



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

**AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DE
MÚSCULOS DO CORE NO EXERCÍCIO PRANCHA
VENTRAL ATÉ A EXAUSTÃO COM E SEM EXERGAME
PLANKPAD**

FELIPE RODRIGUES ALVES SANTOS

UBERLÂNDIA – MINAS GERAIS
2026

FELIPE RODRIGUES ALVES SANTOS

**AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DE
MÚSCULOS DO CORE NO EXERCÍCIO PRANCHA
VENTRAL ATÉ A EXAUSTÃO COM E SEM EXERGAME
PLANKPAD**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação
em Engenharia Biomédica da Universidade
Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos
para obtenção do título de Doutor em Ciências

Orientador: Prof. Dr. Frederico Balbino Lizardo

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

S237 Santos, Felipe Rodrigues Alves, 1995-
2026 AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DE MÚSCULOS
DO CORE NO EXERCÍCIO PRANCHA VENTRAL ATÉ A EXAUSTÃO
COM E SEM EXERGAME PLANKPAD [recurso eletrônico] / Felipe
Rodrigues Alves Santos. - 2026.

Orientador: Frederico Balbino Lizardo.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Doutorado em Engenharia Biomédica.

Modo de acesso: Internet.

DOI <http://doi.org/10.14393/ufu.te.2026.372>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

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

CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091

Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Biomédica

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

Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppggeb.feelt.ufu.br - ppegb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Tese, 021, PPGEB				
Data:	quatro de maio de dois mil e vinte e seis	Hora de início:	14:00	Hora de encerramento:	17:40
Matrícula do Discente:	12123EBI003				
Nome do Discente:	Felipe Rodrigues Alves Santos				
Título do Trabalho:	Avaliação da atividade eletromiográfica de músculos do core no exercício prancha ventral até a exaustão com e sem exergame Plankpad				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Engenharia de Reabilitação e Biomecânica				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Efeitos de exergame na atividade eletromiográfica de músculos do core durante o exercício prancha ventral até a exaustão em voluntários com e sem lombalgia				

Reuniu-se no Auditório 4G, Campus Umuarama, da Universidade Federal de Uberlândia, e Link da videochamada: <https://teams.microsoft.com/meet/26848457710363?p=fNP7BJcaZBfKlgKFVt>

(FORMATO HÍBRIDO), a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Adriano Alves Pereira - PPGEB/UFU; Gilmar da Cunha Sousa - ICBIM/UFU; Anselmo Alves de Oliveira - UNIARAXA; Romeu Paulo Martins Silva - UFCAT; Frederico Balbino Lizardo - PPGEB/UFU orientador do candidato.

Iniciando os trabalhos o presidente da mesa, Dr. Frederico Balbino Lizardo, 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 Doutor.

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

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



Documento assinado eletronicamente por **Frederico Balbino Lizardo, Professor(a) do Magistério Superior**, em 04/05/2026, às 21:19, 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 **Romeu Paulo Martins Silva, Usuário Externo**, em 05/05/2026, às 08:13, 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 **Adriano Alves Pereira, Professor(a) do Magistério Superior**, em 05/05/2026, às 10:10, 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 **Gilmar da Cunha Sousa, Usuário Externo**, em 05/05/2026, às 14:39, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Anselmo Alves de Oliveira, Usuário Externo**, em 05/05/2026, às 22:24, 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 **7276819** e o código CRC **6B48E980**.

*Dedico à minha esposa, Andreia, à minha
filha, Melina, e a toda minha família e
amigos.*

AGRADECIMENTOS

Ao meu amigo e Professor Dr. **Frederico Lizardo Balbino**, meu orientador, minha gratidão por me direcionar neste trabalho com tanta competência e paciência. Obrigado por acreditar em mim, por abraçar este desafio e por estar sempre disponível. Suas orientações, conselhos e sugestões, que são sempre certeiras, foram fundamentais para minha formação desde a graduação até o doutorado.

Um agradecimento especial ao meu amigo e Professor **Dr. Gilmar da Cunha Sousa**, por me apoiar em todas as fases da minha trajetória acadêmica. Jamais esquecerei seu esforço para que realizássemos a minha primeira iniciação científica. É com imenso orgulho e satisfação que registro que este trabalho foi construído dentro do Laboratório de Eletromiografia e Posturografia – Gilmar da Cunha Sousa (LABEP). Sou eternamente grato por tudo que fez por mim.

Ao Professor **Adriano Alves Pereira**, muito obrigado por ter acreditado desde o início, abrindo as portas da pós-graduação. Nos apoiou com humildade e esteve sempre presente nessa caminhada.

Ao Professor, Mestre **Franciel**, grande parceiro no LABEP e companheiro de trabalho na UNIPAC – Uberlândia, por todos os seus repetidos e incansáveis ensinamentos. Obrigado por toda sua disposição em me ajudar, desde o início da minha graduação com o grupo AFRID, no meu TCC, na minha dissertação e agora no doutorado. Você foi muito importante durante todo o processo da minha formação acadêmica.

Aos meus parceiros de laboratório do grupo de pós-graduação orientados pelo Prof. Dr. **Thiago e Dr. Frederico** em especial, ao **Fábio e José Duarte**. Aos meus colegas de trabalho do Laboratório de Anatomia da UFU, **Igor, Lázaro e Tábatha**. Vocês foram essenciais durante todo o processo de coleta de dados, com a experiência de cada um e muita paciência para me auxiliar, fizeram esse processo ser desenvolvido com qualidade.

A minha esposa **Andreia**, caminhou ao meu lado durante toda essa jornada com muito amor, motivação e compreensão. Sua paciência nos momentos mais difíceis e sua celebração em cada conquista foi essencial para chegar até aqui. E foi ao seu lado que vivi a maior alegria de nossas vidas: o nascimento da nossa filha, **Melina**. Vocês duas são a minha maior razão para nunca desistir.

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

Agradeço meus pais, **Lucimar e Marlucia**, pelo eterno amor e paciência durante esse ciclo da minha vida. Sou eternamente grato pela vida de você. Vocês são o meu alicerce.

Gratidão aos meus irmãos **Ana Luiza, Gabriel, Marina e Ellen** por todo apoio, conversas carregadas de conselhos e estratégias sobre os planejamentos de nossas vidas para um futuro melhor para nós.

Aos meus amigos **Lucas e Rosângela** que se empenharam ao máximo para trazer a plataforma de equilíbrio da Alemanha. Meu muito obrigado, vocês foram essenciais nesse processo.

À **Universidade Federal de Uberlândia, à Faculdade de Engenharia Elétrica, o Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica e Instituto de Ciências Biomédicas**, por me possibilitar estrutura e ensino de qualidade. Muito obrigado.

“Educar não é ensinar as respostas. Educar é ensinar a pensar”.

Rubem Alves

RESUMO

O treinamento do core desempenha um papel importante na qualidade de vida, especialmente na redução da prevalência da lombalgia. Recentemente, foram desenvolvidos exergames, como o Plankpad, para melhorar a adesão a programas de treinamento físico e reabilitação, focados no fortalecimento dos músculos do *core*. No entanto, não foram encontrados estudos que analisem a atividade eletromiográfica (EMG) durante exercícios de prancha ventral (PV) com e sem exergame, incluindo a análise nos domínios do tempo e da frequência, bem como a co-contracção muscular. O objetivo deste estudo foi investigar os efeitos da utilização da plataforma de equilíbrio Plankpad, durante a execução do exercício de PV no solo e com e sem o uso do exergame *fruit splicer*, até a exaustão, avaliados por meio da EMG de músculos do *core* e PSE. Participaram 15 homens jovens, saudáveis e fisicamente ativos, sem histórico de lombalgia. Os participantes realizaram o exercício PV até a exaustão em cinco condições: solo (PVSO), plataforma Plankpad sem jogo (PVPP), e plataforma Plankpad com o jogo *Fruit Splicer* no nível fácil (PVNF), médio (PVNM) e difícil (PVND). Foram coletados sinais EMG dos músculos reto do abdome (RA), oblíquo externo do abdome (OE), oblíquo interno do abdome (OI), eretor da espinha (EE) e multífido (MU), além do tempo de exaustão e da percepção subjetiva de esforço (PSE). Os resultados demonstraram aumento progressivo do RMS e redução da F50 ao longo do tempo em todos os exercícios, indicando fadiga neuromuscular periférica, sem diferenças significativas entre as cinco condições para a maioria dos parâmetros. A co-contracção local (OI/MU) foi significativamente maior no PVPP em comparação ao PVNF, e reduziu-se com a fadiga em todos os exercícios. O tempo de exaustão e a PSE foram semelhantes entre as condições. As correlações entre PSE e os parâmetros EMG foram de fracas a moderadas. Conclui-se que o exergame Plankpad, nos níveis fácil, médio e difícil, não aumenta a ativação eletromiográfica, a fadiga espectral, o tempo de exaustão ou a PSE em comparação à PVSO, em homens jovens saudáveis e treinados.

Palavras-chave: video game ativo, fadiga eletromiográfica, co-contracção, biomecânica.

ABSTRACT

Core training plays an important role in quality of life, especially in reducing the prevalence of low back pain. Recently, exergames such as Plankpad have been developed to improve adherence to physical training and rehabilitation programs focused on core muscle strengthening. However, no studies have analyzed electromyographic (EMG) activity during the ventral plank (VP) exercise with and without exergame, including time-domain and frequency-domain analysis as well as muscle co-contraction. This study aimed to investigate the effects of incorporating the Plankpad exergame on core muscle EMG activity during the VP exercise until exhaustion. Fifteen young, healthy, physically active men with no history of low back pain participated. Participants performed the VP exercise until exhaustion under five conditions: stable ground (VP-GR), Plankpad platform without game (VP-PP), and Plankpad platform with the Fruit Splicer game at easy (VP-EA), medium (VP-ME), and hard (VP-HA) levels. EMG signals were collected from the rectus abdominis (RA), external oblique (EO), internal oblique (IO), erector spinae (ES), and multifidus (MU) muscles, along with time to exhaustion and rating of perceived exertion (RPE). Results showed progressive increases in RMS and decreases in median frequency (MF) over time in all exercises, indicating peripheral neuromuscular fatigue, with no significant differences among the five conditions for most parameters. Local co-contraction (IO/MU) was significantly higher in VP-PP compared to VP-EA and decreased with fatigue across all exercises. Time to exhaustion and RPE were similar among conditions. Correlations between RPE and EMG parameters were weak to moderate. We conclude that the Plankpad exergame, at easy, medium, and hard levels, does not increase electromyographic activation, spectral fatigue, time to exhaustion, or RPE compared to traditional plank exercise in young healthy trained men.

Keywords: active video game; electromyography; core stability; neuromuscular fatigue.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 – Posicionamento dos eletrodos para os músculos do core: (A) Vista anterior: (1) Reto do abdome, (2) Oblíquo externo do abdome, (3) Oblíquo interno do abdome, (4) eletrodo referência na espinha íliaca ântero-superior; (B) Vista posterior: (5) Ereter da espinha e (6) Multífido..... p. 34
- Figura 2 – Delineamento experimental p. 37
- Figura 3 – Teste de contração isométrica voluntária máxima de flexão de tronco p. 39
- Figura 4 – Teste de contração isométrica voluntária máxima de flexão lateral do tronco p. 39
- Figura 5 – Teste de contração isométrica voluntária máxima de extensão de tronco p. 40
- Figura 6 – Plataforma de equilíbrio Plankpad com smartphone posicionado ao centro e aplicativo Plankpad aberto. Posição da escala de percepção de esforço em frente à plataforma de equilíbrio..... p. 41
- Figura 7 – Exercício de prancha ventral com estabilidade normal no solo..... p. 42
- Figura 8 – Exercício de prancha ventral com instabilidade na plataforma de equilíbrio com exergame..... p. 42
- Figura 9 – Escala CR10 de Borg (1982) modificada por Foster et al. (2001)..... p. 45
- Figura 10 – Exemplo de sinal eletromiográfico bruto do músculo reto do abdome durante uma Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM), com indicação da janela de análise para extração do pico de amplitude p. 46
- Figura 11 – Demonstração do modelo de janelamento de cinco segundos no início (entre 5 e 10 s), no meio (50% do sinal) e no final (100% do sinal) para um exercício de estabilização até a exaustão p. 46
- Figura 12 – (A) Tempo até a exaustão em segundos nos cinco exercícios de prancha ventral; (B) Pontuação obtida no exergame durante os três exercícios com jogo p. 50
- Figura 13 – Percepção subjetiva de esforço (PSE) ao longo do ciclo do tempo até a exaustão (%) para os cinco exercícios de prancha ventral p. 51
- Figura 14 – Valores de RMSn (%) dos músculos abdominais (reto do abdome: RA; oblíquo externo

do abdome: OE; oblíquo interno do abdome: OI) nas diferentes etapas e exercícios de estabilização.....	p. 53
Figura 15 – Valores de RMSn (%) dos músculos paravertebrais (erector da espinha: EE; multífido: MU) nas diferentes etapas e exercícios de estabilização	p. 53
Figura 16 – Valores de frequência mediana bruta (F50 Hz) dos músculos abdominais (RA, OE, OI) nas diferentes etapas e exercícios de estabilização.....	p. 57
Figura 17 – Valores de frequência mediana bruta (F50 Hz) dos músculos paravertebrais (EE, MU) nas diferentes etapas e exercícios de estabilização.....	p. 58
Figura 18 – Razão de co-contração (%) dos músculos RA/EE, OE/EE e OI/MU nas diferentes etapas e exercícios de estabilização.....	p.61

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 – Caracterização da amostra (n=15). Valores expressos em média \pm desvio padrão p. 49
- Tabela 2 – Valores descritivos (média \pm desvio padrão) de PSE para os cinco exercícios em cada percentil do tempo total (10% a 100%) p. 52
- Tabela 3 – Valores médios, desvio padrão e intervalo de confiança (95%) do RMSn para todos os músculos nas diferentes etapas dos exercícios de prancha ventral..... p. 55
- Tabela 4 – RMSn — valores de p (Bonferroni) para comparações entre etapas nos cinco exercícios de prancha ventral..... p. 56
- Tabela 5 – Valores de frequência mediana bruta (Hz) para todos os músculos nas diferentes etapas e exercícios de prancha ventral p. 60
- Tabela 6 – F50 bruta — valores de p (Bonferroni) para comparações entre etapas nos cinco exercícios de prancha ventral p. 60
- Tabela 7 – Valores médios, desvio padrão e intervalo de confiança (95%) da co-contração dos músculos RA/EE, OE/EE e OI/MU nas diferentes etapas dos exercícios de prancha ventral .. p. 62
- Tabela 8 – Análise de regressão linear entre a percepção subjetiva de esforço (PSE) e as variáveis eletromiográficas de superfície (R^2). Dados expressos por músculo e condição experimental p. 63

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

%GC – Percentual de Gordura Corporal

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

ANOVA – Analysis of Variance (Análise de Variância)

BIA – Bioimpedância Elétrica

CEP – Comitê de Ética em Pesquisa

CIVM – Contração Isométrica Voluntária Máxima

CNS – Conselho Nacional de Saúde

CR10 – Category Ratio 10 (Escala de Percepção de Esforço de Borg)

EE – Músculo Ereter da Espinha

EIAS – Espinha Ilíaca Ântero-Superior

EMG – Eletromiografia / Eletromiográfico

ET – Extensão do Tronco

EVA – Escala Visual Analógica

F50 – Frequência Mediana

FLD – Flexão Lateral Direita do Tronco

FLE – Flexão Lateral Esquerda do Tronco

FT – Flexão do Tronco

GLM – General Linear Model (Modelo Linear Geral)

Hz – Hertz

ICC – Intraclass Correlation Coefficient (Coeficiente de Correlação Intraclasse)

