessário ampliar essa avaliação para exercícios específicos do Código de Pontos com intuito de auxiliar na sua elaboração e aprimoramento, além de ampliar o número de músculos e regiões corporais analisadas pela eletromiografia.

Sendo assim, o atual estudo propõe uma análise biomecânica, por meio da eletromiografia e da cinemática, de quatro exercícios dos elementos de força com valor técnico +0,5 contidos no Código de Pontos para Campeonatos de *Pole Sports* da IPSF 2021-2024: *Butterfly Reverse Extension* (S42), *Flag Grip Side Passé* (S43), *Hiphold Half Split* (S46), *Superpassé* (S47), para responder dúvidas, tais como: determinados exercícios são, realmente, semelhantes em demanda do sistema neuromuscular, para pertencerem a um mesmo grupo de valor técnico? A escolha dos elementos de força, como objetos do estudo, ocorreu pelo fato de serem classificados como exercícios isométricos, enquanto que o motivo do grupo de valor técnico escolhido ser o de +0,5, foi por ser o único grupo presente em todas as divisões e categorias competitivas.

A hipótese para este estudo é que os exercícios classificados em um mesmo nível de dificuldade podem apresentar diferentes demandas biomecânicas, o que pode comprometer a classificação dos exercícios, bem como gerar desequilíbrios entre as performances dos atletas e suas respectivas pontuações.

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Avaliação biomecânica (eletromiográfica e cinemática) de quatro exercícios classificados como elementos de força e agrupados com valor técnico de +0,5 pelo Código de Pontos da IPSF.

2.2 Objetivos Específicos

- Comparar o sinal EMG individual e nível de co-contracção dos músculos alvo (bíceps braquial, tríceps braquial, reto do abdome, oblíquo externo, eretor da espinha, reto femoral e semitendíneo) para os elementos de força S42, S43, S46 e S47.
- Verificar se os elementos de força S42, S43, S46 e S47, possuem demandas de ativações eletromiográficas semelhantes em intensidade para comporem um mesmo grau de dificuldade (+0,5).
- Comparar as seguintes variáveis cinemáticas: 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 S42, S43, S46 e S47.
- Comparar a taxa de percepção subjetiva de esforço (PSE) para os elementos de força S42, S43, S46 e S47.
- Aprimorar o Código de Pontos 2022 da IPSF por meio de critérios técnicos e científicos.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1 O *Pole Dance* e/ou *Pole Sports*

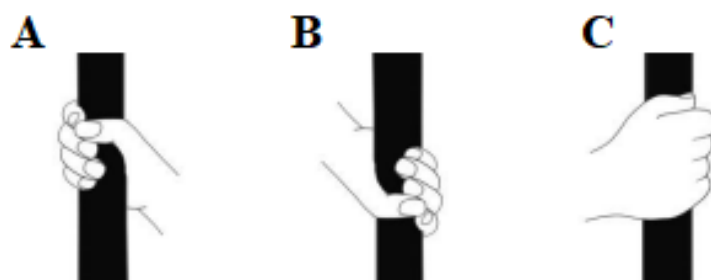
O *Pole Dance* utiliza diferentes pegadas e travas para obter, por meio do atrito entre o corpo e a barra, a estabilidade necessária para a realização de movimentos acrobáticos, solos e aéreos (ABDON, 2021).

O Código de Pontos da IPSF 2021-2024 sugere que, as pegadas dependem das posições dos respectivos membros envolvidos, como braços, punhos e/ou posições das pernas, e que a referência destes depende de suas posições com relação à barra. As principais referências são relativas à parte do corpo “de dentro” ou “de fora”, quando o praticante se encontra ao lado da barra. A expressão “de dentro” refere-se à todas as partes do corpo mais próximas à barra (braço de dentro, cintura de dentro, perna de dentro, etc.) enquanto que a expressão “de fora” refere-se à todas as partes do corpo mais afastadas à barra (braço de fora, cintura de fora, perna de fora, etc.).

As travas são classificadas a partir da área de contato com a barra como trava de axila, cintura, coxas, joelho, tornozelo, etc. Estas, de acordo com os seus movimentos, conferem a estabilidade necessária para a realização dos exercícios desejados.

As posições mais comuns para as mãos são: Polegar para cima ou para baixo, em que o polegar contorna a barra em lado contrário aos demais dedos e aponta para a mesma direção do tronco e da cabeça (para cima na posição vertical e para baixo na posição invertida) e a pegada em copo, em que o polegar contorna a barra do mesmo lado que os demais dedos (Figura 1).

Figura 1: Tipos principais de pegadas – Polegar para cima (A), Polegar para baixo (B) e Pegada em copo (C).

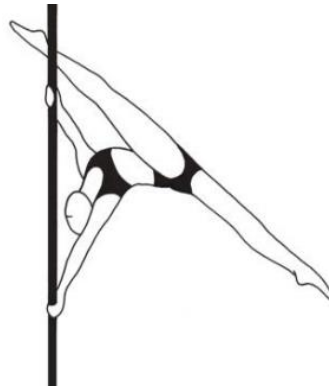


Fonte: IPSF, 2024.

Os tipos de pegadas e travas principais abordados neste estudo, de acordo com os quatro exercícios escolhidos são:

1 - A pegada em copo, estando os braços posicionados em *Butterfly* ou *full-bracket* (TEIXEIRA, 2022) com membros inferiores estendidos em abertura (*extention*) e torção de quadril, gerada devido ao fato de que a trava de tornozelo é realizada pelo membro inferior oposto ao membro superior da pegada de cima (*reverse*) - para o elemento de força *Butterfly Reverse Extension* (Figura 2).

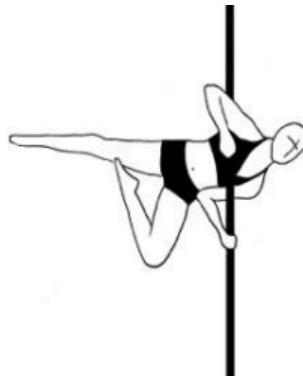
Figura 2: *Butterfly Reverse Extension* – pegada de cima em copo, perna oposta à mão da pegada de cima em contato com a barra (mão direita em cima e calcanhar esquerdo na trava de tornozelo).



Fonte: IPSF, 2024.

2 - A pegada de bandeira (*flag grip*), por meio da trava de axila, com posição de pernas em *passé* (um membro flexionado em quadril e joelho, enquanto o outro deve permanecer totalmente estendido) - para o elemento de força *Flag Grip Side Passé* (Figura 3).

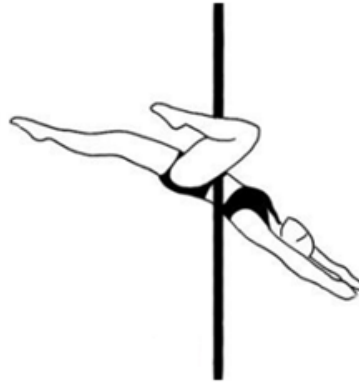
Figura 3: *Flag Grip Side Passé* - pegada de bandeira, trava de axila e pernas em *passé*.



Fonte: IPSF, 2024.

3 - Sem pegada, com posição de membros inferiores em *half split* (trava de coxas, estando um membro inferior flexionado em quadril e joelho e o outro totalmente estendido para o elemento de força - *Hiphold Half Split* (Figura 4).

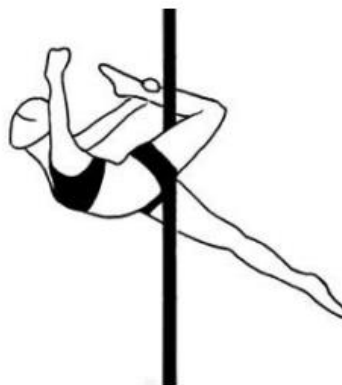
Figura 4: Hiphold Half Split – sem pegada na barra, com membros inferiores em *half split* e trava de coxas.



Fonte: IPSF, 2024.

4 - Posição de pernas em *passé* para o elemento de força *Superpassé*, trava de coxas, além de uma pegada no pé ou tornozelo do membro inferior com o joelho flexionado (Figura 5).

Figura 5: *Superpassé* – trava de coxas, uma pegada no tornozelo e pernas em *passé*.



Fonte: IPSF, 2024.

3.2 Aspectos morfológicos dos músculos BB, TB, RA, OE, EE, RF e ST

Bíceps Braquial e Tríceps Braquial

O braço é composto por quatro músculos principais, sendo três flexores do cotovelo (Mm. bíceps braquial, braquial e coracobraquial), localizados anteriormente, e um extensor do cotovelo (M. tríceps braquial), localizado posteriormente. Os músculos flexores do cotovelo, possuem juntos quase o dobro de força em relação aos extensores, o que nos torna mais eficientes nas tarefas de puxar do que de empurrar (MOORE E DALLEY, 2025).

O bíceps braquial é um músculo fusiforme, de duas cabeças, tem suas origens no tubérculo supraglenoidal da escápula (cabeça longa) e extremidade do processo coracoide da escápula (cabeça curta) e fixação na tuberosidade do rádio e na fáscia do antebraço. Também é considerado um músculo “triarticular” devido ao fato de realizar movimento nas articulações do ombro, cotovelo e radioulnar, com maior ênfase nas duas últimas. Sua ação e efetividade são influenciadas pelas posições do cotovelo e antebraço: cotovelo estendido – flexor simples do antebraço; cotovelo flexionado a 90° e antebraço em supinação – eficiente na flexão; cotovelo flexionado a 90° e antebraço em pronação – principal supinador do antebraço; quase não atua como flexor quando o antebraço está em pronação (MOORE E DALLEY, 2025).

O músculo tríceps braquial, por sua vez, fusiforme e de três cabeças, tem suas origens no tubérculo infraglenoidal da escápula (cabeça longa), na face posterior do úmero (cabeça curta) e na face posterior do úmero (cabeça medial) e fixações na extremidade proximal do olécrano da ulna e fáscia do antebraço. É o principal extensor do antebraço e auxilia na estabilização da articulação do ombro quando aduzida, extensão e adução do braço, não sendo afetado quanto à pronação e supinação (MOORE E DALLEY, 2025).

Reto Abdominal, Oblíquo Externo e Ereter de Espinha

O músculo reto do abdome, semelhante a uma tira, longo e largo, tem como origem a sínfise e crista púbica e suas inserções no processo xifoide do esterno e cartilagem costal da V a VII costelas. Sendo três vezes mais largo na parte superior do que na inferior, tem as funções de retroversão pélvica, flexão do tronco e aumento da pressão abdominal (MOORE E DALLEY, 2025).

O músculo oblíquo externo possui origem nas faces externas das costelas, da V a XII, se inserindo na linha alba, no tubérculo púbico e na metade anterior da crista ilíaca. Sua principal função é flexionar e rodar o tronco, sendo fundamental também para a manutenção da pressão abdominal (MOORE E DALLEY, 2025).

Por fim, o músculo eretor da espinha é o principal extensor da coluna vertebral e constitui um grupo de músculos do dorso, profundo (especificamente da camada intermediária deste grupo), limitado medialmente pelos processos espinhosos das vértebras e, lateralmente, pelo ângulo das costelas. Sua principal função é realizar a extensão da coluna vertebral (ação bilateral), além de atuar na flexão lateral da coluna (ação unilateral) (MOORE E DALLEY, 2025).

O trabalho conjunto desses três músculos superficiais, somados aos demais músculos do *core*, conferem estabilização e controle à postura do tronco perante forças desestabilizadoras (TEIXEIRA, 2024).

Reto Femoral e Semitendíneo

O músculo reto femoral, constituinte do músculo quadríceps femoral, se origina na espinha ilíaca anteroinferior e ílio superior ao acetábulo, e possui fixações no osso do quadril e na tíbia. Consequentemente, se torna tanto flexor do quadril quanto extensor do joelho. Por isso, além de sua função principal como extensor do joelho, atua juntamente com o músculo iliopsoas durante algumas fases da marcha. Também é bastante eficiente em movimentos que associam extensão do joelho e flexão do quadril a partir de uma posição de hiperextensão do quadril e flexão do joelho, como na ação de chutar uma bola (MOORE E DALLEY, 2025).

O músculo semitendíneo, constitui o grupo de músculos isquiotibiais, com sua origem no túber isquiático e fixação na face medial da parte superior da tíbia, e também atua tanto no quadril quanto no joelho de forma antagônica ao reto femoral, pois realiza a extensão do quadril e a flexão do joelho (MOORE E DALLEY, 2025).

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

Ruscello (2017) realizou um estudo de caso único, simulando uma apresentação em competição e, além das coletas fisiológicas como pressão arterial (PA), frequência cardíaca (FC) média e máxima, frequência respiratória (FR) e concentração de lactato sanguíneo, utilizou também da cinemática para registrar os movimentos de giro (acelerações e rotações) em torno da barra. Concluiu, portanto, que a prática em competição exige intensos níveis fisiológicos, associados aos da ginástica feminina, além de enfatizar a dinâmica de rotação do corpo em torno da barra, assim como as técnicas de frenagem utilizando do atrito da pele com a barra, a fim de contrastar a força gravitacional. Ainda sugeriu adaptações de órgãos vestibulares em praticantes de *pole*, em consequência aos graus de controle e eficiência postural

necessários para atingir tal expressividade motora, em movimentos rotativos com magnitude aproximada de 400°/s.