IMC – Índice de Massa Corporal

IPAQ – Questionário Internacional de Atividade Física

ISEK – International Society of Electrophysiology and Kinesiology

kgf – Quilograma-Força

LABEP – Laboratório de Eletromiografia Cinesiológica e Posturografia

M. = Músculo

MeSH – Medical Subject Headings

MU – M. Multifido

NIH – National Institutes of Health

OE – M. Oblíquo Externo do Abdome

OI – M. Oblíquo Interno do Abdome

PPGEB – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

PSE – Percepção Subjetiva de Esforço

PV – Prancha Ventral

PVND – Prancha Ventral com Exergame no Nível Difícil

PVNF – Prancha Ventral com Exergame no Nível Fácil

PVNM – Prancha Ventral com Exergame no Nível Médio

PVPP – Prancha Ventral na Plataforma Plankpad (sem exergame)

PVSO – Prancha Ventral no Solo

R² – Coeficiente de Determinação

RA – M. Reto do Abdome

RMS – Root Mean Square (Valor Quadrático Médio do sinal EMG)

RMS_n – Root Mean Square Normalizado (% da CIVM)

RV – Realidade Virtual

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

SPSS – Statistical Package for the Social Sciences

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TRA – M. Transverso do Abdome

UFU – Universidade Federal de Uberlândia

UM – Unidade Motora

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	15
2. OBJETIVOS	18
2.1. Objetivo geral	18
2.2. Objetivos específicos.....	18
3. HIPÓTESES	19
4. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	20
4.1. Core: Conceito e estabilização	20
4.2. Anatomia dos músculos RA, OE, OI, EE e MU.....	21
4.3. Treinamento do core e Eletromiografia	23
4.4. Exergame conceito.....	26
4.4.1. Classificações e variações dos exergames	28
4.4.2. Classificação por objetivo	28
4.4.3. Classificação por tecnologia e plataforma.....	28
4.4.4. Classificação por público-alvo.....	29
4.4.5. Classificação por tipo de atividade	29
4.4.6. Mecanismos de ação e vantagens dos exergames.....	30
4.5. Efeito de exergame na EMG	30
4.7. Exergames e resistência muscular do core: comparações com treinamento convencional	32
5. METODOLOGIA	35
5.1. Caracterização do Estudo.....	35
5.2. População e Amostra	35
5.3. Critérios de inclusão.....	35
5.4. Critérios de exclusão	36
5.5. Coleta do sinal EMG	36
5.6. Posicionamento dos eletrodos.....	37
5.7. Avaliação antropométrica	39
5.8. Procedimentos experimentais.....	39
5.8.1. Primeira sessão	40
5.8.2. Segunda sessão.....	40
5.8.3. Terceira sessão.....	43
5.9. Equipamento de instabilidade.....	44
5.10 Exercícios Executados.....	44
5.11. Exergame	46
5.12. Registro da percepção subjetiva de esforço (PSE)	47
5.13. Análise dos dados	48
5.14. Análise estatística	50
6. RESULTADOS	52
6.1. Caracterização da Amostra	52
6.2. Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC).....	52
6.3. Tempo de execução, pontuação do exergame e Percepção Subjetiva de Esforço.....	52
6.4. RMSn.....	55

6.4.1. Músculos Abdominais	55
6.4.2. Músculos Paravertebrais	56
6.5. Frequência Mediana	59
6.5.1. Músculos Abdominais	59
6.5.2. Músculos Paravertebrais	60
6.6. Co-contração.....	63
6.7. Relação da PSE com eletromiografia	65
7. DISCUSSÃO	67
7.1 RMSn.....	67
7.2 Frequência Mediana	69
7.3 Co-contração.....	73
7.4 Tempo de contração, pontuação, PSE.....	75
7.5 Considerações finais.....	77
8. CONCLUSÃO.....	80
Referências	81
ANEXO I	90
ANEXO II	92
ANEXO III.....	93

1. INTRODUÇÃO

O *core* está relacionado com a região do tronco ou, mais especificamente, a região lombopélvica e é fundamental para a estabilidade postural, transferência de força para os membros superiores e inferiores e prevenção de disfunções como a lombalgia (Behm et al., 2010; Shah; Khatri, 2022). Seu sistema de estabilização é composto pelos subsistemas passivo (ossos, ligamentos e articulações), ativo (músculos locais e globais) e neural, que integra e ajusta as respostas motoras (Behm et al., 2010; Tsartsapakis et al., 2023).

A lombalgia afeta 70-80% da população mundial, frequentemente associada a disfunções musculares e alterações no recrutamento dos músculos do tronco (Aykora; Akar; Eroğlu, 2025; Evangelista; Macedo, 2015). Programas de exercícios de estabilização do tronco visam melhorar o recrutamento e a co-contração muscular (Puntumetakul et al., 2021), no qual o exercício de prancha ventral (PV) é amplamente utilizado em programas de prevenção e reabilitação de lombalgia (Feodoroff; Konstantinidis; Froböse, 2019; Rodríguez-Perea et al., 2025).

Nesse contexto, os exergames - jogos eletrônicos que exigem movimentos corporais - surgem como alternativa promissora para aumentar a adesão e motivação de adultos jovens (Blazhko; Volkov; Marulin, 2025; Panagiotopoulos et al., 2024; Viana et al., 2021). Estudos demonstram que exergames promovem ganhos significativos de força muscular quando comparados com exercícios tradicionais (Shah; Khatri, 2022; Viana et al., 2021).

Diversas populações clínicas têm se beneficiado dos exergames. Da Silva et al. (2023), Bacha et al. (2018) e Ferraz et al. (2018) observaram melhora no controle postural, função motora e qualidade de vida em pacientes com Parkinson após treinamento com exergame, com efeitos similares à fisioterapia convencional. Os exergames podem melhorar condições como obesidade infantil, condicionamento físico, condições neurodegenerativas, reduzir massa corporal e dores no pescoço e na região lombar e também promover o aumento de força (França et al., 2025; Sato et al., 2021). Os exergames podem melhorar as habilidades físicas e motoras; contudo, poucos estudos mostram seu efeito em adultos saudáveis (Vojciechowski et al., 2017).

Recentemente, Sergenti et al. (2024) desenvolveram uma plataforma de equilíbrio para reabilitação que integra exergames, permitindo treinar equilíbrio sem necessidade de sensores corporais, o que amplia as possibilidades de aplicação em diferentes contextos de treinamento. Garske et al. (2022) demonstraram que a incorporação de princípios de design de jogos aumentou o tempo de prática em tarefas de treinamento, reduzindo interrupções por tédio ou frustração.

A plataforma Plankpad (plataforma de equilíbrio com interação de um aplicativo de smartphone que permite o controle de jogos) tem sido empregada para treinamento de *core*, e um jogo utilizado no aplicativo Plankpad é o *Fruit Splicer*. Lee et al. (2021) investigaram a usabilidade do jogo *Fruit Ninja*, e, embora o aplicativo Plankpad utilize o jogo *Fruit Splicer*, a forma de jogar é equivalente ao *Fruit Ninja* (Blazhko; Volkov; Marulin, 2025; Lee et al., 2021). A escolha pelo *Fruit Splicer* em novos protocolos de pesquisa se justifica pela equivalência funcional com o *Fruit Ninja*, pela simplicidade de regras do jogo, curva de aprendizado rápida e elevada capacidade de engajamento, características que favorecem a adesão de adultos jovens saudáveis e permitem avaliar parâmetros neuromusculares (Lee et al., 2021). Revisões sistemáticas recentes destacam a necessidade de mais estudos sobre parâmetros neuromusculares em exergames (Shida; Yagiz; Yamada, 2021; Viana et al., 2021).

A eletromiografia de superfície (EMG) permite avaliar a ativação muscular e a co-contração durante exercícios de estabilização do tronco (Tsartsapakis et al., 2023; Santos et al., 2024a; Santos et al., 2024b). Feodoroff et al. (2019) demonstraram, em indivíduos saudáveis e fisicamente ativos, que o exergame em ambiente de realidade virtual com o dispositivo Icaros, que exige posição do exercício PV, produziu baixo nível de ativação EMG do músculo reto do abdome (RA) e, ao mesmo tempo, uma atividade vigorosa, através da percepção subjetiva de esforço (PSE). Os autores não analisaram o sinal EMG no domínio da frequência, o que constitui uma limitação do estudo.

Através da análise espectral do sinal EMG, pode-se medir a frequência mediana (F50) e o declínio da F50 durante contrações fatigantes, sendo considerada uma medida objetiva da fadiga muscular (Sun et al., 2022; Vera-Garcia; Barbado; Moya, 2014). Além disso, Cruz-Montecinos et al. (2019) demonstraram forte correlação da PSE com a fadiga neuromuscular durante o exercício PV para o músculo RA.

Em virtude das alterações neuromusculares relacionadas com lombalgia, tais como, redução da resistência a fadiga, atrasos na ativação de músculos estabilizadores profundos, e aumento da co-contração de músculos globais (Suehiro et al., 2021; Varrecchia et al., 2022) uma análise EMG do exercício PV até a exaustão associada com exergame na plataforma plankpad, pode fornecer conhecimento sobre o padrão de atividade eletromiográfica no domínio do tempo e da frequência, de co-contração e sua relação com a PSE em adultos jovens, contribuindo para a progressão adequada em programas de treinamento esportivo, prevenção e/ou reabilitação de lombalgia. Apesar da disponibilidade de numerosos métodos tradicionais para melhorar a resistência dos músculos do *core*, os jovens adultos têm uma adesão limitada à participação em programas de treinamento e a utilização de exergame pode ser uma alternativa

atraente e acessível para o treinamento (Shah; Khatri, 2022; Wojciechowski et al., 2017).

Além disso, a literatura é escassa em relação a estudos com Plankpad (Prince, 2020; Žlibinaitė; Savickas; Mažeikė, 2025) e nenhum trabalho investigou a atividade eletromiográfica de músculos do *core* no exercício PV na plataforma de equilíbrio Plankpad até a exaustão com e sem o uso do aplicativo Plankpad com o exergame *Fruit Splicer*. Desta forma, este estudo buscou responder: (1) O exercício PV com o uso de exergame produz maior ativação EMG e co-contração dos músculos do *core* em comparação com o exercício PV sem exergame? (2) Os músculos globais e locais apresentam respostas distintas de recrutamento de acordo com o uso do exergame? (3) Os exercícios com exergame apresentam maior tempo de exaustão proporcionando maior resistência a fadiga? (4) os diferentes níveis do exergame *Fruit Splicer* no plankpad produzem respostas neuromusculares distintas? (5) A PSE apresenta correlação com os indicadores eletromiográficos de fadiga (RMS e F50) de músculos do *core* durante o exercício PV na plataforma de equilíbrio Plankpad até a exaustão com e sem o uso do aplicativo Plankpad com o exergame *Fruit Splicer*?

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo geral

Avaliar a atividade eletromiográfica de músculos do *core* no exercício PV na plataforma de equilíbrio Plankpad até a exaustão com e sem o uso do aplicativo Plankpad com o exergame *Fruit Splicer*

2.2. Objetivos específicos

- Analisar a atividade EMG (domínio do tempo e da frequência) dos músculos Reto do abdome (RA), Oblíquo Externo do Abdome (OE), Oblíquo Interno do Abdome (OI), Ereter da Espinha (EE) e Multífido (MU) no exercício PV no solo e na plataforma de equilíbrio Plankpad até a exaustão com e sem exergame, nos diferentes níveis de dificuldade do *Fruit Splicer* (fácil, médio, difícil);
- Verificar o nível de co-contração dos músculos globais (RA/EE e OE/EE) e locais (OI e MU) do *core* no exercício PV no solo e no Plankpad até a exaustão com e sem exergame, nos diferentes níveis de dificuldade do *Fruit Splicer* (fácil, médio, difícil);
- Comparar o tempo de exaustão e a PSE no exercício PV no solo e na plataforma de equilíbrio Plankpad até a exaustão sem e com exergame, nos diferentes níveis de dificuldade do *Fruit Splicer* (fácil, médio, difícil)
- Analisar a associação da PSE com RMS e F50 para todos os músculos durante as cinco variações do exercício PV;
- Analisar as pontuações do exercício PV na plataforma de equilíbrio Plankpad com o exergame nos diferentes níveis de dificuldade do *Fruit Splicer* (fácil, médio, difícil);

3. HIPÓTESES

As hipóteses do estudo foram:

- a) O exercício PV realizado no Plankpad com exergame *Fruit Splicer* produzirá maior atividade EMG e nível de co-contração em comparação com as outras condições, devido à maior instabilidade, desafio e dificuldade durante sua execução;
- b) A demanda neuromuscular dos músculos do *core* será distinta de acordo com diferentes níveis de dificuldade do *Fruit Splicer* (fácil, médio, difícil) utilizado no Plankpad;
- c) O tempo de exaustão no exercício PV com exergame plankpad no nível difícil será menor em comparação aos demais exercícios, devido ao maior nível de dificuldade e recrutamento muscular necessários para manutenção do equilíbrio;

4. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

4.1. *Core*: Conceito e estabilização

Na ciência do esporte e da reabilitação, os termos *core* e estabilidade do *core* são importantes para a compreensão da postura, do desempenho motor e da prevenção de lesões, embora até o presente momento não exista uma definição consensual única (Rodríguez; Hernández-Álvarez; León-Prieto, 2025). Apesar disso, há convergência na literatura de que o *core* constitui o elo que interliga os membros superiores e inferiores, funcionando como o centro de transmissão de forças ao longo da cadeia cinética (Kibler; Press; Sciascia, 2006).

Anatomicamente, o termo *core* é definido como uma matriz tridimensional de ossos, ligamentos, fâscias e músculos que estabilizam a coluna e permitem a geração e transferência de energia durante o movimento (Behm et al., 2010). Seus limites são descritos como um cilindro cujos componentes incluem os músculos abdominais [RA, OE, OI e transversos do abdome (TRA)] anterior e lateralmente, os EE, MU, quadrado lombar e glúteos posteriormente, o diafragma superiormente e o assoalho pélvico e a musculatura do quadril inferiormente (Akuthota et al., 2008; Huxel Bliven; Anderson, 2013).

A estabilidade do *core* é definida como a capacidade do complexo lombopélvico de manter a estabilidade vertebral sob cargas fisiológicas e retornar ao estado de equilíbrio após uma perturbação (Kibler; Press; Sciascia, 2006). De acordo com o modelo de Panjabi (1992), a estabilidade é garantida pela integração de três subsistemas interdependentes: o passivo (vértebras, discos intervertebrais, ligamentos e cápsulas articulares), o ativo (músculos e tendões) e o neural (sistema nervoso central e periférico, responsável pela coordenação e ativação muscular).

Bergmark (1989) complementou essa perspectiva ao classificar os músculos que atuam sobre o segmento lombar em dois sistemas funcionais: o local, composto por músculos profundos (TRA, MU, OI), e o global, formado por músculos mais superficiais que não possuem inserções diretas na coluna, mas conectam a pelve à caixa torácica e são os principais geradores de torque (reto do abdome, oblíquo externo, eretor da espinha) (Bergmark, 1989; Borghuis; Hof; Lemmink, 2008). A ativação coordenada de ambos os sistemas é necessária para a estabilidade funcional, e a predominância de um sobre o outro depende da tarefa específica que está sendo realizada (Borghuis; Hof; Lemmink, 2008; Chatwin et al., 2026).

O controle sensorio-motor é considerado crucial nesse processo, pois a rigidez do tronco necessária para a estabilidade é alcançada por meio de um baixo nível de co-contração constante

dos músculos do tronco, associado a respostas reflexas rápidas a perturbações de equilíbrio (Borghuis; Hof; Lemmink, 2008; McGill, 2010). A pressão intra-abdominal também desempenha papel significativo, agindo como um mecanismo interno no sentido de aliviar a coluna vertebral durante esforços intensos (Akuthota et al., 2008). Estudos demonstram que há ativação antecipatória dos músculos abdominais profundos, especialmente do TRA e do MU, antes mesmo da iniciação do movimento dos membros (Hodges; Richardson, 1997), evidenciando a integração entre os subsistemas do *core*.

4.2. Anatomia dos músculos RA, OE, OI, EE e MU

Os músculos da parede anterolateral do abdome são compostos de cinco pares bilaterais: três músculos têm uma conformidade plana, e os outros dois estão dispostos verticalmente, com característica predominantemente longa. Os músculos que estão mais localizados na região lateral da parede abdominal são largos e achatados (planos) distribuídos em camadas superficiais e profundas ao longo dos aspectos anterolaterais do abdome. Eles são denominados de músculos OE e OI e de TRA. Enquanto os músculos que estão localizados na parede anterior, ambos separados pela linha mediana do corpo, são os músculos longos (posicionados verticalmente) RA e o músculo piramidal (Agur; Dalley; Moore, 2021; Neumann, 2018).

O músculo RA é o principal músculo da parede anterior do abdome, caracterizado por ser longo e largo, semelhante a uma faixa. Essa faixa muscular origina-se no osso púbis, fixando-se especificamente na sínfise púbica e crista púbica, estendendo-se até as cartilagens da quinta, sexta e sétima costelas e o processo xifoide do osso esterno, separado de seu homônimo pela linha alba (Agur; Dalley; Moore, 2021). A ação do músculo RA está relacionada com o aumento da pressão intra-abdominal, flexão de tronco e retroversão pélvica (Weineck, 2013).

A ação dinâmica do músculo RA está relacionada com a flexão do tronco para frente quando a pelve está fixa, ou seja, quando ocorre uma aproximação tórax em direção a pelve. O exemplo desse movimento é da flexão do tronco em decúbito dorsal com as pernas fixas. Uma modificação dessa ação é o levantamento da pelve quando a caixa torácica está fixa, ou seja, quando ocorre uma aproximação da pelve em direção ao tórax, como na elevação da pelve quando um indivíduo está segurando a barra fixa com as mãos. Deve-se levar em consideração que essa ação depende do sinergismo de outros músculos (Neumann, 2026; Weineck, 2013).

O músculo RA, com sua fixação na região púbica, desempenha um papel importante para a posicionamento adequado da pelve, sendo responsável indiretamente pela curvatura da

coluna lombar. O desenvolvimento inadequado do músculo RA, pode levar a uma inclinação anterior da pelve acentuada (anteversão), ou seja, a espinha íliaca anterossuperior ficará ainda mais anterior em relação a sínfise púbica, resultando no aumento acentuado e progressivo da curvatura lombar da coluna vertebral (Weineck, 2013).

Dentre os músculos que compõem a parede abdominal, o músculo OE, que é o maior e mais superficial dos músculos abdominais laterais. O OE origina-se na face externa da quinta até a décima segunda costela e fixa-se na linha alba, no tubérculo púbico e na metade anterior da crista íliaca (Agur; Dalley; Moore, 2021). O músculo OE possui suas fibras em uma direção inferior e medial, muito parecido à direção das mãos colocadas diagonalmente nos bolsos frontais de calças (Weineck, 2013).

A contração bilateral desse músculo atua em sinergismo com o músculo RA nos movimentos de flexão do tronco. A contração unilateral resulta na flexão lateral do tronco ou na rotação do tronco para o lado oposto, desta forma a contração do músculo OE direito ocasiona uma rotação para o lado esquerdo ou uma flexão lateral da coluna vertebral para o lado direito (Weineck, 2013).

O músculo OI está localizado numa região imediatamente mais profunda em relação ao músculo OE, formando uma segunda camada dos músculos abdominais laterais. O músculo OI tem origem na fáscia toracolombar, dois terços anteriores da crista íliaca e tecido conjuntivo situado profundamente ao terço lateral do ligamento inguinal e se fixa nas margens inferiores das costelas 10^a a 12^a, linha alba e linha pectínea do púbis através da foice inguinal. É semelhante a uma lâmina fina que se abre em forma de um leque anteromedialmente. E, exceto por suas fibras inferiores que se originam da metade lateral do ligamento inguinal, suas fibras seguem perpendiculares às fibras do músculo OE, ou seja, estão direcionadas de forma predominante superomedialmente (como a direção dos dedos ao colocar a mão sobre o tórax) (Agur; Dalley; Moore, 2021).

Assim como o músculo OE, o músculo OI em uma contração bilateral atua em sinergismo com o músculo RA nos movimentos de flexão do tronco. Mas, a contração unilateral resulta na flexão lateral do tronco ou na rotação do tronco para o mesmo lado, sendo assim, a contração do músculo OI direito ocasiona uma rotação para o lado direito ou uma flexão lateral da coluna vertebral para o lado direito (Neumann, 2026; Weineck, 2013).

Existe dois grupos principais de músculos do dorso: 1) músculos extrínsecos do dorso e 2) músculos próprios do dorso. Os músculos extrínsecos do dorso estão relacionados com a produção de movimentos dos membros e controle da respiração, enquanto os músculos próprios do dorso estão relacionados diretamente com a coluna vertebral e atuam no movimento e

controle da postura da coluna vertebral (Neumann, 2026; Weineck, 2013).

O músculo eretor da espinha (EE) localiza-se em um sulco da coluna vertebral formado medialmente pelos processos espinhosos das vértebras e, lateralmente, pelo ângulo das costelas. Esse músculo é o principal extensor da coluna vertebral e tem três partes: o iliocostal (lateral), longuíssimo (intermédio) e espinal (medial). Agindo bilateralmente, estendem a coluna vertebral, enquanto unilateralmente, fletem a coluna ipsilateralmente (Agur; Dalley; Moore, 2021).

Na camada profunda dos músculos próprios do dorso, que se localiza profundamente ao músculo EE, há um grupo oblíquo de músculos mais curtos, o grupo de músculos transversoespiniais, que compreende os músculos semiespinhais, multífidos e rotadores. Esses músculos originam-se dos processos transversos das vértebras inferiores e seguem até os processos espinhosos de vértebras superiores (Agur; Dalley; Moore, 2021).

O músculo multífido (MU) forma a camada média do grupo de músculos transversoespiniais e consiste em feixes musculares curtos e triangulares que são mais espessos na região lombar (Agur; Dalley; Moore, 2021). Os músculos transversoespiniais, como o multífido, cruzam menos junções intervertebrais do que o grupo eretor da espinha, essa característica, sugere em geral, que o MU proporciona uma configuração para a realização de movimentos controlados, relativamente precisos e para estabilização de forças ao longo do esqueleto axial (Neumann, 2026).

Todos esses músculos acima descritos, possuem um papel fundamental no controle de estabilização da coluna vertebral e esse sistema de controle apesar de parecer intacto (do ponto de vista de seus subsistemas passivos, ativos e neural), podem carecer de força e gerar instabilidade acompanhada de pequenos movimentos entre as vértebras, que por sua vez, geram estresse excessivo na coluna vertebral. Todos esses músculos em conjunto, atuam sinergicamente a fim de promover uma estabilidade que assegura uma postura quase estática do tronco mesmo sob influência de forças externas desestabilizadoras (Neumann, 2026).

4.3. Exercícios de estabilização do *core* e Eletromiografia

O treinamento do *core* com os exercícios de estabilização está entre os métodos mais utilizados para a prevenção e tratamento da lombalgia, pois objetiva melhorar o padrão de recrutamento e a co-contração dos músculos do *core*, proporcionando maior controle neuromuscular e estabilização da coluna vertebral (Aykora; Akar; Eroğlu, 2025; Puntumetakul et al., 2021). Esses exercícios compreendem um espectro amplo de modalidades, desde

atividades de baixa carga voltadas à ativação seletiva dos estabilizadores profundos, como pranchas isométricas e exercícios em superfícies instáveis, até movimentos multiarticulares com sobrecarga em posição ortostática, tais como agachamentos e levantamento terra (Gao et al., 2025; Soyuer; Koku, 2024). Diferentes estratégias de progressão são recomendadas para que o treinamento do *core* se inicie com exercícios corretivos e de reeducação neuromuscular, com variações no uso de superfícies instáveis e movimentos dos membros superiores ou inferiores, avançando progressivamente para estágios de resistência com variação do tempo de execução, força e potência, respeitando as características individuais de cada praticante (Batista et al., 2024; Behm et al., 2010; McGill, 2010; Rodríguez-Perea et al., 2025) .

A EMG tem sido amplamente utilizada como ferramenta para investigar os padrões de ativação neuromuscular durante exercícios de estabilização do *core*, permitindo compreender como diferentes condições de treinamento influenciam o recrutamento muscular (Batista et al., 2024; Feodoroff; Konstantinidis; Froböse, 2019; Santos et al., 2024a, 2024b).

No que se refere ao uso de superfícies instáveis, como bolas suíças, bosu, sistemas de suspensão e plataformas de equilíbrio, evidências recentes de revisões sistemáticas e meta-análises indicam que o treinamento do *core* com instabilidade melhora a propriocepção, a adaptabilidade neuromuscular e a ativação de músculos estabilizadores profundos, potencializando a sinergia entre músculos superficiais e profundos (Bao; Wang; Li, 2025; Gao et al., 2025). Yin et al. (2025) demonstraram que o treinamento em superfícies instáveis promove adaptações neuromusculares que aprimoram o equilíbrio estático e dinâmico em atletas, principalmente por meio da ativação contínua dos estabilizadores profundos e do aumento das demandas de coordenação agonista-antagonista. Revisões sistemáticas recentes demonstram que programas de treinamento do *core* melhoram o salto vertical, a agilidade e o equilíbrio dinâmico, embora os efeitos em velocidade de sprint sejam pequenos ou inconsistentes (Gao et al., 2025; Rodríguez; Hernández-Álvarez; León-Prieto, 2025). No que concerne à prevenção de lombalgia, revisões sistemáticas recentes confirmam que o treinamento de estabilização do *core* é eficaz na redução da dor e na melhora funcional em indivíduos com dor lombar crônica inespecífica, com o treinamento resistido de *core* demonstrando os efeitos mais consistentes sobre a capacidade funcional (Guo et al., 2025).

Santos et al.(2024a) compararam a atividade eletromiográfica dos músculos RA, OE e EE durante o exercício PV executado até a exaustão em cinco condições: estabilidade normal no solo (VP-GR), instabilidade com bosu (VP-BS), bola suíça (VP-GB), bola amendoim (VP-PB) e sistema TRX (VP-TX). Participaram 15 homens fisicamente ativos, e os sinais de EMG foram analisados em três estágios: início (etapa A: 5–10 s), meio (etapa B: 50% do sinal) e fim

(etapa C: 100% do sinal). Os resultados indicaram que o VP-TX produziu os maiores valores de RMS normalizado e os menores valores de F50 para todos os músculos analisados, além de apresentar o menor tempo de duração do exercício ($56,05 \pm 26,47$ s), significativamente às demais condições. O aumento progressivo do RMS e o declínio da F50 ao longo das etapas foram interpretados como indicativos de fadiga neuromuscular periférica, sendo mais expressivos na condição com TRX. Os autores concluíram que o VP-GR é a escolha mais adequada para os estágios iniciais do treinamento, seguido, em ordem crescente de dificuldade, bosu, bola suíça e bola amendoim, sendo o VP-TX reservado para os estágios mais avançados em virtude da maior instabilidade imposta ao sistema.

Santos et al.(2024b) investigaram a atividade eletromiográfica de músculos do *core* durante o exercício PV em um sistema de suspensão (TRX) com apoio para os membros superiores em quatro alturas distintas em relação ao solo: 10 cm (FP-TRX10), 35 cm (FP-TRX35), 60 cm (FP-TRX60) e 85 cm (FP-TRX85). Participaram 12 homens fisicamente ativos, sem histórico de lombalgia, que realizaram 45 segundos de contração isométrica em cada condição. Os sinais eletromiográficos foram coletados dos músculos RA, OE, OI, EE e MU do antímero direito. Os resultados demonstraram que a condição FP-TRX10 gerou atividade eletromiográfica significativamente maior nos músculos RA, OE, OI e EE em comparação à condição FP-TRX85. O grupo abdominal (RA, OE e OI) também apresentou maior ativação na FP-TRX35 do que na FP-TRX85. O grupo paravertebral (EE e MU) não apresentou diferenças significativas entre as condições. Os autores atribuíram esses achados ao aumento do braço de resistência do sistema de alavanca à medida que o TRX se aproxima do solo, distanciando-se da região lombar e exigindo maior geração de força pelos músculos agonistas. O estudo concluiu que a progressão do exercício deve partir da maior altura (FP-TRX85) para a menor (FP-TRX10), reservando esta última para estágios avançados do treinamento do *core*.

Sağlam et al.(2025) compararam a atividade eletromiográfica do RA superior (RAS), RA inferior (RAI) e deltóide anterior (DA) durante o exercício PV realizado em quatro condições de estabilidade: superfície estável (SS), antebraços sobre o bosu com pés no solo (BB), pés em argolas de ginástica com antebraços no solo (AG) e dupla instabilidade com pés nas argolas e antebraços sobre o bosu (DI). Participaram 16 homens fisicamente ativos, que executaram 10 segundos de contração isométrica em cada condição. Os resultados demonstraram que a condição DI produziu a maior ativação tanto do RAS quanto do RAI, com incrementos de 113,17% e 80,88%, respectivamente, em relação à SS. A ativação do RAS na condição DI foi significativamente superior às condições BB e SS, enquanto a ativação do RAI na condição DI superou significativamente todas as demais condições. Os autores concluíram

que a condição DI pode ser recomendada para indivíduos em estágios avançados de treinamento do *core*, especialmente quando o objetivo for maximizar a ativação da musculatura abdominal.

Choi et al.(2025) investigaram a ativação eletromiográfica dos músculos RA, OE e OI durante variações do exercício PV com e sem superfície instável nos membros superiores e inferiores. Participaram 30 adultos jovens universitários (15 homens e 15 mulheres), com os homens executando tanto PV padrão, quanto PV de joelhos nas três condições de superfície - sem almofada de equilíbrio dinâmico, com almofada sob os membros superiores (MS) e com almofada sob os membros inferiores (MI), enquanto as mulheres realizaram apenas PV de joelhos. Os resultados demonstraram que, nos homens, PV padrão promoveu maior ativação muscular do que PV de joelhos em todos os músculos analisados. A condição MS aumentou significativamente a ativação do OE e do OI em ambas as posturas, ao passo que a ativação do RA foi influenciada pela instabilidade nos MS somente no exercício PV padrão. Nas mulheres, o exercício PV de joelhos MS produziu a maior ativação muscular para todos os músculos avaliados. Os autores concluíram que o uso de superfícies instáveis nos MS constitui estratégia eficaz para intensificar o recrutamento da musculatura abdominal durante o exercício PV, com relevância clínica tanto para programas de fortalecimento quanto para populações com menor capacidade de força, como mulheres, idosos e iniciantes.

4.4. Exergame conceito

A constante evolução das tecnologias digitais interativas tem permitido o surgimento de novas formas de prática de exercícios físicos para reabilitação, prevenção e de treinamento mediadas por jogos eletrônicos. Nesse cenário, os *exergames* surgem como uma classe específica de jogos digitais que requerem movimentos corporais para jogar, criando uma experiência de jogo ativa que funciona como uma forma de exercício físico, frequentemente envolvendo também engajamento cognitivo (Benzing; Schmidt, 2018; Calcaterra et al., 2023; Eng et al., 2023). O termo “exergame” constitui uma junção das palavras em língua inglesa “exercise” (exercício) e “game” (jogo), e tem sido empregado para designar jogos eletrônicos que integram o movimento corporal como componente efetivo da jogabilidade (Finco, Mateus David, 2015).