Nawrocka et al. (2017) avaliaram a estabilidade postural, a força de preensão manual e a composição corporal de 52 alunas regulares de *Pole Dance*. Ao separar os grupos entre iniciante, intermediário e avançado, concluíram que a prática regular de *Pole Dance Fitness* contribui com o aumento de força de preensão manual e na melhora da estabilidade postural.

Silva (2017) também buscou compreender as demandas fisiológicas e metabólicas de uma aula de *Pole Dance*, contou com seis voluntárias e buscou avaliar variáveis como FC, intensidade de esforço, PSE, consumo excessivo de oxigênio após exercício (Epoc), gasto energético, volume de oxigênio (VO₂) e concentração de lactato. Após analisar os dados obtidos, concluiu que, mesmo para alunas intermediárias e não competitivas, a aula se manteve em uma intensidade de 70% a 85% da FC_{máx} das alunas, elevou os batimentos cardíacos e o consumo de VO₂ bem próximo dos valores da pesquisa de Ruscello (2017) e, devido ao fato do lactato médio das alunas ter atingido o valor de 5,4mM, a prática é considerada como exercício físico anaeróbio.

Rosin et al. (2017) comparou a força, a flexibilidade e a resistência entre 22 mulheres que praticavam treinamento de força ou *Pole Dance*. Os autores concluíram por meio das análises dos testes de força de 1RM de extensão de joelhos, teste de flexibilidade no banco de Wells e teste de resistência abdominal de 1 minuto que, entre si, o treinamento de força favorece mais o ganho de força que o treinamento de *Pole Dance*, enquanto que para flexibilidade, o treinamento de *Pole Dance* foi mais eficaz.

Nicholas et al (2019) comparou três aulas de 60 min de *Pole Dance* através de variáveis como FC, VO₂, lactato, gasto energético, equivalente metabólico da tarefa (MET) e PSE. Os três componentes durante o treino foram habilidades, rotina e relaxamento. Contaram com uma amostra de 40 alunas amadoras em nível avançado e concluíram que treinamentos com foco em habilidades exigem intensidade moderada das praticantes, enquanto que o treinamento focado em rotina atingiu intensidades mais elevadas de esforço. Sugeriram ainda que, praticantes que buscam um maior gasto energético devem dar preferências aos treinamentos de rotina, enquanto àqueles que procuram ganhos de equilíbrio, coordenação e adaptações neuromusculares devem optar pelos treinamentos de habilidades.

Dias (2022) buscou comparar mulheres não treinadas e mulheres atletas profissionais praticantes de *Pole Dance*, alocando 16 e 15 voluntárias em cada grupo, respectivamente, com relação à aptidão física, variabilidade da FC e a morfologia e função do ventrículo esquerdo do

coração. Ao final do seu estudo, pôde concluir que as atletas de *Pole Dance* têm maior aptidão física, além de uma remodelação do ventrículo esquerdo do coração e relaxamento melhorado.

Nawrocka et al. (2024) avaliaram os parâmetros de composição corporal e força muscular de mulheres que praticam o *Pole Dance* através de uma análise longitudinal, com duração de 20 semanas, e contou com 54 voluntárias. Concluíram que o *Pole Dance* resulta em melhorias significativas tanto na porcentagem de gordura e massa gorda, quanto no ganho de massa muscular, aumento de massa livre de gordura e água corporal, além de aumentar a força de preensão manual das praticantes.

Cinti et al. (2024) avaliaram a atividade eletromiográfica dos músculos reto do abdome, oblíquo externo e eretor de espinha em travas de joelho para diferentes posições (vertical, horizontal e invertida) de *Pole Dance*. Seu estudo contou com 10 voluntárias e seus resultados mostraram que, o exercício *genius*, da posição horizontal, apresenta atividade eletromiográfica, de todos os três músculos, significativamente maior quando comparada com os exercícios *indian* e *monkey*, das posições vertical e invertida, respectivamente. Teixeira et al. (2024), por sua vez, também avaliaram a respeito da atividade eletromiográfica dos músculos reto do abdome, oblíquo externo e eretor de espinha, mas em travas de coxa para as mesmas posições. Seu estudo também contou com 10 voluntárias e seus resultados demonstraram que o exercício *seat invertido*, da posição invertida, apresentou atividade eletromiográfica do músculo EE significativamente maior quando comparado ao exercício *seat básico*, da posição vertical. Ambas as pesquisas, sugerem que a prática de *Pole Dance* pode ser uma opção para o treinamento dos músculos do *core*, como para a prevenção de lombalgias, por exemplo.

Ignatoglou et al. (2024) desenvolveram e testaram a confiabilidade de um protocolo de avaliação de força muscular específica para *Pole Dance*, a partir de movimentos específicos executados na barra como abdução e adução de ombro e adução de quadril. Seu estudo contou com 32 atletas de *Pole Dance* e provou que o protocolo é confiável e funcional, com potencial para a prática clínica como parte de testes objetivos de força.

4. METODOLOGIA

4.1 Caracterização do estudo

O estudo sobre a atividade eletromiográfica simultânea dos músculos bíceps braquial (BB), tríceps braquial (TB), reto do abdome (RA), oblíquo externo (OE), eretor da espinha (EE), reto femoral (RF) e semitendíneo (ST), e análise cinemática, durante a execução de quatro exercícios classificados como elementos de força e agrupados com valor técnico +0,5 pelo Código de Pontos para Campeonatos de *Pole Sports* constitui uma pesquisa de caráter experimental, quantitativa, laboratorial, transversal, randomizada e contrabalanceada, desenvolvida no Laboratório de Eletromiografia e Posturografia (LABEP) do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia, MG.

4.2 População e amostra

A amostra foi composta por 15 praticantes de *Pole Dance* do gênero feminino, com no mínimo 1 ano de experiência com *Pole Dance* e que já realizassem treinamentos em níveis avançados de *Pole Dance*. As voluntárias foram convidadas a colaborar com a pesquisa através de convites por e-mail encaminhados pelos pesquisadores a seus respectivos estúdios de treinamento. Fizeram parte da amostra somente as voluntárias que aceitaram o convite, mediante a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme as Normas de Realização de Pesquisa em Seres Humanos (resolução nº 466/12 do CNS). Este estudo foi submetido à aprovação e aprovado pela Comissão de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da UFU, com o registro CAAE 74907223.9.0000.5152.

Para o cálculo do tamanho da amostra, foram considerados um nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$) e um poder do teste de 80 % ($\beta=0,20$). Para cada exercício, os valores médios do RMS e os respectivos desvios padrões estimados com base em um estudo piloto são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Média e desvios padrão dos valores de Root Mean Square -RMS (% CIVM) do músculo RA obtido de um estudo piloto com três participantes.

Exercício	Média	Desvio padrão
S42	10.00	4.43
S43	18.10	15.7
S46	66.40	25.6
S47	6.49	3.11

Fonte: Elaboração própria.

Assim, uma amostra com no mínimo 14 voluntárias foi considerada adequada para diferenciar os exercícios. A caracterização da amostra foi feita pela média de idade, altura, massa corporal total, índice de massa corporal (IMC) e percentual de gordura corporal.

4.3 Critérios de inclusão

Todas as voluntárias deveriam ter experiência mínima de um ano de prática de *Pole Dance*, além de realizarem treinamentos em níveis avançados, serem fisicamente ativas (Questionário Internacional de Atividade Física - versão curta) e não apresentarem quadros clínicos de dores lombares (Índice de Incapacidade Lombar *Oswestry*).

Ademais, com base no percentual de gordura corporal obtido pela bioimpedância (LOHMAN, 1997), que utiliza uma faixa de valores de acordo com idade e sexo, foram incluídos no estudo apenas as voluntárias que apresentavam o nível de gordura corporal recomendado, abaixo de 28%, variando entre níveis baixo e normal. Tal critério foi estabelecido a fim de obter uma mensuração mais fidedigna da atividade elétrica das musculatura predeterminada, uma vez que a quantidade de tecido entre a superfície do músculo e o eletrodo pode afetar o sinal eletromiográfico (DE LUCA, 1997), influenciando nos resultados da pesquisa.

4.4 Critérios de Exclusão

Foram excluídas do estudo todas as participantes que apresentarem contraindicações para a realização dos exercícios propostos no presente trabalho, tal como praticantes de *Pole Dance* sem experiência em nível avançado ou que apresentem doenças cardíacas, disfunções neurológicas, vestibulares, diabetes, alcoolismo, miopatias ou neuromiopatias, enfermidades osteoarticulares ou ainda qualquer outro tipo de problema clínico que possa interferir na execução dos exercícios. Também foram excluídos os participantes que estiverem fazendo uso de antiinflamatórios, analgésicos ou mio-relaxantes que podem vir a influenciar atividade muscular.

4.5 Avaliação antropométrica

Foi utilizado um estadiômetro de parede *Standad Sanny*, com gradação em milímetros, para avaliar a estatura de cada uma das voluntárias. Quanto à obtenção da massa corporal e do percentual de gordura, baseado na validade de testes de bioimpedância (BIA) para estimá-los (NAVES, 2024), foi utilizada uma balança de biompedância (*InBody 230 – Biospace Co., Ltd.*, Seoul, Korea), que possui um sistema de eletrodos tetrapolar (oito eletrodos táteis).

Com o intuito de padronizar o estado de hidratação para a realização da coleta antropométrica, principalmente por causa da BIA, os testes foram realizados pela manhã e cada voluntária foi orientada a permanecer em jejum e não praticar exercícios físicos intensos por 12 horas, não ingerir bebida alcoólica nas últimas 48 horas e não utilizar medicamentos diuréticos nos sete dias antecedentes à coleta, além de esvaziar a bexiga 30 minutos antes do exame, conforme as recomendações do fabricante (MULASI ET AL.,2015; BIOSPACE, 1996).

As variáveis a respeito da caracterização da amostra como idade, estatura, massa corporal, IMC e percentual de gordura estão descritos na Tabela 2.

Tabela 2: Caracterização da amostra – idade (anos), estatura (cm), massa corporal (kg), IMC e gordura corporal (%).

Variáveis	Valores
Idade (anos)	30.80 ± 9.58
Estatura (cm)	161.72 ± 6.60
Massa corporal total (kg)	55.35 ± 8.64
IMC	21.08 ± 2.48
Gordura corporal (%)	22.06 ± 3.41

Fonte: Elaboração própria.

4.6 Coleta do sinal eletromiográfico

Para registrar o sinal eletromiográfico, utilizou-se o eletromiógrafo EMG800RF, que possui oito canais *wireless* para eletromiografia e dois canais auxiliares com fio (EMG System do Brasil Ltda., São José dos Campos, SP, Brasil). Este equipamento foi projetado de acordo com as normas da *International Society of Electrophysiology and Kinesiology* e conta com um conversor analógico/digital de 16 bits, amplificador com ganho de 1000 vezes e filtros *Butterworth*. O eletromiógrafo foi conectado a um notebook e os sinais eletromiográficos foram coletados e processados posteriormente utilizando o software EMGLab - EMG System.

Foi utilizada uma frequência de amostragem de 2000 Hz por canal durante toda a coleta. Os sinais eletromiográficos foram filtrados em uma faixa de frequência entre 20 Hz e 500 Hz, utilizando um filtro passa-banda. Para a captação dos sinais, foram empregados eletrodos de superfície compostos por dois discos de Ag/AgCl com 10 milímetros de diâmetro (EMG System do Brasil, São José dos Campos, SP, Brasil), aos quais foram fixados eletrodos descartáveis (3M - Espuma 2223BRQ), com uma distância intereletrodos de 20 milímetros (centro a centro). O sistema utiliza eletrodos bipolares ativos que apresentam um ganho de pré-

amplificação de 20 vezes e uma razão de rejeição de modo comum superior a 120 dB.

A preparação das voluntárias incluiu a tricotomia (raspagem dos pelos) com um barbeador elétrico, a marcação dos pontos anatômicos com uma caneta dermatográfica para posicionar os eletrodos, e a limpeza da pele com álcool 70%. Esse procedimento teve como objetivo remover oleosidade e sujeira, a fim de reduzir a impedância elétrica (SANTOS ET AL., 2020; CHOI, KIM, CYNN, 2021; SILVA ET AL., 2022).

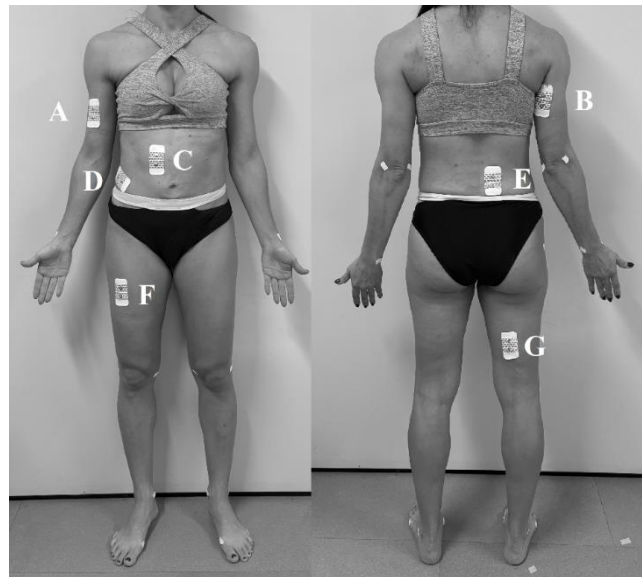
Os eletrodos autoadesivos foram fixados sobre o ventre dos músculos BB, TB, RA, OE, EE, RF e ST do antímero direito (TAN ET AL., 2013) e a localização de cada um dos eletrodos e seus respectivos músculos está apresentada no Quadro 2 e na Figura 6.

Quadro 2: Eletrodos e suas respectivas localizações.

Eletrodo	Localização
BB	Fixado na linha entre o acrômio medial da escápula e a fossa cubital, a 1/3 da fossa cubital. Sua posição seguirá a orientação dessa mesma linha compreendida entre o acrômio e a fossa cubital (SENIAM, 2024).
TB	Fixados no ponto médio da linha compreendida entre a face posterior do acrômio da escápula e o olécrano da ulna a dois dedos de largura medial à linha. Sua posição seguirá a orientação dessa mesma linha (SENIAM, 2024).
RA	Fixado no centro do ventre muscular, no ponto médio entre o processo xifóide do 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	Fixado superiormente à espinha ilíaca 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 púbico contralateral (ESCAMILLA et al., 2010; HIBBS et al., 2011; GARCÍA-VAQUERO et al., 2012).
EE	Fixado lateralmente ao processo espinhoso da terceira vértebra lombar, numa distância de aproximadamente dois a três centímetros da linha mediana do corpo, posicionado na direção dessa mesma linha (GARCÍA-VAQUERO et al., 2012).
RF	Fixados no ponto médio da linha compreendida entre a EIAS do osso do quadril e a parte superior da patela, posicionado na direção dessa mesma linha (SENIAM, 2024).
ST	Fixado no ponto médio da linha entre a tuberosidade isquiática do osso do quadril e o côndilo medial da tíbia, posicionado na direção dessa mesma linha (SENIAM, 2024).

Fonte: Elaboração própria.

Figura 6: Posicionamento e localização dos eletrodos – Músculos Bíceps Braquial (A), Tríceps Braquial (B), Reto do Abdome (C), Oblíquo Externo (D), Eretor da Espinha (E), Reto Femoral (F) e Semitendíneo (G).



Fonte: Elaboração própria.

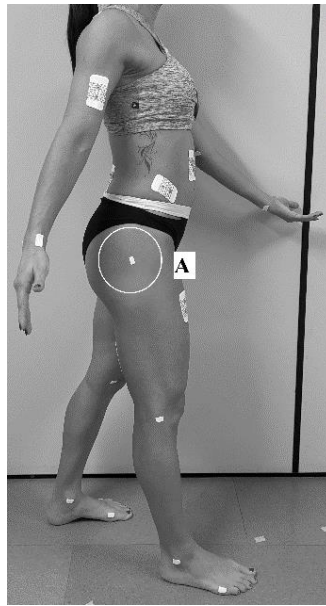
Após a colocação dos eletrodos, as voluntárias realizaram movimentos específicos, para verificar o posicionamento correto e examinar a qualidade do sinal (KONRAD, 2006). Depois de confirmada a posição dos eletrodos e a funcionalidade destes, mapas com papel acetato foram confeccionados para cada participante, a fim de assegurar o reposicionamento dos eletrodos nos diferentes dias de coleta. Essa técnica é considerada bastante adequada por apresentar maior quantidade de referências, como cicatrizes, protruções ósseas, manchas na pele (GREGORIO, 2020).

4.7 Coleta dos dados cinemáticos

Cada exercício foi registrado fotograficamente através de dois planos diferentes (sagital e frontal), a depender do exercício. Para o registro fotográfico foi utilizada uma câmera GO Pro Hero 3+, que possui um sensor de 12MP. A Go Pro Hero 3+ foi fixada sobre um tripé de 1.50m de altura do solo, distante entre 1,50m das voluntárias. Uma circunferência de raio 1,50m foi desenhada ao chão, tendo como centro a própria barra de *Pole Dance*, a fim de prever possíveis rotações do corpo na barra e ainda assim padronizar a distância do registro fotográfico.

Para proceder às medições cinemáticas, a referência anatômica padrão do quadril (trocânter maior do fêmur) foi destacada por meio de marcadores de superfície brancos e opacos, de forma a serem vistos nas posturas que serão avaliadas (Figura 7) (MACEDO ET AL., 2013).

Figura 7: Marcador de superfície para a referência anatômica padrão do quadril (trocânter maior do fêmur) - A.



Fonte: Elaboração própria.

4.8 Registro da percepção subjetiva de esforço (PSE)

Para cada voluntária, foi registrado os valores de PSE – Escala de 10 pontos modificada por Foster et al. (2001) (Tabela 3), em relação à escala original de PSE de Borg de 15 pontos (1982), a fim de simplificar sua aparência e utilidade.

Tabela 3 - Escala CR10 de Borg modificada por Foster et al. (2001).

Classificação	Descritor
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.

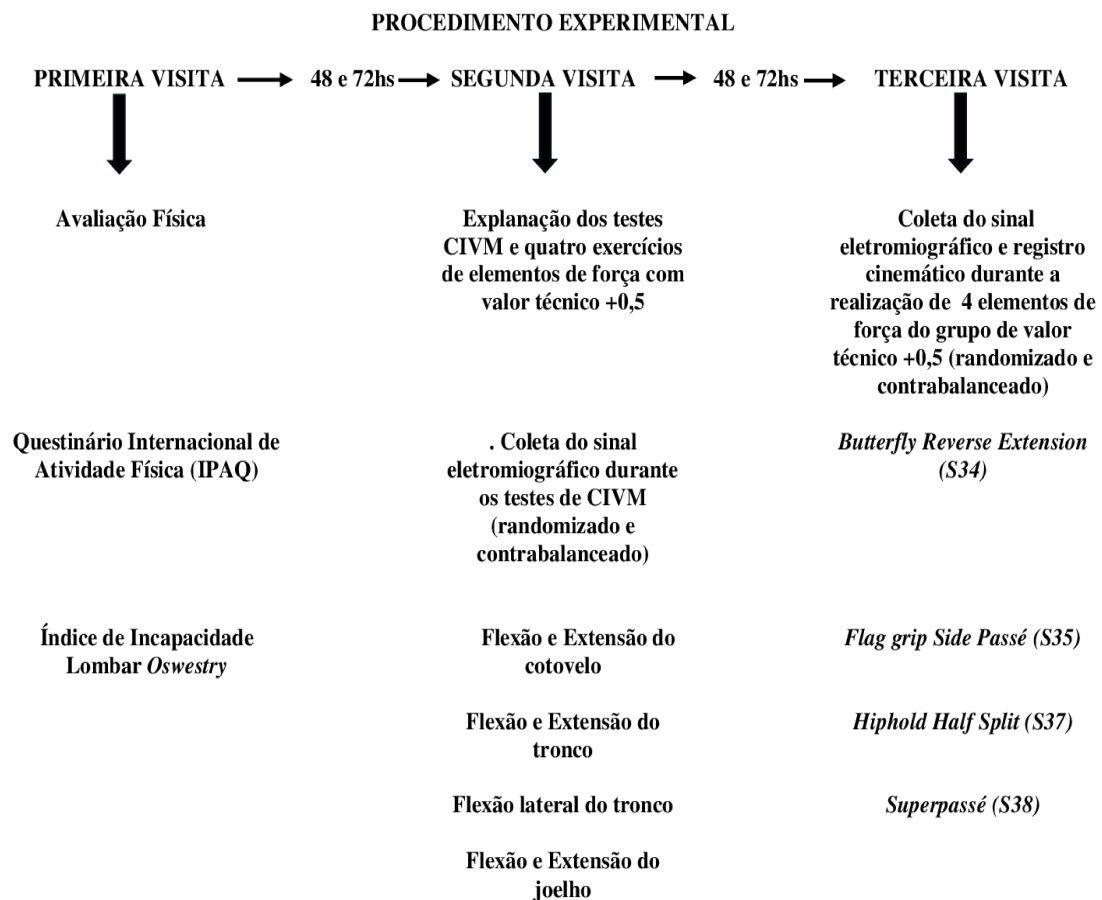
Imediatamente ao final de cada exercício a tabela com os valores da escala de PSE – Escala de 10 pontos foi disponibilizada e as voluntárias foram questionadas sobre o valor de PSE relacionado a cada um dos elementos de força. Os descritores para cada número da tabela são classificados em: 0 = Repouso; 1 = Muito, muito fácil; 2 = Fácil; 3 = Moderado; 4 = Um pouco forte; 5 = Forte; 7 = Muito forte; e 10 = Máximo.

4.9 Procedimentos experimentais

As voluntárias passaram por três aulas no estúdio especializado Levitá de *Pole Dance*, em Uberlândia, a fim de familiarizarem-se com os exercícios escolhidos para a pesquisa.

A coleta de dados foi realizada em três dias distintos (Fluxograma 1) e as voluntárias foram convocadas a comparecer ao Laboratório de Eletromiografia e Posturografia (LABEP) do Instituto de Ciências Biomédicas da UFU em dias e horários pré-estabelecidos. Inicialmente, as voluntárias foram esclarecidas sobre os objetivos e a metodologia da pesquisa e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

Fluxograma 1 - Delineamento experimental.



Fonte: Elaboração própria.

Primeira sessão

Foram aplicados dois questionários para avaliar o nível de atividade física (IPAQ) e para selecionar voluntárias sem histórico de lombalgia (questionário para avaliação funcional - Índice de Incapacidade Lombar Oswestry).

Todas as voluntárias passaram por uma avaliação antropométrica para a coleta dos seguintes dados: estatura, massa corporal, IMC e percentual de gordura corporal.

Segunda sessão

A segunda sessão ocorreu entre 48 e 72 horas depois da primeira sessão. Cada participante recebeu instruções verbais e visuais sobre a realização correta dos exercícios da coleta de CIVM para assegurar conforto e familiaridade e, por conseguinte, obter sinal de melhor qualidade durante a coleta de dados (ESCAMILLA ET AL., 2010; YODAS ET AL., 2008).

Para estabelecer comparações adequadas da atividade eletromiográfica entre diferentes músculos, unilateralmente – antímero direito (dominante em todas as voluntárias) durante a realização dos diferentes exercícios de *Pole Dance*, os valores brutos do sinal eletromiográfico foram normalizados em termos de porcentagem do valor máximo da CIVM (GARCÍA-VAQUERO ET AL., 2012; ESCAMILLA ET AL., 2010).

Para medir a força gerada durante a CIVM, 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. O equipamento estava conectado a um dos canais auxiliares do eletromiógrafo e os sinais de força foram processados com o software de coleta eletromiográfica, que fornece valores numéricos expressos em kgf.

Os sinais eletromiográficos de cada músculo foram coletados durante duas CIVM de cinco segundos com período de descanso de três minutos entre cada uma (SANTOS et al., 2020; VERA-GARCÍA et al., 2010), para evitar o efeito da fadiga muscular. 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 e seguindo as recomendações da literatura específica e a ordem de execução aconteceu de maneira randomizada e contra-balanceada:

1 - Teste de flexão do cotovelo (BB): As voluntárias permaneceram de pé, apoiando o braço em 90° no aparelho com um cinto posicionado em sua mão, conectado a uma corrente, a qual foi fixada na célula de carga. As participantes foram mantidas firmemente na posição do teste, com o cotovelo tendo a liberdade de flexionar até 90° (limitado pela corrente) e foram instruídas a realizar a flexão isométrica máxima do cotovelo durante cinco segundos (Figura 8) (HERMENS E FRERIKS, 1999; KONRAD, 2006).

Figura 8: Teste de flexão do cotovelo.



Fonte: Elaboração própria.

2 - Teste de extensão do cotovelo (TB): As voluntárias permaneceram de pé, com o braço apoiado em 90° no aparelho, com um cinto posicionado em sua mão e conectado a uma corrente, a qual foi fixada na célula de carga. As participantes ficaram mantidas firmemente na posição do teste, com o cotovelo tendo a liberdade de estender até 90° (limitado pela corrente) e foram instruídas a realizar a extensão isométrica máxima do braço durante cinco segundos (Figura 9) (KONRAD, 2006).

Figura 9: Teste de extensão do cotovelo.



Fonte: Elaboração própria.