Uma variedade de termos tem sido sugeridos na literatura, entre os quais se destacam “*active videogames*”, “*virtual reality exercise*”, “*exertion games*”, e “jogos ativos”, sendo “*exergame*” o termo de maior prevalência e aceitação (Röglin; Martin-Niedecken; Ketelhut, 2023; Vagheti et al., 2018). No Brasil, o termo também é referenciado como “jogos eletrônicos

com movimento” ou “jogos ativos”, embora a forma original em inglês seja a mais difundida tanto na produção acadêmica nacional quanto internacional (Finco, Mateus David, 2015; Vaghetti et al., 2018).

A primeira definição científica do termo “exergame” foi proposta por Smith et al. (2011) que o descreveram como um videogame interativo de exercício que combina elementos de movimento do jogador, recreação envolvente, *feedback* imediato de desempenho e conectividade social por meio de competição. No entanto, Oh e Yang (2010) criticaram o uso do termo sem a devida consideração da definição tradicional de exercício na ciência do esporte, propondo que um exergame é um videogame que promove ou exige movimentos físicos dos jogadores (esforço físico), resultando em um gasto energético superior ao estado sedentário. Essas definições iniciais, contudo, ainda não contemplavam todos os critérios formais para a classificação como exercício físico, isto é, formas específicas, planejadas e estruturadas de atividade física (Herold et al., 2019).

Ao longo da última década, diversas revisões conceituais foram propostas na tentativa de padronizar a terminologia com os critérios da ciência do exercício. Pirovano et al. (2016) conceituaram os exergames como um exercício com jogo incorporado em sua estrutura, distinguindo entre exergames “simples” e “terapêuticos”. Em 2022, o *National Institutes of Health* (NIH) introduziu o descritor MeSH para “*exergaming*”, definido como videogames que envolvem o corpo todo do jogador em exercícios físicos NIH (2022).

Mais recentemente, Manser et al. (2025) propuseram uma definição abrangente e harmonizada com as ciências do exercício, conceituando o exergame como: “uma tecnologia de saúde digital que requer movimentos corporais induzidos por músculos para controlar o desempenho e interagir com exercícios ou tarefas gamificadas que são apresentados por meio de uma interface gráfica de usuário bidimensional ou tridimensional, imersiva ou não imersiva, em realidade tradicional, virtual, aumentada ou mista”. Essa definição se destaca por separar claramente o componente tecnológico (*hardware* e *software* do exergame) do componente de atividade (a aplicação da tecnologia para fins específicos), evitando a confusão terminológica que historicamente marcou a área.

Essa evolução conceitual reflete uma preocupação crescente da comunidade científica em superar o uso ambíguo dos termos relacionados aos exergames, reconhecendo que a mera promoção de atividade física lúdica (“*actigaming*”, conforme Manser et al., 2025) é substancialmente diferente da implementação de exercícios estruturados (“*exergaming*”) ou de programas de treinamento com objetivos clínicos e funcionais definidos (“treinamento baseado

em exergame”). Conforme destacam os autores, essa distinção é fundamental para a comunicação científica e para a disseminação e transferência dos achados da pesquisa para contextos aplicados (Manser et al., 2025).

4.4.1. Classificações e variações dos exergames

A literatura apresenta diversas formas de classificar os exergames, organizadas predominantemente em torno de quatro eixos: objetivo da intervenção, tecnologia ou plataforma utilizada, público-alvo e tipo de atividade motora envolvida (Mura et al., 2018; Vagheti et al., 2018).

4.4.2. Classificação por objetivo

Quanto ao objetivo, os exergames podem ser categorizados em quatro grandes grupos. No primeiro, encontram-se os jogos voltados para o entretenimento e recreação, cujo propósito primário é proporcionar diversão e engajamento, representados por títulos como *Wii Sports*, *Dance Dance Revolution* e *Just Dance* (Benzing; Schmidt, 2018; Marshall; Linehan, 2021; Vagheti et al., 2018). Manser et al. (2025) denominam esses jogos como “exergames recreacionais”, voltados primordialmente a tornar atividades físicas mais prazerosas e divertidas.

O segundo grupo compreende os exergames direcionados ao treinamento, com foco em exercícios estruturados visando à melhoria de componentes específicos da aptidão física (Davis, Jacob et al., 2022; Sinclair; Hingston; Masek, 2007; Whitehead et al., 2010). O terceiro grupo abrange os exergames para reabilitação, empregados em contextos neurológicos e geriátricos para melhoria de equilíbrio, marcha e funções cognitivas (Mura et al., 2018; Pacheco et al., 2020). O quarto grupo reúne jogos voltados à promoção de saúde, qualidade de vida e prevenção de doenças, com aplicações no combate à obesidade infantil e ao sedentarismo (Elaheebocus; Grant, 2023).

Manser et al. (2025) propuseram uma distinção adicional entre “exergames recreacionais” e “*serious exergames*” (exergames sérios). Os primeiros são centrados no entretenimento ou divertimento, enquanto os últimos são projetados de forma intencional, informados por evidências científicas, com foco em populações-alvo e contextos de uso específicos.

4.4.3. Classificação por tecnologia e plataforma

Do ponto de vista tecnológico, os exergames podem ser classificados de acordo com o tipo de plataforma de interação utilizada. A primeira geração de exergames domésticos populares foi representada por consoles com sensores de movimento, como o Nintendo Wii, o Xbox Kinect e o PlayStation EyeToy/Move (Finco, 2015; Marshall; Linehan, 2021; Mura et al., 2018; Vagheti et al., 2018). Finco (2015), explica que o lançamento do Nintendo Wii em 2006 representou um marco na popularização dos exergames, seguido pelo sensor Kinect da Microsoft em 2010, que possibilitou o controle integral por movimentos corporais sem necessidade de controles manuais. A empresa Sony também lançou seu sistema com o PlayStation Move, permitindo interação por meio de controles com sensores inerciais combinados a uma câmera de rastreamento.

Com o avanço tecnológico, surgiram novas plataformas que ampliaram as possibilidades de interação, incluindo aplicativos móveis integrados a sensores vestíveis, dispositivos de realidade virtual (RV) e realidade aumentada para experiências mais imersivas, e plataformas de equilíbrio com aplicativos gamificados (Elaheebocus; Grant, 2023).

4.4.4. Classificação por público-alvo

Os exergames têm sido investigados e aplicados em uma grande variedade de populações. Em crianças e adolescentes, o foco é predominantemente sobre o combate à obesidade e ao sedentarismo, e também sobre o desenvolvimento de funções executivas (Benzing; Schmidt, 2018; Calcaterra et al., 2023; Eng et al., 2023). Em adultos e idosos, as aplicações concentram-se na promoção de atividade física, melhora do equilíbrio, mobilidade e bem-estar geral. Em populações clínicas, destacam-se para indivíduos com doenças neurológicas como esclerose múltipla, acidente vascular cerebral, doença de Parkinson e demência, além de transtornos de saúde mental como a depressão (Marques; Uchida; Barbosa, 2023; Mura et al., 2018).

4.4.5. Classificação por tipo de atividade

Quanto ao tipo de atividade motora envolvida, os exergames abrangem um espectro diversificado que inclui jogos de passos e dança, simulações esportivas, exercícios de equilíbrio e postura, corrida e caminhada, entre outros (Elaheebocus; Grant, 2023; Vagheti et al., 2018). Lopes (2023) agrupa esses jogos em categorias funcionais de treinamento, incluindo jogos de corrida, agilidade, reflexo, impulsão, equilíbrio e treinamento muscular, cada qual com demandas biomecânicas e fisiológicas distintas.

Manser et al. (2025) avançam nessa categorização ao propor definições e um sistema de classificações baseado na especificidade das demandas físicas e cognitivas. Os autores distinguem entre: *exergaming* físico, focado em resistência cardíaca e/ou muscular; *exergaming* físico-cognitivo, combinando exercícios cardiorrespiratórios e de força com tarefas cognitivas; *exergaming* motor-cognitivo, enfatizando habilidades motoras complexas com baixo esforço cardiovascular; e *exergaming* multidomínio, integrando todas essas dimensões.

4.4.6. Mecanismos de ação e vantagens dos exergames

Um dos principais argumentos para a incorporação de exergames em contextos dos âmbitos da saúde e treinamento está na sua capacidade de promover maior engajamento, maior motivação e maior adesão em comparação com abordagens tradicionais (Marques; Uchida; Barbosa, 2023). Essa capacidade é sustentada por quatro categorias centrais de características de jogo: desafio, *feedback*, recompensas e imersão (Röglin; Martin-Niedecken; Ketelhut, 2023). O efeito combinado dessas características ativa as vias dopaminérgicas e o sistema de recompensa cerebral, reforçando a autorregulação e promovendo respostas afetivas positivas associadas à atividade física (Manser et al., 2025).

Para além do aspecto motivacional, Manser et al. (2025) argumentam que exergames sérios oferecem vantagens que vão além de simplesmente tornar a atividade mais divertida. Entre essas vantagens, destacam-se: o monitoramento individualizado do volume e da intensidade da atividade; a adaptação em tempo real das demandas do jogo conforme o desempenho do usuário; a integração de biofeedback sobre a intensidade do exercício; e a flexibilidade para aplicação tanto em ambiente presencial quanto domiciliar, com possibilidade de supervisão remota. Em resumo, os exergames constituem uma categoria de tecnologias digitais de saúde que integram movimento corporal. Suas variações se organizam em função do objetivo (entretenimento, treinamento, reabilitação, promoção de saúde), da tecnologia empregada (consoles, plataformas de equilíbrio, realidade virtual/aumentada, dispositivos móveis), do público-alvo (crianças, adultos, idosos, populações clínicas) e do tipo de atividade motora envolvida (dança, esportes, equilíbrio, estabilização, resistência).

4.5. Efeito de exergame na EMG

Nos últimos anos, o interesse em associar exercícios a tecnologias, como exergames, tem crescido de forma expressiva. Essa combinação busca não apenas manter ou ampliar os estímulos neuromusculares proporcionados pelos exercícios tradicionais, mas também

promover maior engajamento, motivação e aderência dos praticantes (Almeida; Nunes, 2020; Garske et al., 2022). Aqui são apresentadas as evidências disponíveis sobre a utilização da EMG em exercícios de estabilização do *core*, comparando abordagens tradicionais e mediadas por exergames.

No contexto do treinamento de estabilização do *core*, a gamificação - compreendida como a uso de elementos de jogos em contextos não lúdicos - tem se mostrado uma estratégia promissora para aumentar a ativação EMG dos músculos abdominais, especialmente quando combinada com *biofeedback* em tempo real (Feodoroff; Konstantinidis; Froböse, 2019; Silva et al., 2016). Silva et al. (2016) demonstraram que um protocolo de treinamento abdomino-pélvico utilizando gameterapia, com exercícios de mobilização pélvica orientados por jogos virtuais do console Wii Fit Plus (*Lotus Focus*, *Penguin Slide*, *Table Tilt* e *Balance Bubble*), promoveu a co-ativação dos músculos do assoalho pélvico em resposta à contração voluntária máxima do TRA/OI ($p=0,01$) em mulheres jovens, nulíparas e continentas. Esses achados sugerem que a interação com jogos virtuais durante exercícios de estabilização pode favorecer padrões de ativação muscular sinérgica, potencializando os efeitos do treinamento tradicional.

Garske et al. (2022) demonstraram que a gamificação aumenta o engajamento e o tempo voluntário dedicado ao treino com *biofeedback* EMG. Almeida e Nunes (2020) destacaram que essa abordagem pode favorecer maior adesão ao tratamento fisioterapêutico, ainda que exija maior envolvimento do profissional para calibragem e supervisão dos equipamentos. Esses resultados indicam que a combinação entre gamificação e *biofeedback* eletromiográfico representa um campo promissor para o aprimoramento de protocolos de treinamento neuromuscular.

Feodoroff, Konstantinidis e Froböse (2019) investigaram os efeitos de um exergame baseado em realidade virtual imersiva (Icaros) sobre parâmetros cardiovasculares e musculares de adultos jovens. Participaram do estudo 33 voluntários saudáveis do sexo masculino (idade $23,9 \pm 4,58$ anos; IMC < 25 kg/m²; estatura entre 170 e 190 cm). Os participantes realizaram duas sessões consecutivas de aproximadamente cinco minutos no dispositivo Icaros, que exige a manutenção da posição de prancha ventral enquanto o usuário controla a direção de um voo em ambiente virtual por meio de mudanças no centro de gravidade corporal. Foram mensurados: a EMG dos músculos eretor da espinha (partes cervical e lombar), reto do abdome e deltoide; frequência cardíaca; percepção subjetiva de esforço (PSE); sintomas de náusea digital; carga de trabalho percebida; e prazer na atividade.

Feodoroff, Konstantinidis e Froböse (2019) demonstraram resultados de EMG

mostraram que a maior ativação ocorreu no eretor da espinha cervical (24,2% da CIVM no primeiro voo e 20,6% no segundo), seguido pelo eretor da espinha lombar (26,7% e 23,3%). O reto do abdome e o deltoide parte clavicular apresentaram ativação entre 11% e 14% da CIVM. A PSE foi classificada como moderada a vigorosa ($14,6 \pm 1,8$) e os autores concluíram que o exergame imersivo Icaros pode contribuir para maior ativação muscular, especialmente dos eretores da espinha. Entretanto, destacaram que, apesar da PSE elevada indicar que o exergame pode ser uma ferramenta motivadora para engajar usuários em exercícios de intensidade moderada a vigorosa, os parâmetros de frequência cardíaca e ativação muscular não atingiram os limiares recomendados para treinamento aeróbio ou de força.

Nambi et al. (2021) investigaram os efeitos do treinamento com realidade virtual sobre a área de secção transversa e a espessura muscular, por meio de ressonância magnética e ultrassonografia, em jogadores de futebol universitários com dor lombar crônica. Participaram 36 jogadores do sexo masculino (idade média $21,3 \pm 2,6$ anos; IMC $24,3 \pm 1,2$ kg/m²; tempo de prática esportiva $4,2 \pm 1,8$ anos), divididos em três grupos de 12 participantes. O grupo 1 realizou treinamento de equilíbrio com o sistema ProKin, por meio de um jogo de tiro controlado pelos movimentos do tronco (flexão, extensão e rotação), em sessões de 30 minutos, cinco vezes por semana, durante quatro semanas. O grupo 2 realizou exercícios de equilíbrio com bola suíça (ponte, abdominal, ponte lateral), com três séries de 10 repetições, na mesma frequência e duração. O grupo 3 realizou exercícios abdominais, paravertebrais e para flexores de quadril, com 10 a 15 repetições diárias, também durante quatro semanas. As avaliações foram realizadas antes e após o período de intervenção, incluindo a área de secção transversa dos músculos psoas maior, quadrado lombar, MU e EE. Os resultados demonstraram que o grupo 1 (realidade virtual) apresentou aumentos significativamente superiores na área de secção transversa para todos os músculos avaliados em comparação aos grupos 2 e 3. Os autores concluem que o treinamento com realidade virtual constitui uma estratégia eficaz para promover ganhos morfológicos nos músculos paravertebrais, superando os exercícios tradicionais nesse parâmetro.

4.7. Exergames e resistência muscular do core: comparações com treinamento convencional

Estudos comparativos têm investigado a eficácia dos exergames em relação ao treinamento convencional para o desenvolvimento da resistência muscular do *core*. Shah e Katri (2022) analisaram, em 30 participantes jovens saudáveis (15 no grupo intervenção e 15 no grupo controle, com idade entre 18 e 30 anos, sendo 15 homens e 15 mulheres), o efeito do

exergame Nintendo Ring Fit Adventure sobre a resistência da musculatura do *core* e o prazer durante a execução dos exercícios. O grupo intervenção realizou treinamento com o exergame três vezes por semana, durante seis semanas, com sessões de 40 minutos (cinco minutos de aquecimento, 30 minutos de jogo e cinco minutos de desaquecimento). O grupo controle realizou um programa geral de treinamento de resistência do *core* com a mesma frequência, composto por exercícios de abdominal tradicional, prancha lateral e perdigueiro, com progressão de repetições a cada duas semanas.

A resistência muscular foi avaliada por meio do Teste de Resistência de McGill, composto pelos subtestes de resistência em flexão, extensão e pranchas laterais. O prazer foi avaliado por meio do *Exergame Enjoyment Questionnaire*, aplicado imediatamente após as sessões. Os resultados demonstraram aumento significativo no tempo de resistência em todos os subtestes para ambos os grupos, com diferenças superiores no grupo intervenção, que também indicou alto nível de prazer durante a prática. Os autores destacaram que o exergame pode ser uma ferramenta eficaz e prazerosa para melhorar a resistência do *core* em jovens adultos, e sugeriram que a motivação e o *feedback* imediato proporcionados pelo jogo podem aumentar a adesão ao exercício. Entre as limitações do estudo, estão a ausência de avaliação por EMG, amostra pequena e restrita e dificuldade de generalização dos resultados para outras populações.

Na mesma direção, Prince (2020) analisou, em 40 estudantes do ensino médio (13 a 19 anos, ambos os sexos), o efeito do exercício de PV associado ao exergame PlankPad (grupo experimental) comparado ao exercício de PV tradicional (grupo controle) sobre a força do *core*. Os participantes foram divididos aleatoriamente em dois grupos de 20. O grupo experimental realizou o exercício de PV utilizando o dispositivo PlankPad sincronizado com o aplicativo de jogos, enquanto o grupo controle realizou a PV sem o dispositivo. Os resultados mostraram aumento significativo no tempo de sustentação da prancha em ambos os grupos ($p < 0,05$), porém o grupo PlankPad apresentou maior ganho em comparação ao grupo controle.

Prince (2020) concluiu que o uso do PlankPad torna o exercício mais lúdico e pode aumentar a adesão ao tempo de prática, sugerindo potencial para aplicação em jovens. Como limitações, o estudo não detalha, qual jogo dentro do aplicativo foi utilizado, o protocolo de treinamento (frequência, duração das sessões, progressão), não incluiu análise de EMG e a amostra foi restrita a um único perfil populacional. O autor recomenda que estudos futuros comparem diferentes faixas etárias e sexos e incluam outras modalidades de jogos de realidade virtual.

Uma abordagem emergente na literatura envolve a utilização do sinal EMG não apenas como variável de desfecho, mas como interface de controle para exergames. Panagiotopoulos et al. (2024) desenvolveram e testaram um exergame para reabilitação de membros superiores em pacientes com déficits neurológicos, utilizando uma braçadeira Myo (dispositivo vestível de EMG) como interface de controle. O estudo envolveu seis pacientes com Esclerose Múltipla ou Doença de Parkinson (idades entre 15 e 55 anos, ambos os sexos), além de um grupo de indivíduos saudáveis para fins comparativos. O exergame foi estruturado como um jogo de aventura com narrativa, no qual os exercícios eram incorporados à jogabilidade, reproduzindo um protocolo fisioterapêutico composto por cinco movimentos: flexão de punho, extensão de punho, flexão dos dedos, abdução dos dedos e movimento de pinça.

O protocolo teve duração de quatro semanas, com sessões diárias de uma hora, cinco vezes por semana, totalizando 16 horas de intervenção. Os parâmetros de treinamento (número de séries, repetições, tempo de contração e descanso) foram ajustáveis pelos fisioterapeutas por meio de um painel *online*. Os resultados indicaram alta aceitação do jogo pelos pacientes. No entanto, houve limitações no reconhecimento de movimentos de pacientes com espasticidade, resultando em maior tempo para completar os níveis e menor taxa de reconhecimento de gestos em comparação com o grupo saudável. Os autores concluíram que o exergame possui potencial como ferramenta para complementar o tratamento com exercícios físicos, aumentando o engajamento dos pacientes, mas apontaram a necessidade de aprimoramentos no processamento dos sinais eletromiográficos e no *design* de *feedback* visual para melhorar a precisão do usuário.

As evidências indicam que a associação entre exergames e exercícios de estabilização do *core* apresenta resultados promissores em diferentes dimensões. A gamificação combinada com *biofeedback* eletromiográfico pode favorecer a coativação muscular sinérgica (Silva et al., 2016), enquanto exergames imersivos podem promover ativação muscular elevada dos EE durante o exercício PV, embora sem atingir limiares de treinamento de força (Feodoroff; Konstantinidis; Froböse, 2019). Estudos comparativos demonstram que exergames como o Ring Fit Adventure e o PlankPad podem promover ganhos de resistência do *core* superiores ou equivalentes ao treinamento convencional, com o benefício adicional de maior prazer e adesão (Prince, 2020; Shah; Khatri, 2022). Além disso, o treinamento com realidade virtual pode induzir adaptações morfológicas nos músculos paravertebrais superiores às abordagens tradicionais (Nambi; Abdelbasset; Alqahatani, 2021).

5. METODOLOGIA

5.1. Caracterização do Estudo

O estudo sobre a atividade EMG simultânea dos músculos Reto do abdome (RA), Oblíquo Externo do Abdome (OE), Oblíquo Interno do Abdome (OI), Ereter da Espinha (EE) e Multífido (MU) durante a execução do exercício de estabilização PV, no solo e na plataforma de equilíbrio Plankpad até a exaustão com e sem exergame, constitui uma pesquisa básica de caráter experimental, quantitativa, laboratorial e transversal, que foi desenvolvido no Laboratório de Eletromiografia Cinesiológica e Posturografia (LABEP), Instituto de Ciências Biomédicas, Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia, MG.

5.2. População e Amostra

A amostra deste estudo foi composta 15 participantes do gênero masculino, os quais foram recrutados da rede universitária da cidade de Uberlândia. O cálculo amostral foi realizado com base no parâmetro eletromiográfico *root mean square* (RMS) do músculo RA, obtido em um estudo piloto com três voluntários. O cálculo amostral foi realizado utilizando o aplicativo GPower 3.1, power de 80% e alfa = 0,05; desta forma, a amostra de 15 voluntários é um tamanho mínimo para este estudo.

Estes voluntários foram abordados pelos pesquisadores na Universidade Federal de Uberlândia, por meio de convite pessoal. Os voluntários que aceitaram o convite, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, (Anexo I), conforme as Normas de Realização de Pesquisa em Seres Humanos (resolução nº 466/12 do CNS). Este estudo foi aprovado pela Comissão de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da UFU e com o número 74968723.3.0000.5152.

A caracterização da amostra foi feita por meio da massa corporal total, estatura, percentual de gordura corporal, nível de atividade física (Questionário Internacional de Atividade Física / versão curta - IPAQ - [Anexo II]), Índice de Incapacidade Lombar (Questionário para avaliação funcional - índice de incapacidade lombar Oswestry [Anexo III]).

5.3. Critérios de inclusão

Todos os participantes eram maiores de 18 anos, fisicamente ativos ou muito ativos, (IPAQ versão curta), tinham experiência em treinamento resistido de no mínimo um ano anterior a este estudo), especialmente em exercícios de estabilização do tronco (Chulvi-Medrano et al., 2010), e não tinha histórico de lombalgia (índice de incapacidade lombar Oswestry). Além disso, deveriam ter um percentual de gordura corporal inferior a 24% e a medida de dobra cutânea abdominal deveria ser inferior a 34 milímetros.

5.4. Critérios de exclusão

Os participantes que apresentassem contraindicações para a realização dos exercícios propostos neste estudo seriam excluídos. Foram incluídas como contraindicações doenças cardíacas, disfunções neurológicas, alcoolismo, tabagismo, diabetes, miopatias ou neuromiopatias, dores na região abdominal ou qualquer outro problema clínico que pudesse afetar a execução dos exercícios. Além disso, também foi levado em consideração o uso de antiinflamatórios, analgésicos ou mio-relaxantes, bem como enfermidades osteomioarticulares que possam influenciar a atividade muscular.

5.5. Coleta do sinal EMG

Para o registro do sinal eletromiográfico, foi utilizado o eletromiógrafo computadorizado da EMG System do Brasil 830 C com 12 canais (EMG System do Brasil Ltda., São José dos Campos, SP, Brasil), projetado de acordo com normas da *International Society of Electrophysiology and Kinesiology* (ISEK), o qual possui conversor analógico/digital com resolução de 16 bits, ganho do amplificador de 1000 vezes, filtros *Butterworth* e bateria recarregável integrada. O eletromiógrafo estava conectado a um laptop/notebook alimentado apenas por bateria e os sinais eletromiográficos foram coletados usando um aplicativo de software *EMGLab V1.1 - EMG System Brasil versão 2014*. A frequência de amostragem utilizada foi de 2000 Hz por canal durante toda a coleta, e os sinais eletromiográficos foram submetidos a um filtro passa banda de 20 Hz e 500 Hz.

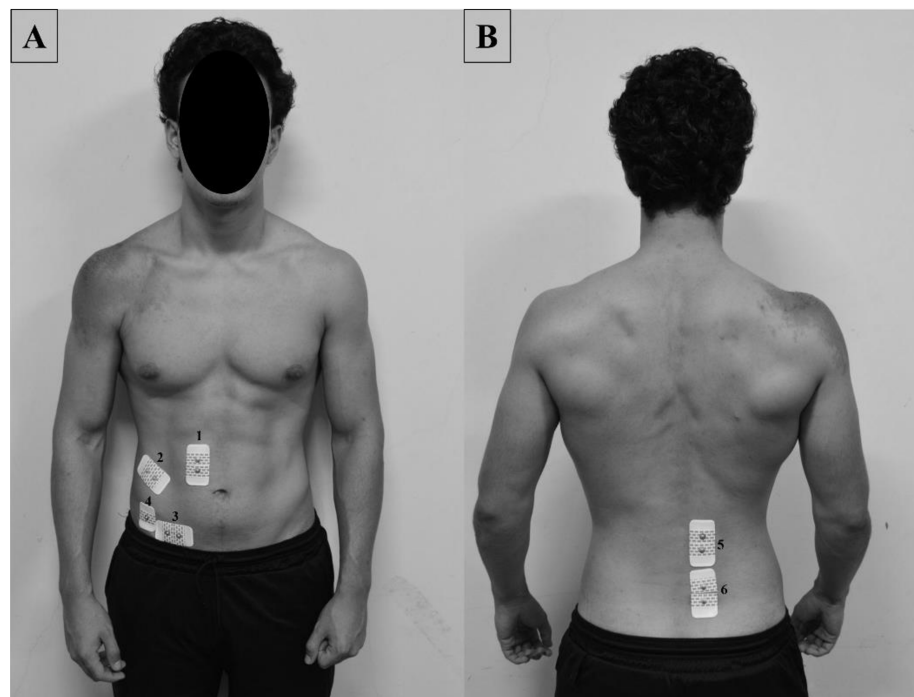
Para a captação dos sinais eletromiográficos, foram utilizados eletrodos de superfície bipolares ativos constituídos por dois discos de Ag/AgCl com 10 milímetros de diâmetro (EMG System do Brasil, São José dos Campos, SP, Brasil), nos quais foram fixados eletrodos descartáveis 3M (3M do Brasil Ltda., Sumaré, SP, Brasil) com distância intereletrodos de 20 milímetros (centro a centro). Os eletrodos apresentam ganho de pré-amplificação de 20 vezes e razão de rejeição de modo comum > 120 dB.

A preparação dos voluntários envolveu a tricotomia e a pele foi devidamente higienizada com álcool a 70% para remover a oleosidade e quaisquer elementos que pudessem interferir na coleta, contribuindo assim para a redução da impedância elétrica da pele.

5.6. Posicionamento dos eletrodos

Os eletrodos de superfície foram colocados no antímero direito nos músculos RA, OE, OI, EE e MU (Jordan et al., 2022; Santos et al., 2024a, 2024b). Todos os eletrodos e seus devidos posicionamentos estão indicados pela Figura 1.

Figura 1- Posicionamento dos eletrodos para os músculos do core: (A) Vista anterior: (1) Reto do abdome, (2) Obliquo externo do abdome, (3) Obliquo interno do abdome, (4) eletrodo referência na espinha íliaca ântero-superior; (B) Vista Posterior: (5) Ereter da Espinha e (6) Multifíido.



Fonte: o próprio autor (2026).

Para o músculo RA, o eletrodo estava alinhado verticalmente e fixado no centro do ventre muscular no ponto médio entre o processo xifóide do osso esterno e cicatriz umbilical, aproximadamente três centímetros lateral e cinco centímetros superior a cicatriz umbilical (Escamilla et al., 2010; Hibbs et al., 2011).

O eletrodo no músculo OE foi posicionado superiormente a espinha íliaca ântero-

superior (EIAS) do osso do quadril, aproximadamente a 15 centímetros laterais da cicatriz umbilical (García-Vaquero et al., 2012). O eletrodo foi 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).

O eletrodo do músculo OI foi alinhado horizontalmente e colocado dois centímetros inferior e medial a EIAS do osso do quadril (Escamilla et al., 2010; Hibbs et al., 2011), localizado no interior de um triângulo delimitado pelo ligamento inguinal, borda lateral da bainha do RA e uma linha que conecta ambas EIAS (Escamilla et al., 2010; García-Vaquero et al., 2012), onde apenas a aponeurose do OE e não suas fibras musculares encobre o OI (Escamilla et al., 2010).

O eletrodo do músculo EE foi fixado lateralmente ao processo espinhoso da terceira vértebra lombar numa distância de aproximadamente dois a três centímetros da linha mediana (García-Vaquero et al., 2012). Para o músculo MU, foram utilizadas as recomendações do SENIAM - Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles - (Hermens et al., 1997), no qual o eletrodo foi colocado no nível do processo espinhoso da quinta vértebra lombar, a cerca de dois a três centímetros laterais da linha mediana do corpo.

Após a colocação dos eletrodos, os voluntários realizaram movimentos específicos, de acordo com a função muscular, para verificar o posicionamento correto dos eletrodos e examinar a qualidade do sinal eletromiográfico (Konrad, 2005). Foi utilizado um eletrodo de referência (EMG System do Brasil, São José dos Campos, SP, Brasil), que estava fixado na pele sobre a EIAS do osso do quadril esquerdo (Kang; Jung; Yu, 2012).

Para garantir maior precisão na recolocação dos eletrodos entre as diferentes sessões, utilizou-se uma técnica de mapas com transparência (papel acetato) para cada voluntário. Os mapas apresentaram uma quantidade maior de pontos de referência (cicatrizes, varizes, protruções ósseas e manchas na pele), que permitem o posicionamento adequado dos eletrodos sobre a pele em diferentes dias (Correa; Costa; Pinto, 2012; Santos et al., 2024a, 2024b).

As análises dos sinais eletromiográficos foram realizadas individualmente para averiguação do registro e da rotina do sinal. Para isso, todas as coletas do sinal eletromiográfico pertencentes ao procedimento experimental foram precedidas de análise em tempo real do espectro de frequência, o qual permite observar eventuais interferências que possam estar presentes nas coletas (De Aguiar et al., 2010; Gregorio et al., 2020; Santos, 2020).

5.7. Avaliação antropométrica

Para a avaliação antropométrica, foram medidos a estatura, em centímetros (cm), a massa corporal, em quilogramas (kg) e o percentual de gordura (%GC), a fim de caracterizar a amostra. A estatura foi avaliada utilizando um estadiômetro de parede *Standard Sanny* com graduação em milímetros.