3 - Teste de flexão do tronco (RA): As voluntárias foram posicionadas em decúbito dorsal nos assentos almofadados do aparelho, com quadris e joelhos flexionados, pés apoiados no assento

e fixados com um cinto. Foi utilizado um cinto que cobriu a parte superior do tronco e estava conectado a uma corrente, a qual estava fixada na célula de carga. As voluntárias foram mantidas firmemente na posição do teste e foram instruídas na tentativa de realizar uma flexão isométrica máxima do tronco no plano sagital durante cinco segundos (Figura 10) (GREGORIO et al., 2020; MAEO et al., 2013; VERA-GARCÍA et al., 2010; KONRAD, 2006).

Figura 10: Teste de flexão do tronco.



Fonte: Elaboração própria.

4 - Teste de flexão lateral do tronco (OE): As voluntárias posicionaram-se deitadas em decúbito lateral nos assentos almofadados do aparelho, com quadril fixado por um cinto, joelhos estendidos e pés também fixados por um cinto. Foi utilizado um cinto que cobriu a parte superior do tronco e estava conectado lateralmente a uma corrente, a qual foi fixada na célula de carga. Os participantes mantiveram-se firmes na posição do teste e foram instruídas na tentativa de realizar uma flexão lateral isométrica máxima do tronco no plano frontal durante cinco segundos (Figura 11) (GREGORIO et al., 2020; MAEO et al., 2013; VERA-GARCÍA et al., 2010; KONRAD, 2006).

Figura 11: Teste de flexão lateral do tronco.



Fonte: Elaboração própria.

5 - Teste de extensão do tronco (EE): As voluntárias foram posicionadas em decúbito ventral, com abdome apoiado no aparelho e os membros inferiores estendidos. O quadril e os tornozelos foram fixados com uma cinta e o tronco teve liberdade parcial para se estender. Um colete com um conjunto de correntes e uma célula de carga foi anexado ao dispositivo. As voluntárias se mantiveram nessa posição e realizaram a extensão isométrica máxima do tronco no plano sagital por cinco segundos (Figura 12) (GREGORIO ET AL., 2020; MAEO et al., 2013; VERA-GARCÍA et al., 2010; KONRAD, 2006).

Figura 12: Teste de extensão do tronco.



Fonte: Elaboração própria.

6 - Teste de extensão do joelho (RF): As voluntárias foram posicionadas sentadas no banco com o tronco ereto e os o joelho flexionado em 90°. O tornozelo direito estava preso a um conjunto de cinto e correntes com uma célula de carga e o joelho tinha liberdade parcial (até 90°) para se estender. A voluntária manteve essa posição e foi instruída a realizar a extensão isométrica máxima do joelho por cinco segundos (Figura 13) (ESCAMILA et al. 2010; KONRAD, 2006).

Figura 13: Teste de extensão do joelho.



Fonte: Elaboração própria.

7- Teste de flexão do joelho (ST): As voluntárias foram posicionadas deitadas no colchonete em decúbito ventral, com membros inferiores estendidos. O tornozelo direito estava preso a um conjunto de cinto e correntes junto a uma célula de carga, e o joelho teve liberdade para flexionar até 90°. A parte anterior da coxa foi apoiada no colchonete. As voluntárias mantiveram essa posição e foram instruídas a realizar a flexão isométrica máxima do joelho por cinco segundos (Figura 14) (KONRAD, 2006).

Figura 14: Teste de flexão do joelho.



Fonte: Elaboração própria.

Terceira sessão

A terceira e última etapa ocorreu entre 48 e 72 horas após a segunda. Nesta etapa foi realizada a coleta dos dados eletromiográficos e o registro cinemático durante a execução de

quatro exercícios dos elementos de força de *Pole Sports* do grupo de valor técnico +0,5.

Foi utilizada uma barra de *Pole Dance*, da marca Ali Fitness, feita em tubo de aço inox 304 A554, de diâmetro externo de 44,45 milímetros, altura entre 2,50 metros e 3,00 metros, que possui as funções tanto estática quanto giratória. Esta barra foi fixada a 2,571m e utilizada na função estática.

Para evitar o efeito da fadiga muscular como fator limitante, foram utilizados três minutos de intervalo de descanso entre cada exercício (BROWN, 2008). A ordem de execução destes foi randomizada e contra-balanceada e os dados eletromiográficos foram coletados durante cinco segundos em duas repetições para cada elemento de força. Os quatro exercícios escolhidos do grupo de elementos de força de *Pole Sports* de valor técnico +0,5 estão indicados na Figura 15.

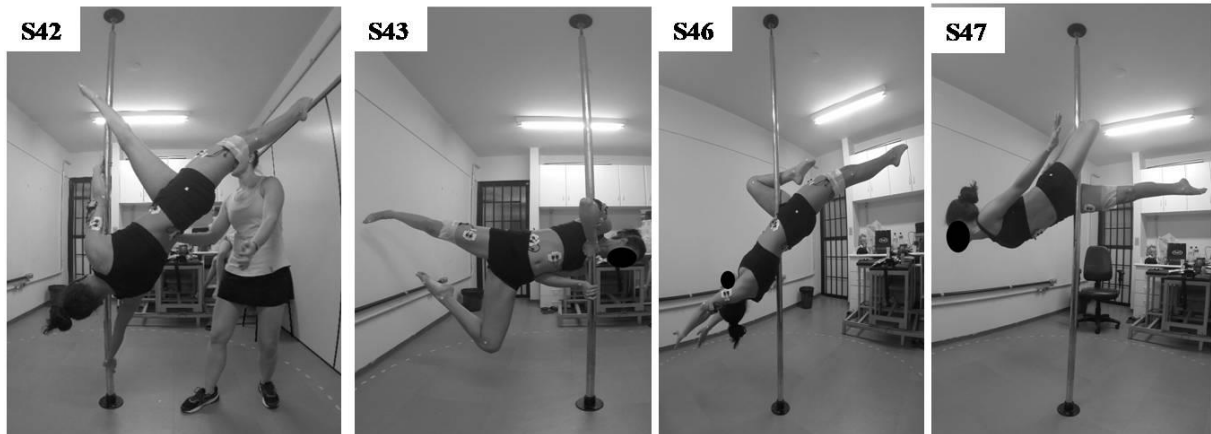
1 – *Butterfly Reverse Extention* (S42): Os pontos de contato entre o corpo e a barra foram ambas as mãos e o calcanhar. Ambos os braços estiveram totalmente estendidos, a mão de cima com pegada em posição de copo e ambos os membros inferiores totalmente estendidos em posição de abertura. O corpo se manteve na posição invertida, com o calcanhar da perna oposta à mão de cima apoiado na barra, gerando uma torção no quadril (IPSF, 2024).

2 – *Flag Grip Side Passé* (S43): Os pontos de contato entre o corpo e a barra foram ambos os braços, ambas as mãos (com pegada de bandeira), trava de axila e o peito. O membro inferior “de fora” ou superior, se manteve estendido e o “de dentro” ou inferior flexionado no quadril e joelho. O corpo se manteve na posição horizontal (IPSF, 2024).

3 – *Hiphold Half Split* (S46): Os pontos de contato entre o corpo e a barra foram a cintura “de dentro”, quadril, perna “de dentro” e contato do pé ou tornozelo. Os braços permaneceram em posição fixa, com cotovelos estendidos, sem contato com o poste ou com o corpo. O membro inferior “de fora” se manteve totalmente estendido, enquanto que o membro inferior “de dentro” se manteve flexionado em quadril e joelho. A posição invertida do corpo foi mantida através da pressão do membro inferior “de dentro” contra a barra, sem gancho de joelho. O corpo se manteve inclinado, invertido e em linha reta (IPSF, 2024).

4 – *Superpassé* (S47): Os pontos de contato entre o corpo e a barra foram uma das coxas, parte interna da outra coxa e uma das panturrilhas. Um braço permaneceu estendido com uma mão segurando o pé da perna oposta (com joelho flexionado ao redor da barra), enquanto o outro braço em posição fixa de livre escolha. O outro membro inferior se manteve totalmente estendido. Os ombros permaneceram no mesmo nível do quadril (IPSF, 2024).

Figura 15: Elemento de força: *Butterfly Reverse Extension* (S42), *Flag Grip Side Passé* (S43), *Hiphold Half Split* (S46) e *Superpassé* (S47).



Fonte: Elaboração própria.

4.10 Análise de dados

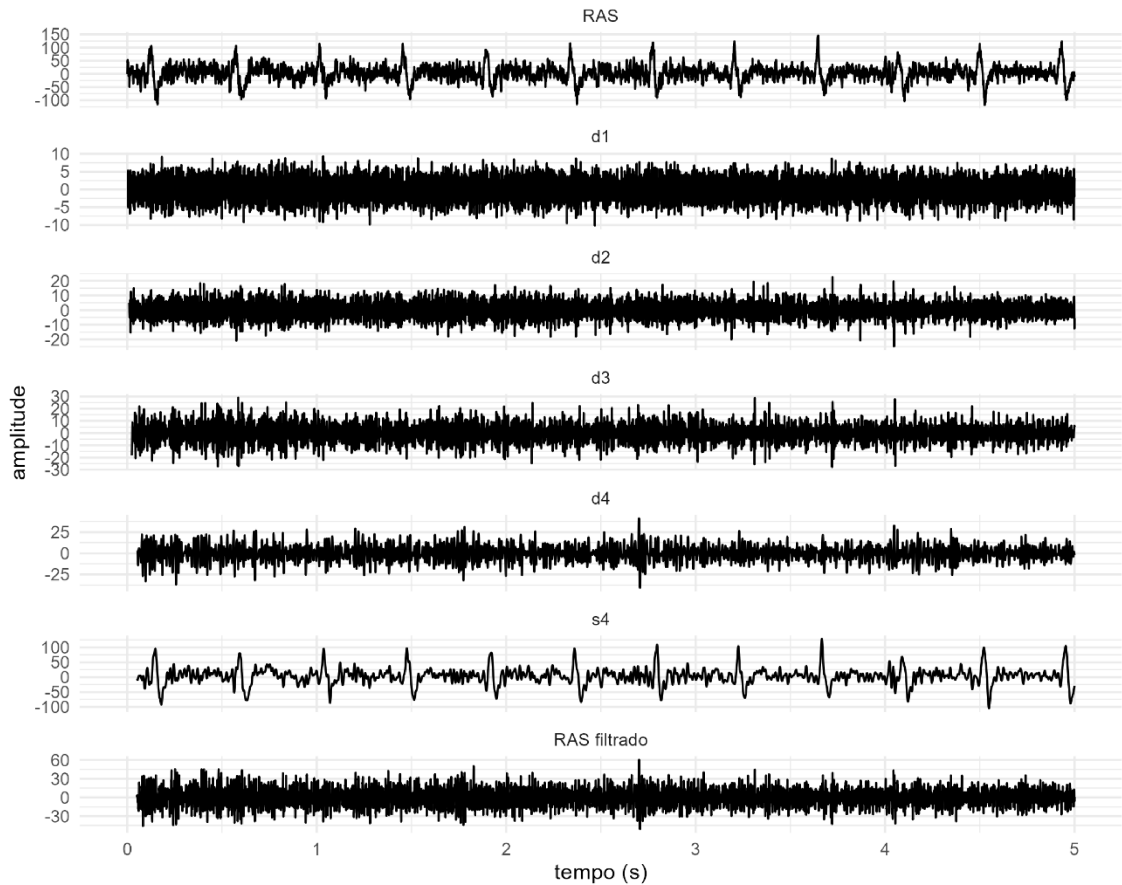
Pico de RMS e Índice de Co-contração

Toda a etapa de processamento dos sinais foi realizada empregando a linguagem R (CORE TEAM, 2024) e o ambiente de desenvolvimento RStudio (RSTUDIO TEAM, 2024). Inicialmente, todos os sinais de EMG foram analisados visualmente para assegurar a integridade dos sinais coletados e, dessa forma, delinear as próximas etapas de processamento e análise dos sinais. Por meio da visualização dos sinais, identificou-se a contaminação dos sinais de EMG do músculo RA pela atividade cardíaca das participantes.

Para eliminar a componente relacionada à atividade cardíaca dos sinais de EMG do RA, a decomposição wavelet foi empregada, assim como proposto pelo estudo (CABRAL ET AL., 2024) para remover artefatos de estímulos vibratórios externos em sinais inerciais. Os sinais do RA foram, então, decompostos em quatro componentes usando a wavelet ortonormal de Daubechies com suporte compacto de comprimento 8.

A estratégia para a filtragem dos sinais foi identificar as componentes wavelet que melhor representavam a atividade de ruído e, assim, reconstruir o sinal com base na soma algébrica de suas componentes, excluindo as componentes associadas ao ECG. Como a componente s4, que corresponde à componente de aproximação mais lenta da decomposição, foi a componente que melhor descreveu a atividade cardíaca, cada sinal de EMG do RA foi reconstruído somando-se todas as componentes de detalhes resultantes da decomposição wavelet (d1, d2, d3 e d4), exceto a componente de aproximação s4, assim como ilustrado na Figura 16.

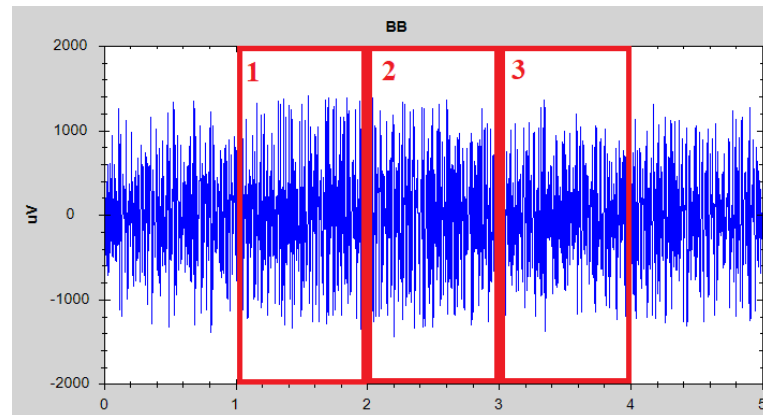
Figura 16: Um exemplo de um sinal de EMG do músculo RA contaminado pela atividade cardíaca. As componentes de detalhe (d1 a d4) são mostrados em conjunto com a componente de aproximação (s4), ilustrando o resultado da decomposição. O sinal filtrado resultante da soma das componentes de d1 a d4 é mostrado, ilustrando a eliminação da componente cardíaca após a filtragem do sinal.



Fonte: Elaboração própria.

Em seguida, todos os sinais de EMG foram janelados com janelas não sobrepostas de 1 segundo dos 3 segundos centrais e, de cada janela, foram extraídas, como características, o valor de pico de RMS (o máximo global da janela). A Figura 17 mostra a exemplificação do sinal EMG durante uma coleta isométrica de 5s e o janelamento para extração dos dados.

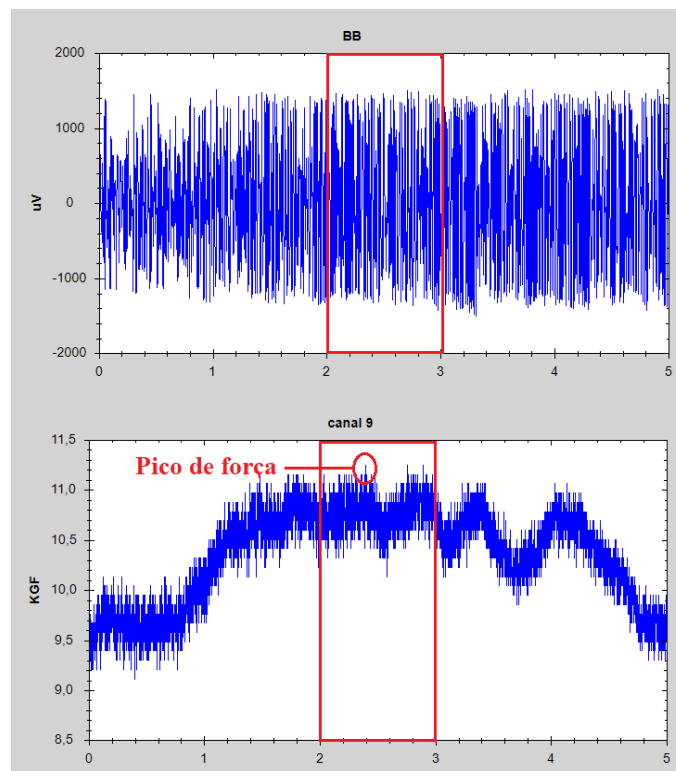
Figura 17: Exemplo do sinal EMG durante uma coleta isométrica de 5s e o janelamento dos 3 segundos centrais para extração dos dados do pico de RMS.



Fonte: Elaboração própria.

As características, no domínio do tempo, foram normalizadas com base nos valores dos sinais de EMG da CIVM. Para isto, foram estimadas as características de amplitude do sinal, considerado o trecho de 1 segundo do sinal de EMG referente à CIVM no qual foi registrada a máxima força no sinal do dinamômetro (Figura 18).

Figura 18: Exemplo de janelamento do sinal EMG da coleta de CIVM a partir da janela onde foi registrado o pico de força no sinal do dinamômetro.



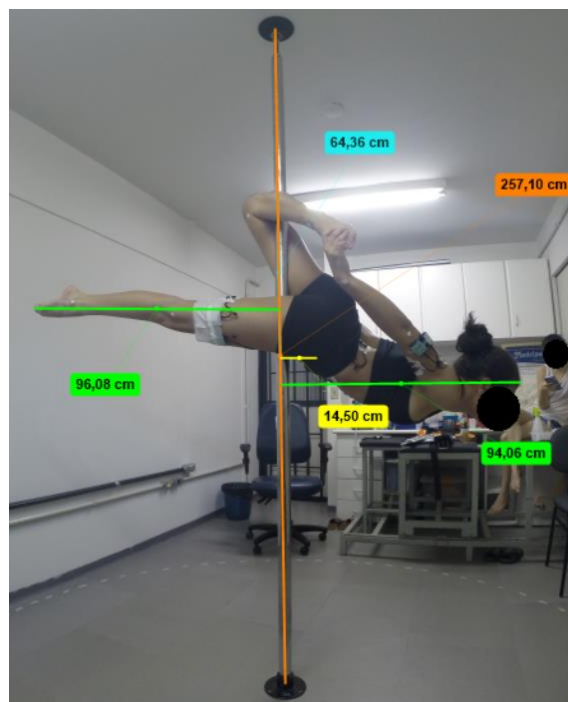
Fonte: Elaboração própria.

Para o cálculo do índice de co-contração dos músculos BB/TB, RA/EE, OE/EE e RF/ST, foi utilizada uma fórmula previamente validada (BESIER et al., 2003; LLOYD E BUCHANAN, 2001; ORTIZ et al., 2014) em que o pico de RMS de cada músculo foi dividido utilizando o número de menor valor como numerador e o maior valor como denominador. Esta fórmula produz uma razão entre 0 e 1, com o valor 0 representando nenhuma co-contração e o valor 1 a representar uma co-contração perfeita entre o agonista e o antagonista. Esta razão foi posteriormente multiplicada pelo valor 100, a fim 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, para posteriormente ser utilizado na comparação estatística entre exercícios.

Análise Cinemática

Utilizando o aplicativo *Kinovea* 1.1 para *Windows*, o eixo da barra foi utilizado como referência para medição, com um comprimento de 257,1 cm de altura. A partir disso, mensurou-se o comprimento da base de apoio do corpo em relação à barra, a distância dos extremos do corpo ao eixo da barra e a distância do quadril tendo como referência o marcador de superfície com o eixo da barra (Figura 19) (MACEDO et al., 2013).

Figura 19: Exemplificação da mensuração das variáveis da análise cinemática – eixo da barra (laranja), comprimento da base de apoio do corpo com a barra (azul), distância das extremidades superior e inferior do corpo à barra (verde) e distância do quadril à barra (amarelo).



Fonte: Elaboração própria.

4.11 Análise estatística

A análise estatística foi realizada utilizando o software GraphPad Prism (versão 8.4, GraphPad Software, Inc.). Os dados foram apresentados como média, erro padrão e intervalo de confiança. Foi realizado o teste de normalidade (Kolmogorov-Smirnov) e o de esfericidade, caso a esfericidade não fosse confirmada, seria aplicado o ajuste de Greenhouse-Geisser. Posteriormente, a análise de variância de medidas repetidas de um fator (ANOVA) foi utilizada para: 1) comparação dos valores de pico de RMS normalizado (RMSn) do mesmo músculo entre os diferentes exercícios; 2) comparação dos valores médios de índice de co-contração BB/TB, RA/EE, OE/EE, RF/ST entre os diferentes exercícios; em todas as análises foi realizado o teste de comparações múltiplas de Bonferroni para apontar eventuais diferenças.

Os dados cinemáticos não atenderam aos critérios de homogeneidade e normalidade simultaneamente. Sendo assim, foi utilizado o teste *Kruskal-Wallis* (p -valor $< 0,05$) para apontar as diferenças estatísticas entre pelo menos dois dos grupos comparados. Após identificada a existência da diferença estatística entre pelo menos dois dos grupos comparados, o teste de *Wilcoxon* (p -valor $< 0,05$) para comparações múltiplas foi utilizado para avaliar possíveis diferenças entre os pares de exercícios. Com relação, exclusivamente, ao dado cinemático de distância da extremidade superior à barra, apenas dois elementos (S46 e S47) apresentam essas variáveis, pois neles as travas utilizadas para realização do exercício eram de cintura e de coxas no elemento S46 e de coxas no elemento S47. Por isso, foi utilizado o teste de *Shapiro-Wilk* (p -valor = 0.11), constatando a normalidade dos dados e então utilizou-se o teste *t* pareado para comparar ambos os exercícios.

Para a análise da PSE uma análise estatística descritiva foi feita, estimando a frequência das pontuações da escala por exercício e para todos os exercícios. Para avaliar a concordância entre os participantes em relação ao esforço percebido durante a realização de cada exercício (S42, S43, S46 e S47), foi realizado um teste *kappa* de *Fleiss*, considerando um nível de significância de 5%. O objetivo deste teste foi verificar se os exercícios eram considerados mais fáceis ou difíceis para as participantes.

O nível de significância foi estabelecido em 5% e os valores de coeficiente de correlação intraclass (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), refletindo forte confiabilidade entre as duas repetições. Na Tabela 4 está demonstrado os valores médios de força máxima (Kgf) nos testes de CIVM.

Tabela 4: Média e erro padrão da força máxima (Kgf) durante os testes de Contração Isométrica Voluntária Máxima (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

Os valores de ICC do sinal eletromiográfico obtidos entre as duas repetições nos elementos de força demonstram replicabilidade excelente (FLEISS, 1986) para os músculos BB (0,76), TB (0,80), RA (0,83), OE (0,79), EE (0,79) e ST (0,77) e replicabilidade moderada para RF (0,60), refletindo forte confiabilidade entre as duas repetições na maioria dos músculos analisados.

5.2 Pico RMSn

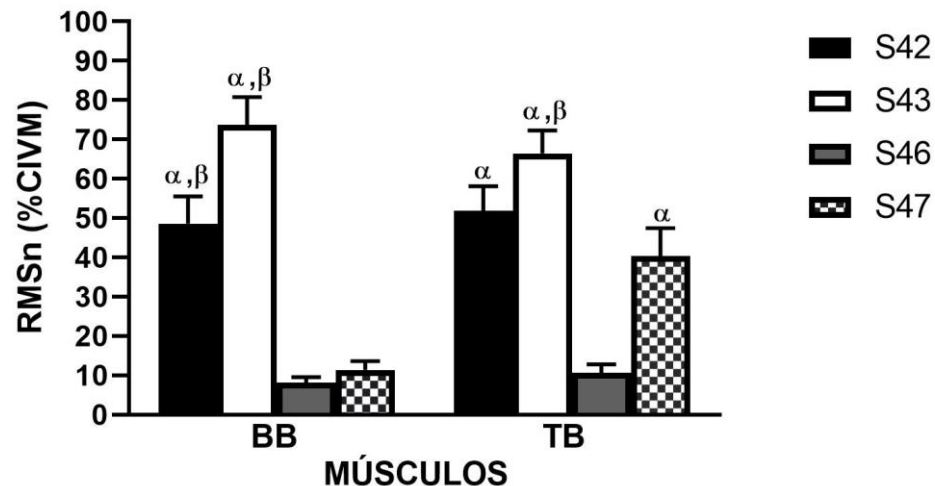
Membro Superior (BB e TB)

Para a atividade EMG do músculo BB (Figura 20), houve diferenças significativas entre os exercícios ($F=38.99$; $p=0.0001$). A respeito das análises post hoc, a atividade EMG do BB nos elementos S42 e S43 foi significativamente maior em comparação com elementos S46 ($p=0.0005$, $p=0.0001$; respectivamente) e S47 ($p=0.0004$, $p=0.0001$; respectivamente).

Em relação ao músculo TB, houve diferenças significativas entre os exercícios ($F=26.55$; $p=0.0001$). A respeito das análises post hoc, a atividade EMG do TB no elemento S42 foi significativamente maior em comparação ao elemento S46 ($p=0.0001$). O pico do RMSn no elemento S43 foi significativamente maior em relação aos elementos S46 ($p=0.0001$) e S47 ($p=0.0010$). Por último, a atividade EMG no elemento S47 foi significativamente maior em

comparação S46 ($p=0.0078$).

Figura 20: Comparação dos valores de pico de RMSn (% CIVM) dos músculos Bíceps Braquial (BB) e Tríceps Braquial (TB) nos elementos de força de *Pole Sports*: S42, S43, S46 e S47. As barras representam média e erro padrão. α = Significativamente maior em comparação S46; β = Significativamente maior em comparação S47.



Fonte: Elaboração própria.