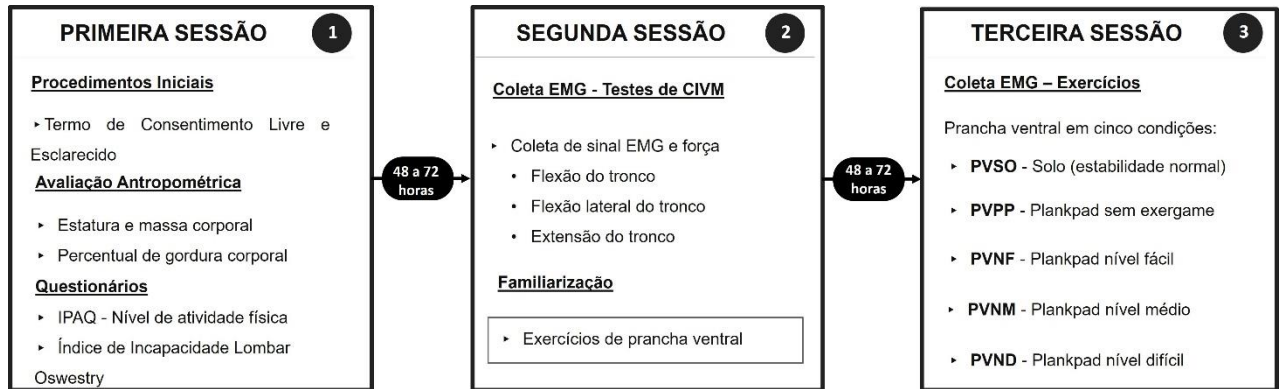
Visando uma mensuração mais fidedigna da atividade elétrica da musculatura pré-determinada, o percentual de gordura corporal foi mensurado para selecionar somente voluntários com baixo nível de gordura, abaixo de 24%, e com os resultados das medidas das dobras cutâneas inferiores a 34 milímetros, uma vez que a quantidade de tecido entre a superfície do músculo e o eletrodo pode afetar o sinal eletromiográfico (De Luca, 1997; Drysdale; Earl; Hertel, 2004; Jordan et al., 2022).

Para determinar a massa corporal e o percentual de gordura, foi utilizada uma balança de bioimpedância (BIA) (*InBody 230 - Biospace Co., Ltd.*, Seoul, Korea) com sistema de eletrodos tetrapolar (oito eletrodos táteis), visto que esse método é válido na literatura para estimar os percentuais de músculo e gordura, e outros compartimentos corporais em indivíduos saudáveis com massa corporal normal (Mulasi et al., 2015). A fim de padronizar o estado de hidratação para a realização da BIA, cada voluntário foi orientado a fazer um jejum absoluto de 12 horas, não realizar exercícios físicos intensos nas últimas 12 horas, não ingerir álcool nas últimas 48 horas, não utilizar medicamentos diuréticos nos últimos sete dias e esvaziar a bexiga 30 minutos antes do exame, conforme as recomendações do fabricante (Biospace Co, 1996; Mulasi et al., 2015). Além disso, foi mensurado a espessura da dobra cutânea abdominal, com o plicômetro científico (Cescorf, Porto Alegre), paralelamente à linha mediana e dois centímetros da borda lateral da cicatriz umbilical (Okano et al., 2008).

5.8. Procedimentos experimentais

A coleta de dados foi realizada em três dias distintos e os voluntários foram convocados a comparecer no Laboratório de Eletromiografia e Posturografia (LABEP) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) em dias e horários pré-estabelecidos, conforme demonstrado pela **Fig.2**.

Figura 2 – Delineamento experimental.



Fonte: Próprio autor (2026).

5.8.1. Primeira sessão

Após a explanação dos procedimentos experimentais, os participantes assinaram o TCLE e logo em seguida, passaram por uma avaliação física que constava de mensurações da estatura, massa corporal e percentual de gordura corporal. Além disso, foram aplicados dois questionários para avaliar o nível de atividade física (Questionário Internacional de Atividade Física / versão curta - IPAQ) e selecionar voluntários sem lombalgia (questionário para avaliação funcional - Índice de Incapacidade Lombar Oswestry).

5.8.2. Segunda sessão

A segunda sessão ocorreu entre 48 e 72 horas depois da primeira, na qual foi realizada a coleta dos dados eletromiográficos referentes à contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de músculos do *core*. Para estabelecer comparações adequadas da atividade EMG entre diferentes músculos durante a realização dos exercícios de estabilização, os valores brutos do sinal eletromiográfico foram normalizados em termos de porcentagem do valor máximo da CIVM (Cinti et al., 2024; Santos et al., 2024a, 2024b; Teixeira et al., 2024).

Para determinar a força produzida durante a CIVM, foi utilizado uma célula de carga (modelo 5000 N, EMG System do Brasil, São José dos Campos, SP, Brasil) com capacidade de 0 a 500 kgf de tração ou compressão, que estava conectada a um dos canais auxiliares do eletromiógrafo. Os sinais de força foram processados utilizando o software para coleta EMG, o qual 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 (Brown, 2008), para evitar o efeito da fadiga muscular. Os testes de CIVM dos músculos RA, OE, OI, EE e MU foram realizados pelos participantes de acordo com as respectivas funções musculares e seguindo as recomendações da literatura específica (Gregorio et al., 2020; Maeo et al., 2012; Santos et al., 2024a, 2024b; Vera-Garcia; Barbado; Moya, 2014).

Foi utilizado um aparelho que foi construído para padronizar as posições de flexão, extensão e flexão lateral do tronco e para fixar a célula de carga durante os testes, seguindo as descrições de Maeo et al. (2012). A ordem de execução dos testes de CIVM (flexão, extensão e flexão lateral do tronco) foi randomizada e contrabalançada.

No final da segunda sessão, foi realizada a familiarização com os exercícios de estabilização. Cada participante recebeu instruções verbais e visuais sobre a realização correta destes exercícios para assegurar conforto e familiaridade e, por conseguinte, obter sinal de melhor qualidade durante a coleta de dados (Gregorio et al., 2020; Santos et al., 2024a, 2024b).

A familiarização consistiu na realização de todas as variações do exercício PV. Cada variação era realizada até a exaustão e o participante tinha um intervalo de descanso de um minuto entre cada exercício. A ordem de execução foi randomizada e contrabalançada.

5.8.2.1. Teste de flexão do tronco (Fig. 3)

Os voluntários ficaram deitados em decúbito dorsal nos assentos almofadados do aparelho, com quadris e joelhos flexionados, pés apoiados no assento e fixados com um cinto e flexão parcial do tronco. Foi utilizado um cinto que cobria a parte superior do tronco e ficava conectado a uma corrente, a qual estava fixada na célula de carga. Os participantes foram mantidos firmemente na posição do teste e foram instruídos na tentativa de realizar uma flexão isométrica máxima do tronco no plano sagital durante cinco segundos (Cinti et al., 2024; Gregorio et al., 2020; Maeo et al., 2012; Santos et al., 2024a; Vera-Garcia; Barbado; Moya, 2014).

5.8.2.2. Teste de flexão lateral do tronco (Fig. 4)

Os voluntários ficaram deitados em decúbito lateral, com o lado esquerdo do tronco em contato com os assentos almofadados do aparelho, pernas estendidas, quadris e pés fixados no assento por meio de um cinto. Os participantes foram mantidos firmemente na posição do teste

e foram instruídos na tentativa de realizar uma flexão lateral direita isométrica máxima do tronco no plano frontal durante cinco segundos (Gregorio et al., 2020; Maeo et al., 2012; Santos et al., 2024a; Teixeira et al., 2024; Vera-Garcia; Barbado; Moya, 2014).

Figura 3 - Teste de contração isométrica voluntária máxima de flexão de tronco



Fonte: o próprio autor (2026).

Figura 4 - Teste de contração isométrica voluntária máxima de flexão lateral do tronco.



Fonte: o próprio autor (2026).

5.8.2.3. Teste de extensão do tronco (Fig. 5)

Os voluntários ficaram deitados em decúbito ventral nos assentos almofadados do

aparelho, com membros inferiores estendidos, quadris e pés fixados no assento por meio de um cinto. Os participantes foram mantidos firmemente na posição do teste e foram instruídos na tentativa de realizar uma extensão isométrica máxima do tronco no plano sagital durante cinco segundos (Maeo et al., 2012; Santos et al., 2024a, 2024b; Teixeira et al., 2024; Vera-Garcia; Barbado; Moya, 2014).

Figura 5 - Teste de contração isométrica voluntária máxima de extensão de tronco.



Fonte: o próprio autor (2026).

5.8.3. Terceira sessão

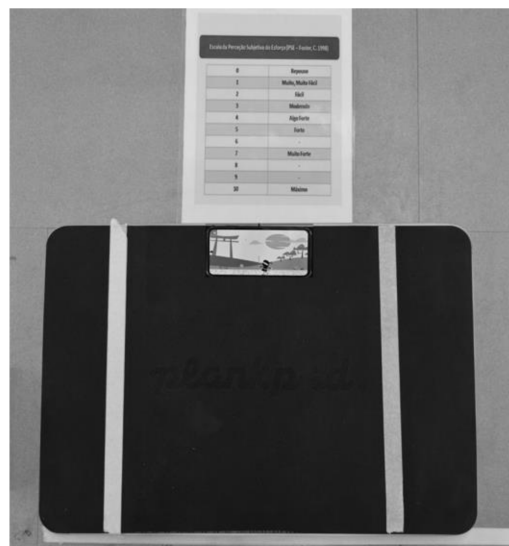
A terceira visita ocorreu entre 48 e 72 horas depois da segunda, na qual foi realizada a coleta dos dados eletromiográficos durante o exercício de PV em cinco situações: a) estabilidade normal no solo (PVSO); b) instabilidade na plataforma de equilíbrio Plankpad (PVPP); c) instabilidade na plataforma de equilíbrio Plankpad com jogo *Fruit Splicer* em nível fácil (PVNF); d) instabilidade na plataforma de equilíbrio Plankpad com jogo *Fruit Splicer* em nível médio (PVNM); e) instabilidade na plataforma de equilíbrio Plankpad com jogo *Fruit Splicer* em nível difícil (PVND).

Os indivíduos executaram um movimento de cada exercício até a exaustão. Os testes foram encerrados quando os participantes não conseguiam manter o alinhamento corporal (elevação ou abaixamento do quadril), quando recebiam o terceiro aviso verbal, quando não conseguiam manter a execução correta sem rotação do quadril e tronco, quando solicitados pelo pesquisador, ou quando voluntariamente finalizam o teste (George et al., 2018; Santos et al., 2024a). Para evitar o efeito da fadiga muscular como fator limitante, foram utilizados cinco minutos de intervalo de descanso entre cada exercício (Brown, 2008). A ordem de execução destes foi randomizada e contrabalançada.

5.9. Equipamento de instabilidade

A plataforma de equilíbrio Plankpad é uma estrutura de madeira que possui um revestimento de espuma resistente ao suor na parte superior onde se apoiam os antebraços durante o exercício. As dimensões de comprimento, largura e altura são as seguintes: 61 cm x 40 cm x 10 cm. A plataforma de equilíbrio foi colocada no solo para a execução dos exercícios com e sem exergame. Na condição com exergame, o smartphone Galaxy S23Fe (Samsung Electronics Co., Ltd., Suwon, South Korea) foi posicionado no centro da plataforma de equilíbrio, 30,5 cm, conforme demonstrado na **Fig.6**

Figura 6- Plataforma de equilíbrio Plankpad com smartphone posicionado ao centro e aplicativo Plankpad aberto. Posição da escala de Percepção Subjetiva de Esforço em frente a plataforma de equilíbrio.



Fonte: Próprio autor (2026).

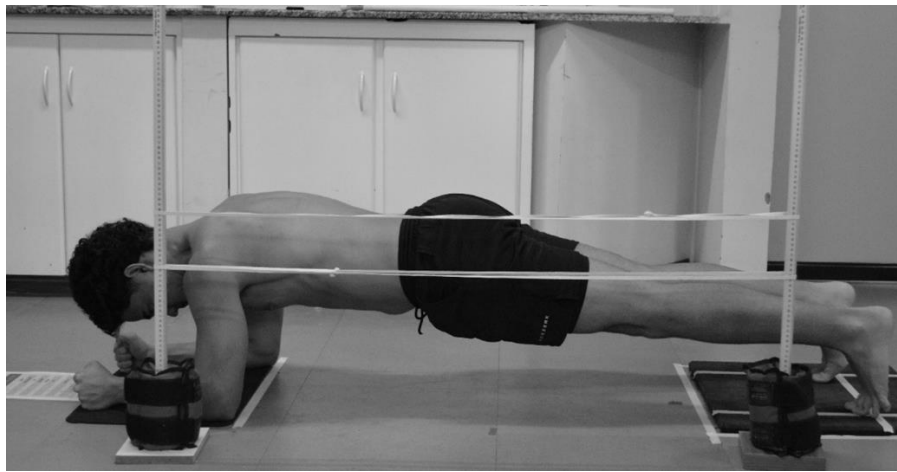
5.10 Exercícios Executados

1. Prancha ventral com estabilidade normal (PVSO): participantes em decúbito ventral com braços e antebraços flexionados a 90°, cotovelos e antebraços apoiados no solo (**Fig.7**). Os indivíduos foram instruídos a manter o corpo elevado e alinhado durante o maior tempo possível, utilizando as pontas dos pés, cotovelos e antebraços como apoio.
2. Prancha ventral com plankpad (**Fig.8**): na plataforma de equilíbrio Plankpad sem feedback de jogo (PVPP); na prancha de equilíbrio Plankpad com jogo *Fruit Splicer* no nível fácil (PVNF), nível médio (PVNM) e nível difícil (PVND).

A padronização da posição do exercício PV, foi realizada durante a segunda sessão em

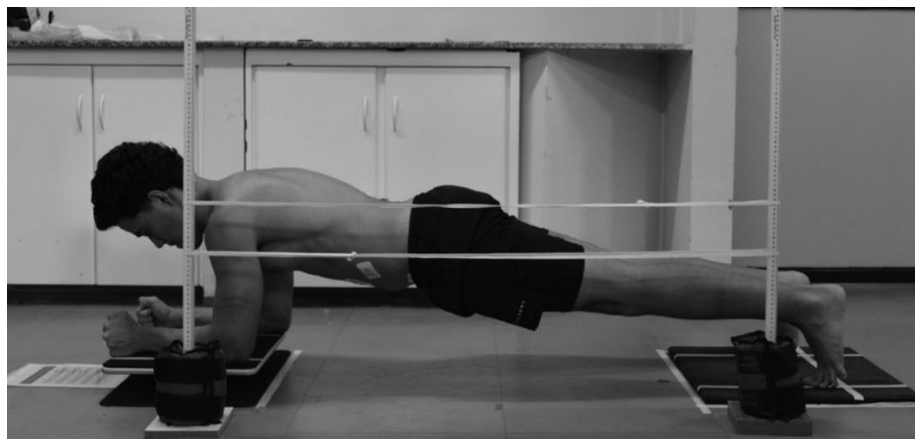
que ocorreu a familiarização nas cinco situações do exercício PV. Foram padronizados a distância entre os epicôndilos mediais do osso úmero (cotovelo), entre os primeiros metatarsos dos pés (largura dos pés), entre os cotovelos e pés de cada lado, e também foi padronizado a altura do quadril. Para garantir que as medidas de padronização da sessão de familiarização se mantivessem na terceira sessão, foram registradas todas essas medidas e a prancha de equilíbrio e o tapete dos pés foram marcados com fita para garantir que não alterassem em relação à sessão de familiarização (Tong; Wu; Nie, 2014).

Figura 7 - Exercício de prancha ventral com estabilidade normal no solo



Fonte: O próprio autor
(2026).

Figura 8 - Exercício prancha ventral com instabilidade na plataforma de equilíbrio com exergame.