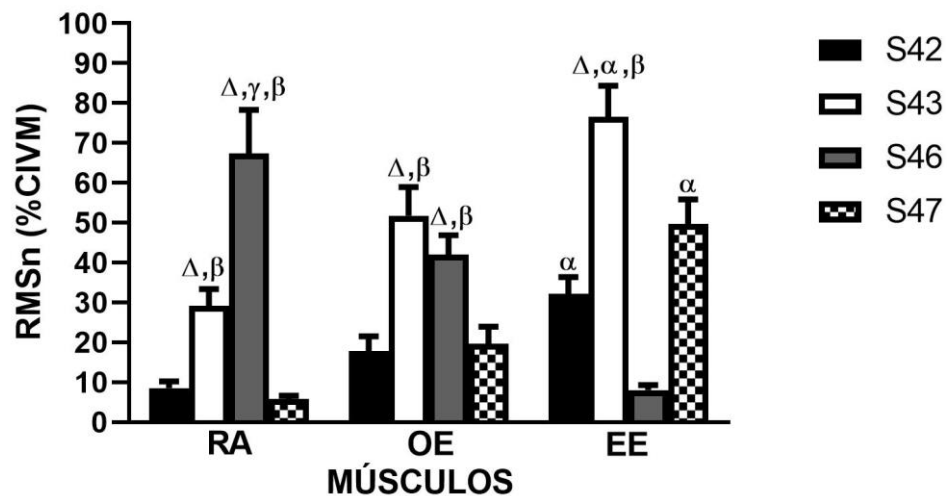
Core (RA, OE e EE)

Para a atividade EMG do músculo RA (Figura 21), houve diferenças significativas entre os exercícios ($F=22.47$; $p=0.0001$). A respeito das análises post hoc, a atividade EMG do RA no elemento S46 foi significativamente maior em comparação com todos os outros elementos (S42: $p=0.0008$; S43: $p=0.0370$; S47: $p=0.0004$). O pico do RMSn no elemento S43 foi significativamente maior em relação aos elementos S42 ($p=0.0054$) e S47 ($p=0.0004$).

Em relação ao músculo OE, houve diferenças significativas entre os exercícios ($F=10.77$; $p=0.0004$). A respeito das análises post hoc, a atividade EMG do OE nos elementos S43 e S46 foi significativamente maior em comparação com elementos S42 ($p=0.0028$, $p=0.0044$; respectivamente) e S47 ($p=0.0241$, $p=0.0061$; respectivamente).

Para a atividade EMG do músculo EE, houve diferenças significativas entre os exercícios ($F=32.25$; $p=0.0001$). A respeito das análises post hoc, a atividade EMG do EE no elemento S43 foi significativamente maior em comparação com todos os outros elementos (S42: $p=0.0012$; S46: $p=0.0001$; S47: $p=0.0183$). O pico do RMSn nos elementos S42 e S47 foi significativamente maior em relação ao elemento S46 ($p=0.0016$, $p=0.0001$; respectivamente).

Figura 21: 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 Sports*: S42, S43, S46 e S47. As barras representam média e erro padrão.



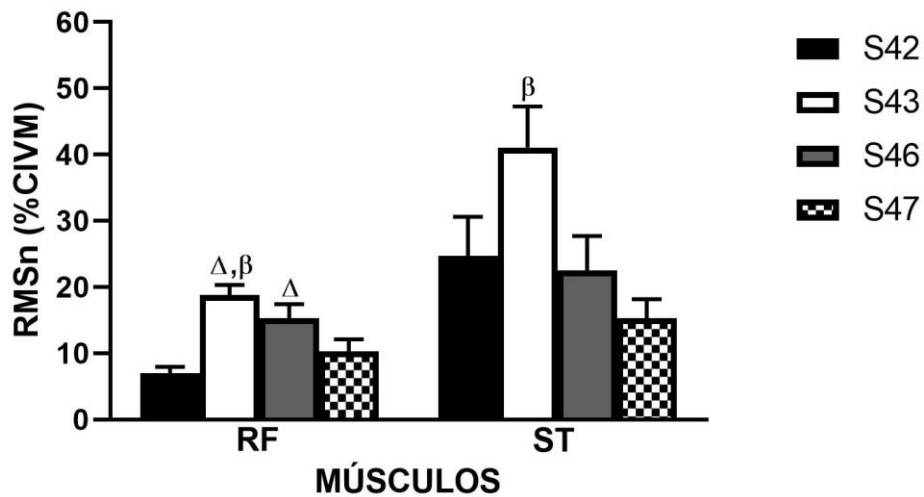
Δ = Significativamente maior em comparação S42; γ = Significativamente maior em comparação S43; α = Significativamente maior em comparação S46; β = Significativamente maior em comparação S47.
 Fonte: Elaboração própria.

Membro Inferior (RF e ST)

Para a atividade EMG do músculo RF (Figura 22), houve diferenças significativas entre os exercícios ($F=9.55$; $p=0.0001$). A respeito das análises post hoc, a atividade EMG do RF no elemento S43 foi significativamente maior em comparação com elementos S42 ($p=0.0002$) e S47 ($p=0.0257$). O pico do RMSn no elemento S46 foi significativamente maior em relação a S42 ($p=0.0206$).

Em relação ao músculo ST, houve diferença significativa entre os exercícios ($F=5.20$; $p=0.0055$). A respeito das análises post hoc, a atividade EMG do ST no elemento S43 foi significativamente maior em comparação a S47 ($p=0.0064$).

Figura 22: Comparação dos valores de pico de RMSn (% CIVM) dos músculos Reto Femoral (RF) e Semitendíneo (ST) nos elementos de força de *Pole Sports*: S42, S43, S46 e S47. As barras representam média e erro padrão.



Δ = Significativamente maior em comparação S42; β = Significativamente maior em comparação S47.
Fonte: Elaboração própria.

Nas Tabela 5 estão apresentados os valores de RMSn nos diferentes elementos de força, além disso, para fins ilustrativos, no Quadro 3, o nível de atividade muscular foi 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 5: Média (erro padrão), intervalo de confiança (90% IC) do RMSn (% CIVM) nos diferentes elementos de força (S42, S43, S46 e S47).

PICO RMSn (% CIVM) - ELEMENTOS DE FORÇA				
MÚSCULOS	S42	S43	S46	S47
BB	48.63 ± 6.88 (36.51 / 60.75)	73.71 ± 7.05 (61.29 / 86.13)	8.16 ± 1.34 (5.78 / 10.54)	11.38 ± 2.25 (7.40 / 15.35)
TB	51.86 ± 6.27 (40.80 / 62.92)	66.49 ± 5.82 (56.22 / 76.76)	10.60 ± 2.23 (6.67 / 14.53)	40.35 ± 7.07 (27.89 / 52.81)
RA	8.54 ± 1.64 (5.65 / 11.43)	29.22 ± 4.14 (21.91 / 36.52)	67.38 ± 10.88 (48.21 / 86.55)	5.78 ± 0.81 (4.35 / 7.21)
OE	17.90 ± 3.64 (11.49 / 24.31)	51.82 ± 7.10 (39.30 / 64.34)	42.08 ± 4.82 (33.59 / 50.57)	19.68 ± 4.31 (12.08 / 27.27)
EE	32.11 ± 4.26 (24.59 / 39.63)	76.56 ± 7.77 (62.86 / 90.26)	8.02 ± 1.25 (5.81 / 10.23)	49.72 ± 6.12 (38.94 / 60.50)
RF	6.98 ± 1.01 (5.21 / 8.76)	18.75 ± 1.59 (15.94 / 21.56)	15.25 ± 2.15 (11.46 / 19.04)	10.32 ± 1.82 (7.11 / 13.53)
ST	24.71 ± 5.89 (14.33 / 35.09)	41.08 ± 6.19 (30.16 / 51.99)	22.48 ± 5.23 (13.27 / 31.69)	15.32 ± 2.83 (10.33 / 20.31)

Fonte: Elaboração própria.

Quadro 3: Classificação do nível de ativação (baixa, moderada, alta e muito alta) nos diferentes elementos de força (S42, S43, S46 e S47).

NÍVEL DE ATIVAÇÃO - ELEMENTOS DE FORÇA				
MÚSCULOS	S42	S43	S46	S47
BB	ALTA	MUITO ALTA	BAIXA	BAIXA
TB	ALTA	MUITO ALTA	BAIXA	MODERADA
RA	BAIXA	MODERADA	MUITO ALTA	BAIXA
OE	BAIXA	ALTA	ALTA	BAIXA
EE	MODERADA	MUITO ALTA	BAIXA	ALTA
RF	BAIXA	BAIXA	BAIXA	BAIXA
ST	MODERADA	ALTA	MODERADA	BAIXA

Fonte: Elaboração própria.

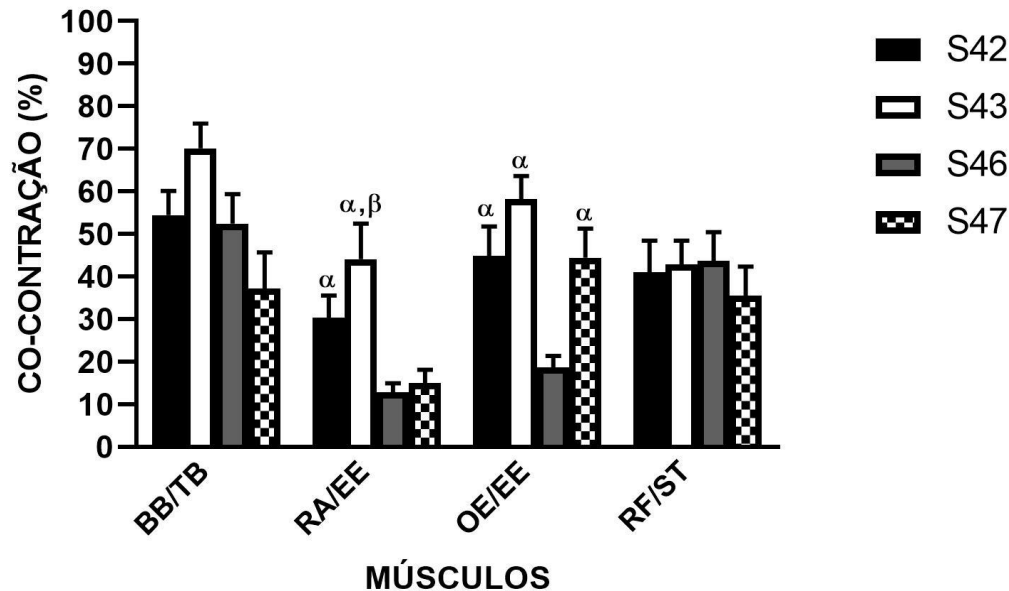
5.3 Índice de cocontração

Para o índice de co-contratação do membro superior (BB/TB) e membro inferior (RF/ST), não houve diferenças significativas entre os exercícios (BB/TB: $F=1.14$; $p=0.1878$; RF/ST: $F=0.28$; $p=0.8170$).

Em relação ao índice de co-contratação dos músculos do *core*, houve diferenças significativas entre os exercícios (RA/EE: $F=7.04$; $p=0.0059$; OE/EE: $F=7.04$; $p=0.0051$). A respeito das análises post hoc, o índice de co-contratação RA/EE no elemento S42 (30.40 ± 5.16) foi significativamente maior em comparação a S46 (12.90 ± 2.03 ; $p=0.0449$). Além disso, a co-contratação do RA/EE foi significativamente maior no elemento S43 (44.11 ± 8.32) em relação aos elementos S46 (12.90 ± 2.03 ; $p=0.0267$) e S47 (15.00 ± 3.10 ; $p=0.0123$).

Para o índice de co-contratação OE/EE, o elemento S46 (18.69 ± 2.70) demonstrou menor nível de co-contratação em comparação a todos os outros exercícios (S42: 44.86 ± 6.92 , $p=0.0414$; S43: 58.18 ± 5.46 , $p=0.0001$; S47: 44.45 ± 6.81 , $p=0.0120$).

Figura 23: Comparação dos valores de co-contracção (%) dos músculos do membro superior (BB/TB), *core* (RA/EE, OE/EE) e membro inferior (RF/ST) nos elementos de força de *Pole Sports*: S42, S43, S46 e S47. As barras representam média e erro padrão.



α = Significativamente maior em comparação S46; β = Significativamente maior em comparação S47.
 Fonte: Elaboração própria.