Fonte: O próprio autor
(2026).

Para medir a distância entre os epicôndilos mediais do úmero, o participante realizava uma flexão de ombros até 90 graus e com fita métrica era realizada a medição. Para a distância entre os primeiros metatarsos dos pés, foi solicitado ao participante que ele ficasse em pé e que

mantivesse os pés na largura do quadril. Para a distância entre cotovelos e pés, o participante ficava em pé e mantinha os ombros flexionados a 90 graus e a medida era realizada do olécrano da ulna ao hálux (primeiro dedo do pé) (Tong; Wu; Nie, 2014).

Para realizar o controle da altura do quadril foram utilizadas duas fitas elásticas de um metro cada posicionadas horizontal e paralelamente a dez centímetros de uma para outra, fixadas em duas escalas verticais, ajustadas até ficarem na altura da crista ilíaca. O quadril deveria permanecer entre as linhas de referência objetiva para monitorar deslocamentos, conforme **Fig. 7 e 8**. Se o participante não mantivesse a altura do quadril entre as linhas de referência após o terceiro aviso, o exercício seria interrompido. Contudo, todos os participantes concluíram sem a necessidade de intervir para interromper a execução do exercício (Tong; Wu; Nie, 2014).

5.11. Exergame

Os participantes realizaram exercícios com o exergame *Fruit Splicer*, que faz parte dos jogos disponíveis no aplicativo PlankPad, que combina a manutenção do exercício PV sobre a plataforma de equilíbrio com o objetivo de controlar o cursor na tela (ninja cortador) para cortar frutas na tela. Conforme as frutas surgem, o participante deveria ajustar a inclinação da plataforma de equilíbrio para conseguir fazer com que o ninja cortador de frutas fosse na direção da fruta que estava caindo. Os níveis de dificuldade fácil, médio e difícil estão relacionados com a frequência e a velocidade com que as frutas surgem na tela. O nível fácil está relacionado com uma frequência e velocidade menores, o nível médio com frequência e velocidade moderadas e o nível difícil com frequência e velocidade maiores. Foram registradas a duração efetiva em tempo (segundos) e a pontuação no jogo imediatamente após o término da execução do exercício.

A utilização do *Fruit Splicer* justifica-se por ser um dos exergames dentro do aplicativo Plankpad, por sua integração com a plataforma de equilíbrio PlankPad e pela equivalência mecânica com o *Fruit Ninja*, cuja usabilidade e potencial de engajamento já foram descritos na literatura, o que favorece adesão e padronização do estímulo em adultos jovens (Blazhko; Volkov; Marulin, 2025; Lee et al., 2021). As variações de níveis de dificuldade foi adotada como estratégia de progressão, permitindo manipular demanda de atenção e velocidade de resposta sem alterar o padrão do exercício PV o que é coerente com recomendações para prescrição de exergames (Panagiotopoulos et al., 2024; Viana et al., 2021).

5.12. Registro da percepção subjetiva de esforço (PSE)

Um pesquisador registrou para cada participante os valores da PSE - Escala de 10 pontos que foi modificada por Foster et al. (2001) (Figura 9) em relação à escala original de PSE de Borg de 15 pontos (Borg, 1982), com o intuito de simplificar sua aparência e utilidade. Todos os participantes foram questionados sobre qual era o valor de PSE do início ao final de cada exercício. Os descritores adjacentes para cada número da tabela da PSE – Escala de 10 pontos foram: 0 = Repouso; 1 = Muito, muito fácil; 2 = Fácil; 3 = Moderado; 4 = Um pouco difícil; 5 = Difícil; 7 = Muito Difícil; e 10 = Máximo.

A tabela de PSE – Escala de 10 pontos foi colocada à disposição durante toda a execução dos exercícios para a visualização dos participantes, para que eles pudessem relatar facilmente a pontuação da PSE a cada cinco segundos para todos os cinco exercícios de estabilização realizados (Cruz-Montecinos et al., 2019; George et al., 2018). Para isso, um sinal sonoro foi emitido pelo aplicativo *Metronome Beats* na frequência de 12 batidas por minuto. O estímulo sonoro foi gerado pelo smartphone conectado via Bluetooth a caixa de som Jbl Go 2. Portanto, a cada cinco segundos durante toda a execução de cada exercício, o participante deveria informar a PSE. Se o participante não relatasse após o sinal sonoro, imediatamente o pesquisador reforçava questionando qual era a PSE daquele momento.

Figura 9- Escala CR10 de Borg (Borg, 1982) modificada por Foster et al.(FOSTER et al., 2001)

Classificação	Descritor
0	Repouso
1	Muito, Muito Fácil
2	Fácil
3	Moderado
4	Um Pouco Difícil
5	Difícil
6	-
7	Muito Difícil
8	-
9	-
10	Máximo

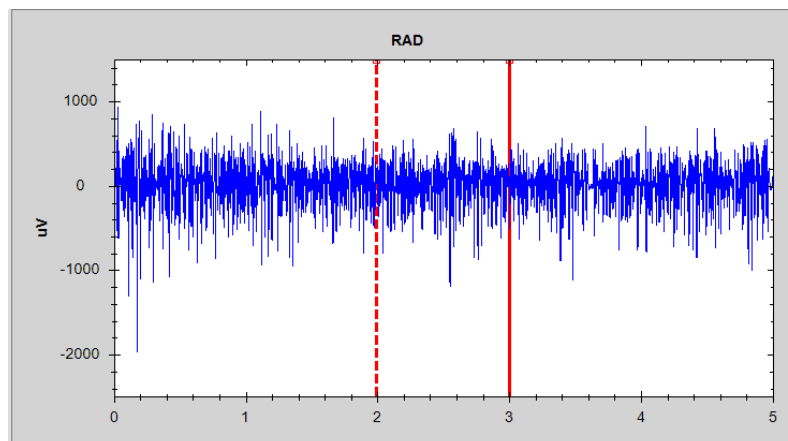
Fonte: Foster et al.(2001).

5.13. Análise dos dados

Os valores de força e os sinais EMG obtidos durante as CIVM foram analisados e quantificados no domínio do tempo pelo parâmetro RMS, utilizando-se o *Software EMGLab V1.1 - EMG System Brasil versão 2012*. Para calcular o pico da força e do RMS na CIVM, para posterior normalização, foi utilizada uma janela móvel de um segundo em todo o sinal. Dentre as tentativas de CIVM realizadas para cada grupo muscular, foi selecionada aquela que apresentou o maior pico de força, cujo valor de RMS correspondente foi utilizado como referência para normalização.

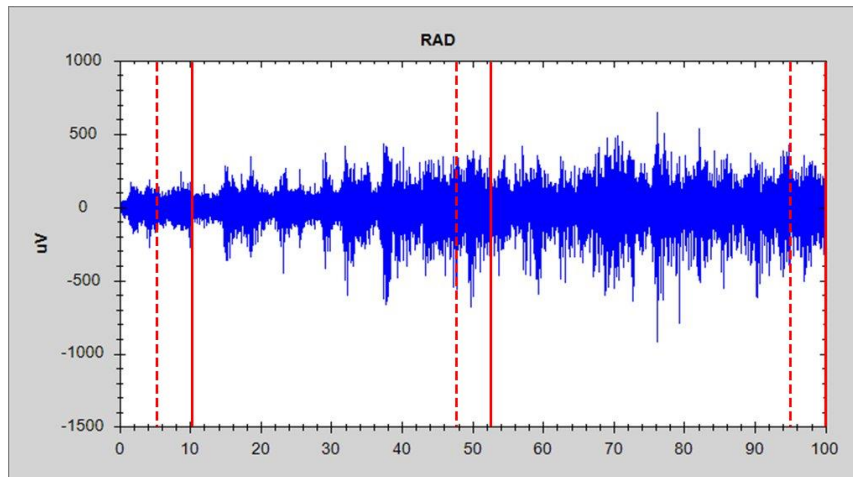
Nos exercícios de estabilização, o sinal eletromiográfico foi analisado no domínio do tempo (RMS) e da frequência (F50). Os valores de RMSn e F50 de cada músculo durante os exercícios foram calculados da seguinte forma: 1) Etapa A: janelamento de 5 segundos no início (entre cinco e 10 segundos); Etapa B: janelamento de cinco segundos no meio (50% do sinal eletromiográfico); e Etapa C: janelamento de cinco segundos no final (100% do sinal eletromiográfico). Para cada etapa, foram extraídos os dados de um segundo dentro de cada janelamento de cinco segundos. Os valores médios de RMS coletados nessas diferentes etapas foram normalizados (RMSn) em termos de porcentagem do maior valor obtido na CIVM.

Figura 10- Exemplo de sinal eletromiográfico bruto (EMG) do músculo reto do abdome durante uma Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM). A linha vermelha tracejada indica o início da janela de análise e a linha vermelha sólida indica o fim da janela selecionada para extração do pico de amplitude, utilizado como referência para normalização pela CIVM (Atkins et al., 2015; Byrne et al., 2014).



Fonte: O próprio autor (2026).

Figura 11- Demonstração do modelo de janelamento de cinco segundos no início (entre cinco e 10 segundos), cinco segundos no meio (47.5 a 52.5 segundos) e cinco segundos no final (95 a 100 segundos) para um exercício de estabilização até a exaustão.



Fonte: O próprio autor (2026).

Para o cálculo do índice de co-contração global (RA/EE, OE/EE) e local (OI/MU), o RMSn de cada músculo foi dividido utilizando o número de menor valor como numerador e o maior valor como denominador (Besier; Lloyd; Ackland, 2003; Lloyd; Buchanan, 2001; Ortiz; Capolugo; Venegas-Rios, 2014). Esta fórmula produz uma razão entre 0 e 1, em que o valor 0 representa nenhuma co-contração e o valor 1 representa uma co-contração total entre o agonista e o antagonista. Em seguida, a razão obtida foi multiplicada pelo valor cem, a fim de representar a porcentagem de co-contração ($[\text{menor pico de RMS}/\text{maior pico de RMS}] \times 100$) para o grupo muscular durante o exercício especificado (JORDAN et al., 2022), a fim de ser utilizado na comparação estatística entre exercícios.

Todas as extrações dos dados do sinal EMG contendo as fórmulas para o cálculo do RMS e da F50 foram realizadas por meio de rotinas desenvolvidas em linguagem Python (versão 3.9).

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (5.1)$$

Onde x_i é o sinal de EMG amostrado e N é o número de amostras do trecho considerado

na análise (Farina; Merletti, 2000).

$$\sum_{i=1}^{f \text{ mediana}} P_i = \sum_{i=f \text{ mediana}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad (5.2)$$

Onde P_i é a i ésima linha do espectro de potência do sinal de EMG e M é o maior harmônico considerado (Farina; Merletti, 2000).

Para análise da relação com a PSE, a F50 foi normalizada para os primeiros dois segundos de cada exercício. A fadiga neuromuscular foi determinada por uma diminuição significativa da F50 e um aumento significativo da RMS ao longo do tempo.

5.14. Análise estatística

A análise estatística foi realizada pelo software *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) versão 26.0 (IBM Corp, NY, Estados Unidos). Os dados estão apresentados como média, desvio padrão e intervalo de confiança. Inicialmente, foi aplicado o Teste de Shapiro–Wilk para verificar a normalidade dos dados. Para as análises por Modelo Linear Geral (GLM), aplicou-se o Teste de *Mauchly* para verificar a esfericidade; quando essa premissa não foi atendida, foi aplicado o ajuste de correção de *Greenhouse–Geisser*.

Para as análises do tempo de execução dos exercícios e da quantidade de pontos obtidos, foi utilizado o teste de ANOVA one-way. O Modelo Linear Geral com teste *post hoc* de teste de *Bonferroni* foi utilizado para: (1) comparar os valores de RMSn e F50 do mesmo músculo em diferentes exercícios em cada etapa específica (Etapas A, B e C); (2) comparar os valores de co-contração global e local em diferentes exercícios em cada etapa específica (Etapas A, B e C); (3) comparar os valores de RMSn e F50 do mesmo músculo entre as três etapas; (4) comparar os valores de co-contração global e local entre as três etapas.

Ademais, para investigar a associação entre a PSE e a fadiga neuromuscular, foi realizada uma análise de regressão linear, sendo calculado o coeficiente de determinação (R^2) entre os valores de PSE e as variáveis RMS e F50. Para isso, o tempo total de execução de cada exercício até a falha foi dividido em 10 intervalos, correspondentes de 10% até 100% do tempo decorrido, e os valores de RMSn, F50 e PSE correspondentes ao instante mais próximo de cada ponto percentual foram extraídos para cada participante. O nível de significância adotado foi de 5% ($p < 0,05$).

Os valores de coeficiente de correlação intraclassa (ICC) foram calculados para verificar

a reprodutibilidade entre as repetições nos testes de CIVM, seguindo os critérios de (Fleiss, 1986): $ICC > 0,75$ = excelente, ICC entre 0,40 e 0,75 = moderado e $ICC < 0,40$ = baixo.

6. RESULTADOS

6.1. Caracterização da Amostra

As variáveis de caracterização da amostra — idade, estatura, massa corporal, número de dias de treinamento por semana e experiência com treinamento — estão descritas na Tabela 1.

Tabela 1 – Caracterização da amostra (n=15). Os valores estão expressos em média \pm desvio padrão.

Variáveis	Valores
Idade (anos)	24,40 \pm 3,28
Estatura (cm)	177,30 \pm 5,12
Massa corporal (kg)	76,43 \pm 7,64
Gordura Corporal (%)	13,71 \pm 4,54
Dobra cutânea abdominal (mm)	13,90 \pm 3,00
Distância entre os epicôndilos mediais (cm)	27,80 \pm 1,55
Distância entre cotovelos e pés (cm)	123,60 \pm 6,00
Distância entre os pés (cm)	32,60 \pm 3,53
Altura do quadril – limite inferior (cm)	36,00 \pm 4,08
Altura do quadril – limite superior (cm)	45,20 \pm 3,16
Quantidade de treinos semanais (dias)	5,00 \pm 0,89
Experiência com treinamento de força (anos)	6,10 \pm 1,22

6.2. Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC)

Nos testes de CIVM, foram demonstrados valores de força máxima de 44,72 \pm 11,35 N na flexão do tronco (FT), 32,09 \pm 15,94 N na flexão lateral do tronco (FL) e 32,19 \pm 10,01 N na extensão do tronco (ET). Os valores de ICC obtidos entre a primeira e a segunda repetição em cada teste específico de CIVM (FT= 0,87; FL= 0,95; ET= 0,97) demonstram replicabilidade excelente (FLEISS, 1986), refletindo forte confiabilidade entre as duas repetições.

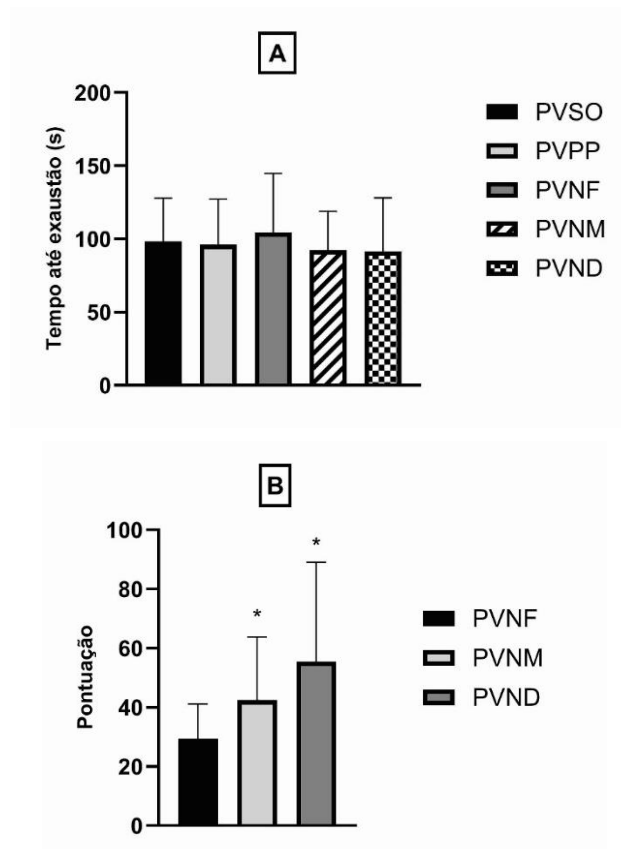
6.3. Tempo de execução, pontuação do exergame e Percepção Subjetiva de Esforço

Os valores demonstrados para o tempo de execução foram: PVSO: 91,53 \pm 36,54 segundos; PVPP: 104,47 \pm 40,23 segundos; PVNF: 92,27 \pm 26,65 segundos; PVNM: 96,07 \pm 31,12 segundos; e PVND: 98,40 \pm 29,50 segundos. Não houve diferença significativa entre os tempos de execução entre os exercícios (F: 1,464, p = 0,22).