5.4 Cinemática

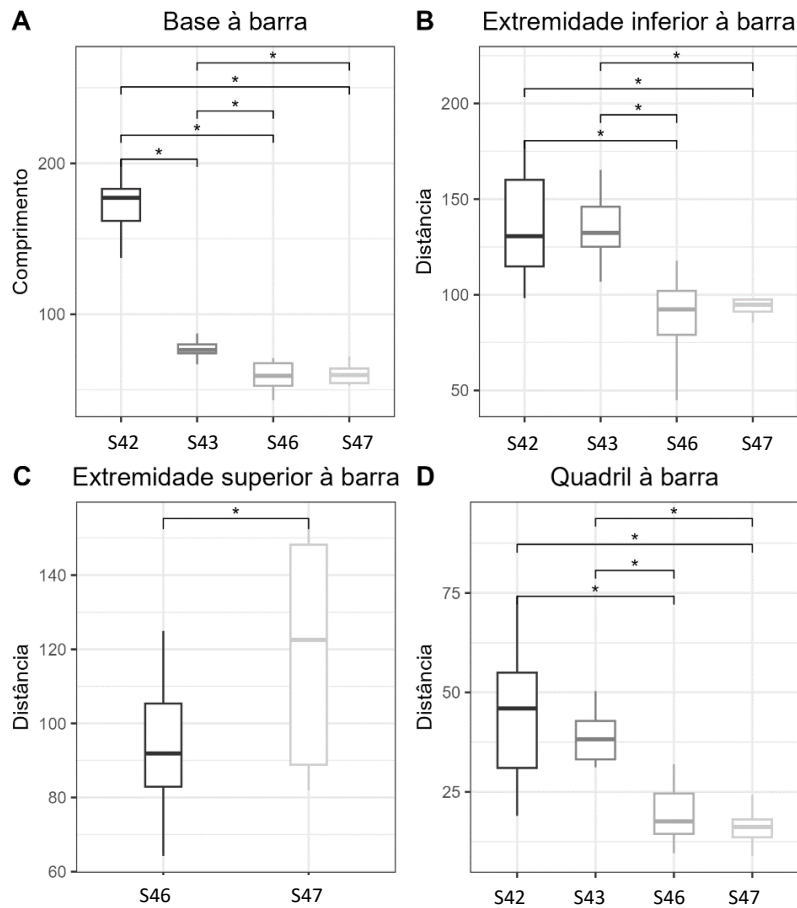
O tamanho da base de apoio do corpo em relação à barra é significativamente maior para o elemento S42 em comparação aos demais elementos (p-valor = 0,00) para todos os pares de comparação) e para o elemento S43 em comparação aos elementos S46 e S47 (p-valor = 0,001 e p-valor = 0, respectivamente) (Figura 24 – A).

A distância da extremidade inferior à barra é significativamente maior nos elementos S42 em comparação aos elementos S46 e S47 (p-valor = 0,001 e p-valor = 0, respectivamente) e também no elemento S43 em comparação aos elementos S46 e S47 (p-valor = 0 para ambos os pares comparados) (Figura 24 – B).

A distância da extremidade superior à barra, medida existente apenas para os elementos S46 e S47, foi significativamente maior para o elemento S47 (p-valor 0,05) (Figura 24 – C).

A distância do quadril à barra foi significativamente maior para os elementos S42 em comparação aos elementos S46 e S47 (p-valor = 0,001 e p-valor = 0, respectivamente) e também no elemento S43 em comparação aos elementos S46 e S47 (p-valor = 0, respectivamente) (Figura 24 – D).

Figura 24: Comparação dos valores cinemáticos (cm) de comprimento da base de apoio na barra (A), distância da extremidade inferior do corpo à barra (B), distância da extremidade superior do corpo à barra (C) e distância do quadril à barra (D) nos elementos de força de *Pole Sports*: S42, S43, S46 e S47. * significativamente diferentes.

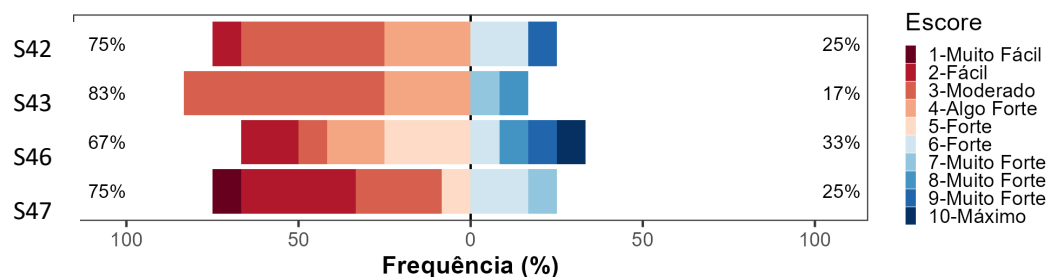


Fonte: Elaboração própria.

5.5 PSE

Segundo o modelo proposto por Foster et al (2001), a frequência dos escores da Escala de Percepção Subjetiva de Esforço para os elementos S42, S43, S46 e S47 está representada na Figura 25.

Figura 25: Frequência dos escores da Escala de Percepção Subjetiva de Esforço (%) para os elementos S42, S43, S46 e S47.



Fonte: Elaboração própria.

No geral, não houve uma concordância entre as voluntárias do estudo em termos de percepção subjetiva do esforço nos exercícios ($\kappa = 0,02$; $p\text{-valor} = 0,52$). Além disso, as análises individuais dos escores apresentaram um resultado similar, sugerindo, portanto, que também não houve concordância entre as participantes em termos do nível de esforço (muito fácil a máximo).

6. DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar biomecanicamente a execução de quatro exercícios classificados como elementos de força e agrupados com valor técnico de +0,5 pelo Código de Pontos da IPSF. Esta avaliação biomecânica ocorreu pela comparação do sinal EMG dos músculos BB, TB, RA, OE, EE, RF e ST e análise cinemática da distância de pontos anatômicos específicos ao ponto de apoio (a própria barra de Pole Dance). Os principais resultados apontam que existem diferenças de demandas do sistema neuromuscular entre os exercícios analisados, no qual o exercício S43 (*Flag Grip Side Passé*) apresentou diferenças significativas com relação ao pico de RMSn para as três regiões do corpo: membros superiores, core e membros inferiores, além de apresentar diferenças significativas para as variáveis cinemáticas de distância da extremidade inferior à barra e tamanho da base de apoio.

Membros Superiores

O músculo BB apresentou picos de sinais EMG significativamente maiores para os exercícios S42 e S43, *Butterfly Reverse Extension* e *Flag Grip Side Passé*, respectivamente, em relação aos demais exercícios. Quanto ao músculo TB, os picos de sinais EMG foram significativamente maiores para o exercício S43, em comparação aos exercícios S46 e S47, *HipHold Half Split* e *Superpassé*, e para o exercício S42 e S47 em comparação ao exercício S46. Ao analisar os tipos de pegadas e travas é possível perceber que, para os dois exercícios em destaque, S42 e S43, o contato com a barra é realizado, em sua maioria, pelos membros superiores.

Sousa (1998) ao analisar a atividade eletromiográfica dos músculos flexores e extensores do cotovelo, em exercícios de flexão e extensão, livre ou com cargas (4kg e 10kg), com antebraço em posição de supinação ou pronação, chamou a atenção para o fato de que independente da posição do antebraço, quando realizado com carga, os músculos agonistas apresentam maiores ativações EMG. Os dados mencionados a respeito das ativações dos músculos BB e TB concordam com os resultados de Sousa (1998), uma vez que, analisando o exercício S42, por exemplo, suas pegadas tendem: uma, supinada, a empurrar o corpo para longe da barra (a pegada de baixo) e outra (a pegada de cima), pronada, a impedir que o corpo, invertido, desalinhe e assim permaneça com a trava de calcanhar. Ou seja, ambas as pegadas tendem a manter o exercício, sendo que a pegada de baixo tende a realizar maior esforço em extensão (empurrar), enquanto que a trava de cima tende a realizar maior esforço

em flexão (puxar). Ao analisar o exercício S43, por sua vez, suas pegadas, ambas supinadas, também tendem a manter o grau de flexão do cotovelo, ocasionando grandes níveis de ativações de ambas as musculaturas.

Quanto aos níveis de atividade EMG, baseado na classificação de Escamilla et al (2010): Baixa (0% - 20% CIVM), Moderada (21% - 40% CIVM), Alta (41% - 60% CIVM), e Muito Alta (acima de 60% CIVM), os exercícios em destaque seguem sendo o S42 e o S43, com classificações alta e muito alta, respectivamente, para ambos os músculos. Os exercícios S46 e S47 permaneceram com classificações baixa (para ambos os músculos) e baixa para BB e moderada para TB, respectivamente.

Os resultados da co-contração dos músculos do membro superior não apresentaram diferenças significativamente estatísticas, porém chama-se a atenção para o exercício S43, que manteve seus níveis de co-contração por volta dos 70%. Como Jordan (2022) reiterou em seu estudo a respeito da co-contração dos músculos do core, a cooperação entre músculos agonistas, antagonistas e até mesmo sinergistas pode melhorar a estabilidade articular e a diminuição de dor secundária a desequilíbrios musculares. Nesse caso, sugere-se que os exercícios S42, S43 e S46, tendem a oferecer maiores cooperações musculares e, consequentemente, maior estabilidade para a articulação do cotovelo (maiores que 50%), do que o exercício S47 (em torno de 38%).

Por fim, a análise cinemática corrobora os dados discutidos acima, uma vez que seus resultados apontaram que os exercícios S42 e S43 possuem parâmetros cinemáticos como tamanho da base de apoio, distância do quadril à barra e distância dos membros inferiores à barra significativamente maiores do que os exercícios S46 e S47. Apesar do tamanho da base de apoio para a realização do exercício S42 ser significativamente maior do que dos demais exercícios, como nele e no exercício S43, a extremidade inferior do corpo tende a assumir maiores distâncias do apoio, seus braços de resistência aumentam. Tal fato exige mais das travas e pegadas, que estão intimamente ligadas aos membros superiores nesses dois casos.

Core

Os resultados indicaram maior ativação do músculo RA no exercício S46, além de um pico superior no exercício S43 em relação ao S42 e S47. No músculo OE, os exercícios S43 e S46 apresentaram maior atividade comparados ao S42 e S47. Para o músculo EE, a ativação foi mais elevada no S43, enquanto os exercícios S42 e S47 tiveram picos superiores ao S46. Esses resultados corroboram os achados de Teixeira et al. (2024) e Cinti et al. (2024), que analisaram a influência das diferentes posições (vertical, horizontal e invertida) em

exercícios de Pole Dance com travas de coxa e joelho. Teixeira et al. (2024) ressaltaram que, na posição horizontal (Seat Prancha), a presença de uma pegada pode ter sido determinante para a estabilização do *core*, justificando a ausência de valores significativamente mais elevados em comparação às posições vertical e invertida.

Este estudo corrobora a hipótese do estudo de Teixeira et al. (2024), pois o exercício S46, ao estabilizar-se pelas travas de cintura e coxa, formando uma linha em diagonal, apresentou maiores picos de ativação EMG para os músculos RA e OE. Enquanto que o exercício S43, afim de contrabalancear o torque gerado pelo braço de alavanca na parte inferior do corpo por meio da estabilização do tronco, exemplifica a afirmação de Moore e Dalley (2011) de que, unilateralmente, o EE tem participação ativa neste movimento, pois os picos de atividade EMG deste músculo, para este exercício, foram significativamente maiores do que para os demais exercícios.

Quanto aos níveis de atividade EMG, baseado na classificação de Escamilla et al (2010), os maiores níveis de ativação foram os exercícios S43 e S46. Suas ativações contemplaram as faixas moderada e muito alta para RA, ambas altas para OE e muito alta e baixa para EE, respectivamente. Os demais, S42 e S46 apresentaram demandas moderada e alta para EE, respectivamente.

Os resultados da co-contração dos músculos do core apresentaram diferenças significativamente estatísticas para RA/EE e OE/EE. No que diz respeito à primeira relação de co-contração, os exercícios S42 e S43 apresentaram demandas maiores que o exercício S46. Já na segunda, todos os exercícios apresentaram demandas de co-contração maiores que o exercício S46.

A co-contração está relacionada com aumento concomitante de atividade de mm. antagonistas (JORDAN, 2022), o que não foi observado no exercício S46. Em virtude da maior instabilidade do core e ausência de pegadas manuais e travas, esse exercício produziu maior atividade EMG de Mm. abdominais e baixo sinal de músculos antagonistas (EE), gerando menores valores de co-contração em relação aos demais exercícios.

Por fim, a análise cinemática corrobora os exercícios em destaque (S43 e S46) com relação à região do *core*. Apesar do S43 ser o exercício com a segunda maior base de apoio, suas pegadas e travas não são centrais (cintura e coxa), o que acarreta um maior braço de alavanca para o exercício em geral, como discutido na seção do membro superior. O que chama a atenção, é que estes dois exercícios, possuem pelo menos uma das extremidades soltas: membros inferiores soltos no exercício S43 e membros inferiores e superiores soltos no S46, o que justifica a maior ativação das musculaturas do *core* para a realização do

exercício.

Membros inferiores

O músculo RF apresentou picos de sinais EMG significativamente maiores para os exercícios S43, em comparação aos exercícios S42 e S47 e para o exercício S46 com relação ao exercício S42. Quanto ao músculo ST, os picos de sinais EMG foram significativamente maiores para o exercício S43 em comparação ao exercício S47. Souza (2012) em sua análise eletromiográfica de RA e RF durante a execução de dois exercícios do método pilates, correlacionou a diminuição da ativação do RF com o grau de flexão do quadril, sugerindo então que quanto mais verticalizadas as pernas estivessem, menores seriam os graus de ativação desse músculo.

No caso do atual estudo, o exercício S43 tinha como intenção para a realização do exercício não só a flexão lateral do tronco, mas a permanência da perna superior alinhada ao tronco, horizontalmente, forçando a extensão do joelho e o movimento de abdução, pois o membro tende a cair/aduzir. Para os exercícios S42 e S47, pela posição invertida, a própria força da gravidade auxilia na manutenção do exercício, e o membro inferior estendido se torna mais inclinado quando comparado ao exercício S43, o que pode vir a ser o motivo das diferenças significativas apontadas na análise desse músculo.

Lunnen et al. (1981), ao analisarem como o grau de flexão da articulação do quadril influenciava a atividade EMG do grupo de músculos posteriores da coxa, concluíram que, à exceção da cabeça longa do mm. Bíceps Femoral, a atividade eletromiográfica dos outros músculos isquiotibiais diminui à medida em que o grau de flexão do quadril aumenta, ou seja, quando alongado o músculo tende a diminuir sua atividade eletromiográfica. Tal fenômeno é observado neste estudo, uma vez que o exercício S43 mantém o quadril em posição de leve hiperextensão, encurtando o comprimento do músculo ST e registrando ativações EMG significativamente maiores que o exercício S47, que apresenta em sua execução uma leve flexão de quadril, alongando parcialmente o músculo ST.

Quanto aos níveis de atividade EMG (Escamilla et al., 2010) do músculo ST, o exercício S43 foi classificado como intensidade de nível alta, os exercícios S42 e S46 nível moderada e o exercício S47 nível baixo. Para o RF, todos os exercícios apresentaram intensidades de nível baixas.

Os resultados da co-contração dos músculos do membro inferior não apresentaram diferenças significativamente estatísticas. Todos os quatro exercícios tiveram porcentagens de co-contração similares, em torno de 35-40%. Portanto, todos tendem a oferecer

estabilidades semelhantes quanto às articulações dos membros inferiores (JORDAN, 2022).

Por fim, quanto à análise cinemática, sugere-se novamente que o exercício S43 apresentou resultados mais expressivos devido ao maior braço de alavanca, ocasionado pela distância do membro inferior à barra e à posição do exercício. Cabe ressaltar também que, apesar do exercício S42 apresentar maiores valores de distância do membro inferior à barra comparado ao exercício S46, este último, possivelmente, apresentou valores de demanda do sistema neuromuscular maiores devido ao fato de que suas travas são voltadas para os membros inferiores, além de que sua área de contato com a barra é significativamente menor.

Aplicação prática e limitações

Compreender o padrão de ativação muscular é de suma importância tanto para os profissionais da área que buscam o desenvolvimento de seus programas de treino quanto para os técnicos, árbitros e dirigentes das federações esportivas de *Pole Sports* que auxiliam na elaboração do Código de Pontos para Campeonatos de *Pole Sports*.

Os exercícios analisados demonstraram diferenças em termos de ativação neuromuscular, fator intrínseco às funções musculares e à cinemática, enquanto número de travas, distâncias dos pontos anatômicos do eixo de apoio e também a posição do corpo em relação aos hemisférios da barra. Tais achados podem contribuir para aprimorar o Código de Pontos do Campeonatos de *Pole Sports*, embasado em critérios científicos, e também nortear técnicos desportivos de *Pole Sports* e professores de *Pole Dance* na elaboração e prescrição de treinamentos e suas progressões em níveis de intensidade.

Os resultados relacionados à co-contração, que refere-se à capacidade da própria musculatura em estabilizar a articulação através de ativações musculares simultâneas e coordenadas a fim de manter a biomecânica articular (JORDAN, 2022), apresentaram diferenças significativas apenas para as musculaturas do core, corroborando com os achados de Cinti et al. (2024) e Teixeira et al. (2024), pois indicam que exercícios de *Pole Dance* e/ou *Pole Sports*, podem ser opções relevantes na prescrição e planejamento de treinamentos que visem a melhora de quadros de instabilidade articular da coluna, especialmente da região lombar.

No que diz respeito à PSE, em geral, as participantes não concordaram em temos de níveis de esforço para os exercícios analisados. Acredita-se que essa falta de concordância se deve à familiaridade individual de cada voluntária com relação às travas de cada exercício, tendo em vista a variabilidade delas de um para o outro. Fatores importantes devem ser analisados com relação à PSE como, por exemplo, confiança individual em cada tipo de

trava ou pegada, sensibilidade à dor, principalmente em áreas de grande contato como cintura e coxa, evidenciado pelos maiores valores de PSE para o exercício S46, além de diferentes demandas do sistema neuromuscular.

Portanto, os princípios do treinamento desportivo conhecidos como individualidade biológica e variabilidade devem ser considerados durante o treinamento de atletas de *Pole Sports*. O princípio da individualidade biológica chama a atenção para a prescrição de treinamentos de maneira individualizada, a fim de potencializar os resultados dos atletas, desenvolvendo e respeitando suas dificuldades e limitações. Já o princípio da variabilidade não só prepara os atletas para as mais diversas exigências durante as realizações dos exercícios, mas também motivam, aumentam o desempenho e o bem estar psicológico deles (Bompa, 2001).

Este é o primeiro estudo a demonstrar as comparações da atividade eletromiográfica simultânea dos músculos que compõem as diferentes partes do corpo – membro superior, *core* e membro inferior, durante a execução de exercícios voltados ao *Pole Sports*, porém algumas limitações foram observadas. Devido ao fato de que em Uberlândia não existem equipes competidores de *Pole Sports*, foi necessário alterar a amostra para alunas da categoria de *Pole Dance*, ou seja, praticantes não competitivas da modalidade. O critério de exclusão que contemplava tempo mínimo de treino de 1 ano e que já realizassem treinos em nível avançado foi estabelecido justamente para amenizar essa limitação, aproximando ao máximo a realidade dessas voluntárias da realidade de atletas de *Pole Sports*. Outra limitação é a escassa literatura sobre o *Pole Sports* e até mesmo o *Pole Dance*, que dificulta o embasamento e comparação a respeito dos resultados com outras pesquisas.

Sugere-se que novos estudos sejam realizados, analisando mais elementos do Código de Pontos, como elementos semelhantes classificados em diferentes grupos de valores técnicos, por exemplo. Além disso, sugere-se também que, se possível, os próximos estudos sejam realizados com voluntárias que pratiquem o *Pole Dance* em sua vertente competitiva, ou seja, atletas de *Pole Sports*.

7. CONCLUSÃO

Conclui-se que os quatros exercícios analisados (*Butterfly Reverse Extension*, *Flap Grip Side Passé*, *Hip Hold Half Splip* e *Superpassé*), classificados como elementos de força e pertencentes ao grupo de valor técnico +0,5, não são semelhantes em níveis de ativação do sistema neuromuscular e demandas cinemáticas. Portanto, questiona-se a classificação do elemento S43 no grupo de valor técnico +0,5, e, por fim, confirma-se a hipótese de que o atual Código de Pontos para Campeonatos de *Pole Sports* carece de aprimoramentos técnicos-científicos a fim de robustecer suas próximas versões.

8. REFERÊNCIAS

- ABDON, J. R. S. Desmistificando o Pole Dance: uma narrativa. TCC Centro Universitário do Planalto Central Aparecido dos Santos. Brasília, DF. 2020. Disponível em: https://dspace.uniceplac.edu.br/bitstream/123456789/704/1/Joelma%20Ribeiro%20de%20So%20Adson_0006840.pdf
- 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).
- Bompa, T. O. *Periodização No Treinamento Esportivo*. Manole (2001).
- BORG, G. A. V. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med. Sci. Sports Exerc.* 14, 377–381 (1982). Disponível em: <https://doi.org/10.1249/00005768-198205000-00012>
- Brown, L. E. *Treinamento de força*. (Manole, 2008).
- CABRAL, A. M. et al. On the effect of vibrotactile stimulation in Essential Tremor. *Healthcare* (Basel, Switzerland), v. 12, n. 4, p. 448, 2024. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/healthcare12040448>
- CINTI, D. T. R. et al. “Electromyographic analysis of core muscle activity during pole dance movements using the knee lock”. *Journal of Physical Education and Sport*, vol. 24, no. 6, pp. 1542-1550, June 2024. Disponível em: <https://efsupit.ro/images/stories/june2024/Art%20174.pdf>
- CHOI, Jung-Hoon; KIM, Da-Eun; CYNN, Heon-Seock. Comparison of trunk muscle activity between traditional plank exercise and plank exercise with isometric contraction of ankle muscles in subjects with chronic low back pain. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 35, n. 9, p. 2407-2413, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003188>

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>

DIAS, A. R. L. et al. Women pole dance athletes present morphofunctional left ventricular adaptations and greater physical fitness. Science & sports, v. 37, n. 7, p. 595–602, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2022.02.002>

ESCAMILLA, R. F. et al. Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. The Journal of orthopaedic and sports physical therapy, v. 40, n. 5, p. 265–276, 2010. Disponível em: <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2010.3073>

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. et al. 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-VAQUERO, M. P. et al. Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, v. 22, n. 3, p. 398–406, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.02.017>

GREGORIO, F. C. et al. 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/S46600-019- 00039-6>

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, v. 10, n. 5, p. 361–374, 2000. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)

HIBBS, A. E. et al. Peak and average rectified EMG measures: Which method of data reduction should be used for assessing core training exercises? *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, v. 21, n. 1, p. 102–111, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.06.001>

IGNATOGLU, D. et al. Pole dancing-specific muscle strength: Development and reliability of a novel assessment protocol. *Methods and protocols*, v. 7, n. 3, p. 44, 2024. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/mps7030044>

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

JORDAN, S. L. et al. 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>

KONRAD, P. *The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological Electromyography*. Boston Noraxon EMG and Sensor Systems, 2006.

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*, 1(1): 30-35, (1997). Disponível em: <https://journals.lww.com/acsmhealthfitness/Citation/1997/01000>

LUNNEN, J. D.; YACK, J.; LEVEAU, B. F. Relationship between muscle length, muscle activity, and torque of the hamstring muscles. *Physical therapy*, v. 61, n. 2, p. 190–195, 1981.

Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7465621/>

MAEO, S., TAKAHASHI, T., KANEHISA, H. Trunk Muscle Activities During Abdominal Bracing: Comparison Among Muscles and Exercises Methods Subjects. 467–474 (2012).

Disponível em: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3772590/>

MARTUSCELLO, J. M. et al. 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>

MOORE, Keith L.; DALLEY, Arthur F.; AGUR, Anne M.R. Anatomia Orientada para a Clínica. 9ª ed., 2024. Guanabara Koogan.

MULASI, U., KUCHNIA, A. J., COLE, A. J., EARTHMAN, C. P. Bioimpedance at the Bedside. Nutr. Clin. Pract. 30, 180–193 (2015). Disponível em: <https://doi.org/10.1177/0884533614568155>

NAVES JUNIOR, J. D. Atividade eletromiográfica de músculos do core e reto femoral no exercício abdominal tradicional e com equipamento Ab Max Genis®. 2024. 57 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2024. Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2024.409>

NAWROCKA A, et al. Effects of exercise training experience on hand grip strength, body composition and postural stability in fitness pole dancers. J Sports Med Phys Fitness. Setembro de 2017 ;57(9):1098-1103. 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. 2024. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.21203/rs.3.rs-3990731/v1>

NICHOLAS, J. C. et al. 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>

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>

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

ROSIN, R. et al. 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. et al. Physical and physiological demands in women pole dance: a single case study. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, v. 57, n. 4, 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. [s.l.] EDUFU - Editora da Universidade Federal de Uberlândia, 2021. Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2020.787>

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>

SILVA, P. Análise do sinal eletromiográfico, força e variabilidade da frequência cardíaca em cuidadores do SAD-HC/UFU, antes a após uma jornada de trabalho. [s.l.] EDUFU - Editora da Universidade Federal de Uberlândia, 2023. Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2022.633>

SOUSA, G. C. Estudo eletromiográfica da ação simultânea de músculos flexores e extensores do antebraço pronado e supinado, em diferentes cargas e ângulos. Tese de Doutorado.

Universidade Estadual de Campinas. Piracicaba, 1998. Disponível em: <https://doi.org/10.47749/T/UNICAMP.1998.129992>

SOUZA, E. F. DE et al. 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://www.scielo.br/j/rbme/a/tTKbZzWhDXsXmjVMRTBTWVm/>

SURFACE ELECTROMYOGRAPHY FOR THE NON-INVASIVE ASSESSMENT OS MUSCLES (SENIAM). Disponível em: <https://www.seniam.org>

TAN, S. et al. Investigation of core muscle function through electromyography activities in healthy young men. Journal of exercise physiology online, v. 16, n. 1, p. 45–52, 2013. Disponível em: <https://research.usq.edu.au/item/q1zxq/investigation-of-core-muscle-function-through-electromyography-activities-in-healthy-young-men>

TEIXEIRA, J. C. et al. 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>

TEIXEIRA, J. C. Atividade eletromiográfica dos músculos reto do abdome e eretor de espinha em exercícios isométricos de pole dance com travas de coxa. 2022. 20 f. Trabalho de Conclusão de curso (Graduação em Educação Física) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2022. Disponível em: <https://repositorio.ufu.br/handle/123456789/35816>

VERA-GARCIA, F. J.; MORESIDE, J. M.; MCGILL, S. M. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, v. 20, n. 1, p. 10–16, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.03.010>

YOUDAS, J. W. et al. 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>