Somente para as variações do exercício PV com exergame, as pontuações exibidas no

exercício Plankpad com jogo *Fruit Splicer* foram: PVNF: $29,40 \pm 11,71$ pontos; PVNM: $40,60 \pm 23,51$ pontos; PVND: $55,47 \pm 33,57$ pontos. Houve diferença significativa no número de pontos entre os diferentes níveis do jogo [F: (2; 9,132) $p = 0,00$]. O teste Bonferroni indicou diferença significativa entre PVNF e PVNM ($p = 0,003$), PVNF e PVND ($p = 0,01$).

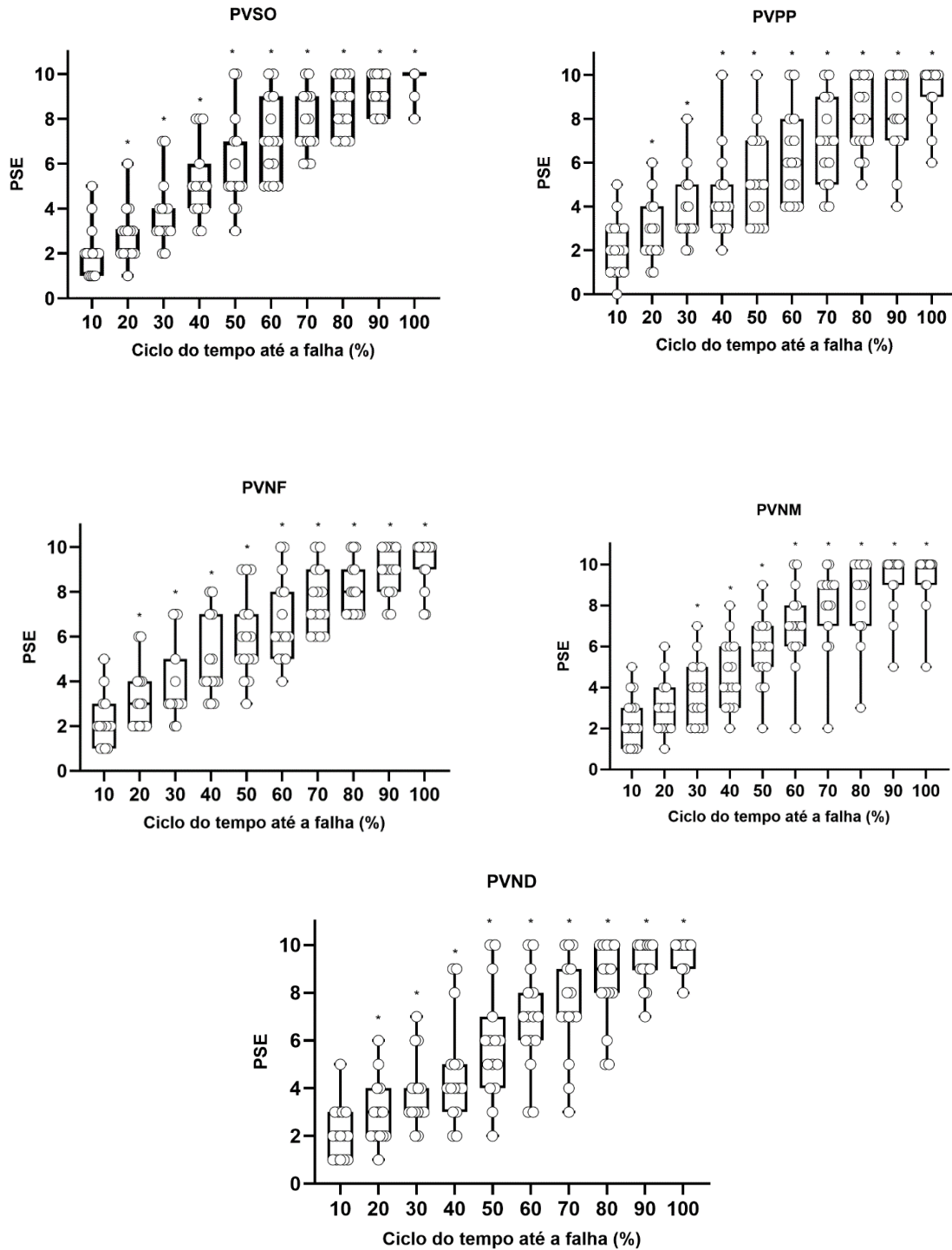
Figura 12- (A) Tempo até exaustão em segundos (s) nos cinco exercícios de prancha ventral. (B) Pontuação obtida no exergame durante os três exercícios com jogo. * significativamente maior que PVNF ($p < 0,05$). Barras representam média e desvio padrão. Prancha ventral: solo (PVSO), na plataforma PlankPad (PVPP), com exergame nível fácil (PVNF), nível médio (PVNM) e nível difícil (PVND).



Fonte: O próprio autor (2026).

Para a PSE, os valores aumentaram progressivamente ao longo do tempo em todos os exercícios, partindo de aproximadamente 2,21 aos 10% até cerca de 9,47 aos 100% do tempo. A ANOVA de medidas repetidas revelou efeito principal significativo do tempo ($F = 168,84$; $p < 0,001$), com diferenças significativas entre todos os momentos ($p < 0,05$). Não houve efeito principal do exercício ($F = 1,11$; $p = 0,36$) nem interação entre tempo e exercício ($F = 1,08$; $p = 0,38$), indicando que a PSE foi semelhante entre os cinco exercícios.

Figura 13 Percepção subjetiva de esforço (PSE) ao longo do ciclo do tempo até a exaustão (%) para os cinco exercícios de prancha ventral. Prancha ventral solo (PVSO); Prancha ventral na plataforma PlankPad (PVPP); Prancha ventral com exergame nível fácil (PVNF), nível médio (PVNM), e nível difícil (PVND). Os valores são expressos em mediana, percentis 25 e 75, valores mínimo e máximo e pontos individuais. * Diferente do intervalo de 10%, $p < 0,05$.



Fonte: O próprio autor (2026).

Tabela 2 - Valores descritivos [média \pm desvio padrão e intervalo de confiança (95%)] de PSE para os cinco exercícios em cada percentil do tempo total (10% a 100%). Abreviaturas: Prancha ventral: solo (PVSO), na plataforma PlankPad (PVPP), com exergame no nível fácil (PVNF), com nível médio (PVNM) e nível difícil (PVND).

Tempo	PVSO	PVPP	PVNF	PVNM	PVND
10%	2,13 \pm 1,09 (1,58– 2,68)	2,20 \pm 1,28 (1,55– 2,85)	2,20 \pm 1,11 (1,64– 2,76)	2,40 \pm 1,20 (1,79– 3,01)	2,13 \pm 1,09 (1,58– 2,68)
20%	2,80 \pm 1,17 (2,21– 3,39)	2,80 \pm 1,38 (2,10– 3,50)	3,13 \pm 1,36 (2,45– 3,82)	3,00 \pm 1,26 (2,36– 3,64)	2,93 \pm 1,29 (2,28– 3,59)
30%	3,80 \pm 1,47 (3,06– 4,54)	3,80 \pm 1,56 (3,01– 4,59)	3,87 \pm 1,71 (3,00– 4,73)	3,80 \pm 1,51 (3,03– 4,57)	3,80 \pm 1,42 (3,08– 4,52)
40%	5,13 \pm 1,63 (4,31– 5,96)	4,47 \pm 1,93 (3,49– 5,44)	4,87 \pm 1,71 (4,00– 5,73)	4,67 \pm 1,62 (3,85– 5,49)	4,73 \pm 2,17 (3,63– 5,83)
50%	5,93 \pm 2,02 (4,91– 6,95)	5,27 \pm 2,05 (4,23– 6,30)	6,00 \pm 1,83 (5,08– 6,92)	5,80 \pm 1,68 (4,95– 6,65)	5,87 \pm 2,28 (4,71– 7,02)
60%	7,07 \pm 1,73 (6,19– 7,94)	6,27 \pm 1,98 (5,26– 7,27)	6,73 \pm 1,81 (5,82– 7,65)	7,00 \pm 1,93 (6,02– 7,98)	6,80 \pm 2,04 (5,77– 7,83)
70%	7,73 \pm 1,34 (7,06– 8,41)	6,93 \pm 1,91 (5,96– 7,90)	7,60 \pm 1,36 (6,91– 8,29)	7,93 \pm 1,98 (6,93– 8,94)	7,40 \pm 2,06 (6,36– 8,44)
80%	8,53 \pm 1,15 (7,95– 9,11)	7,93 \pm 1,61 (7,12– 8,75)	8,07 \pm 1,18 (7,47– 8,66)	8,47 \pm 1,93 (7,49– 9,44)	8,33 \pm 1,70 (7,47– 9,19)
90%	9,13 \pm 0,81 (8,73– 9,54)	8,20 \pm 1,87 (7,25– 9,15)	8,87 \pm 1,02 (8,35– 9,38)	9,20 \pm 1,42 (8,48– 9,92)	9,20 \pm 0,91 (8,74– 9,66)
100%	9,73 \pm 0,57 (9,44– 10,02)	9,27 \pm 1,24 (8,64– 9,89)	9,33 \pm 1,07 (8,79– 9,88)	9,40 \pm 1,31 (8,74– 10,06)	9,67 \pm 0,60 (9,36– 9,97)

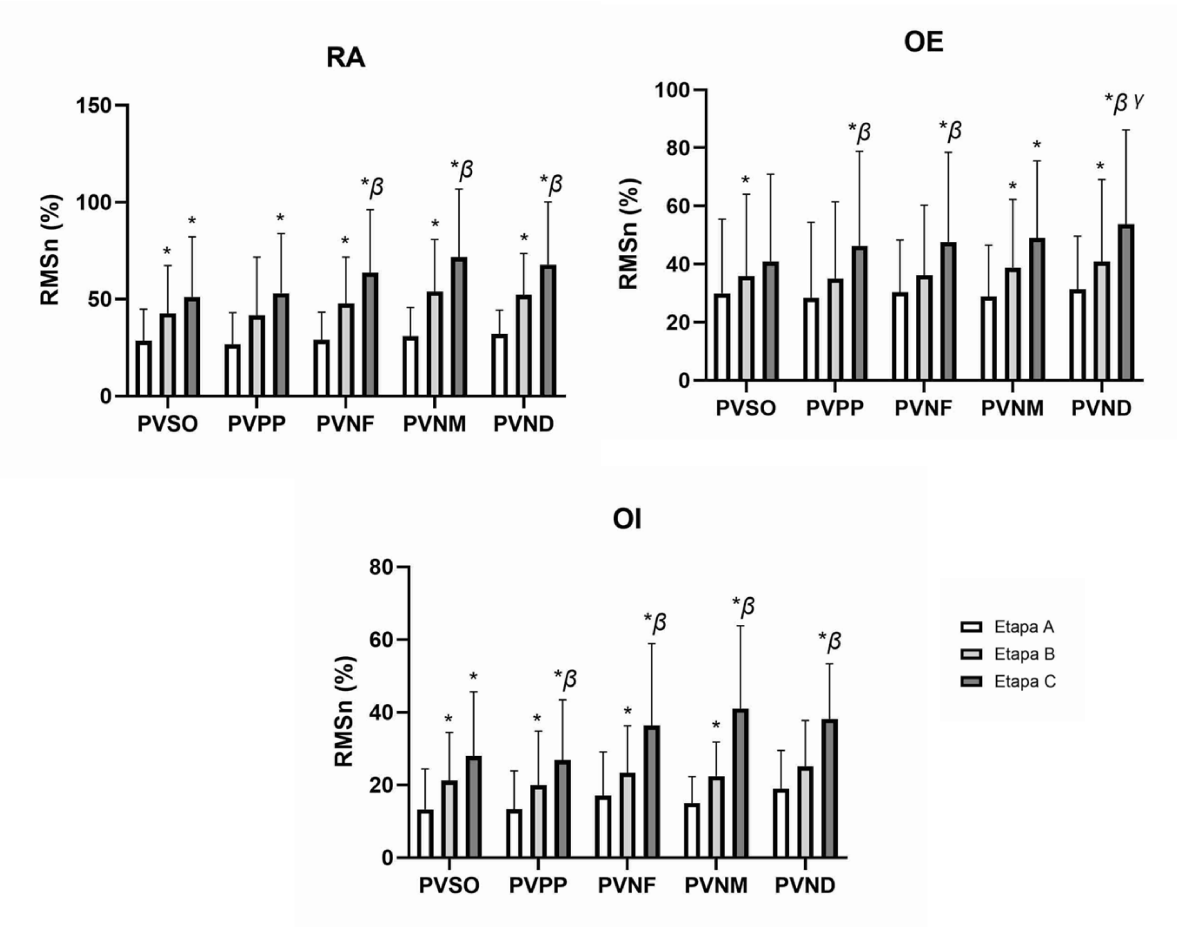
6.4. RMSn

6.4.1. Músculos Abdominais

A análise de variância (ANOVA) de duas vias para o músculo RA não revelou efeito principal do fator exercício [$F = 3,22$; $p = 0,05$]. Contudo, observou-se efeito significativo para o fator etapas [$F = 29,51$; $p < 0,001$] e para a interação entre exercício e etapas [$F = 2,40$; $p = 0,02$], com aumento significativo entre as etapas A e C em todos os exercícios ($p < 0,01$).

Em relação ao OE, não foi detectado efeito principal do fator exercício [$F = 1,73$; $p = 0,18$] nem da interação entre exercício e etapas [$F = 1,46$; $p = 0,22$]. Contudo, observou-se efeito significativo para as etapas [$F = 14,65$; $p = 0,00$], com aumento significativo entre as etapas A e C no PVPP, PVNF, PVNM e PVND ($p < 0,02$). Padrão semelhante foi verificado para o OI; não foram observados efeitos significativos dos exercícios [$F = 1,72$; $p = 0,21$] nem de interação [$F = 0,73$; $p = 0,07$]. Porém, nas etapas, observou-se efeito significativo [$F = 28,54$; $p < 0,001$], com aumento significativo entre as etapas A e C em todos os exercícios ($p < 0,001$).

Figura 14- Valores de RMSn (%) dos músculos abdominais (Reto do abdome: RA; Oblíquo externo do abdome: OE; Oblíquo interno do abdome: OI) nas diferentes etapas e exercícios de estabilização (Prancha ventral solo: PVSO; Prancha ventral na plataforma PlankPad: PVPP; Prancha ventral com exergame nível fácil: PVNF; nível médio: PVNM; nível difícil: PVND). Barras representam média e desvio padrão. * significativamente diferente da etapa A; β significativamente diferente da etapa B. γ significativamente diferente da etapa C para PVSO e PVNF ($p < 0,05$).



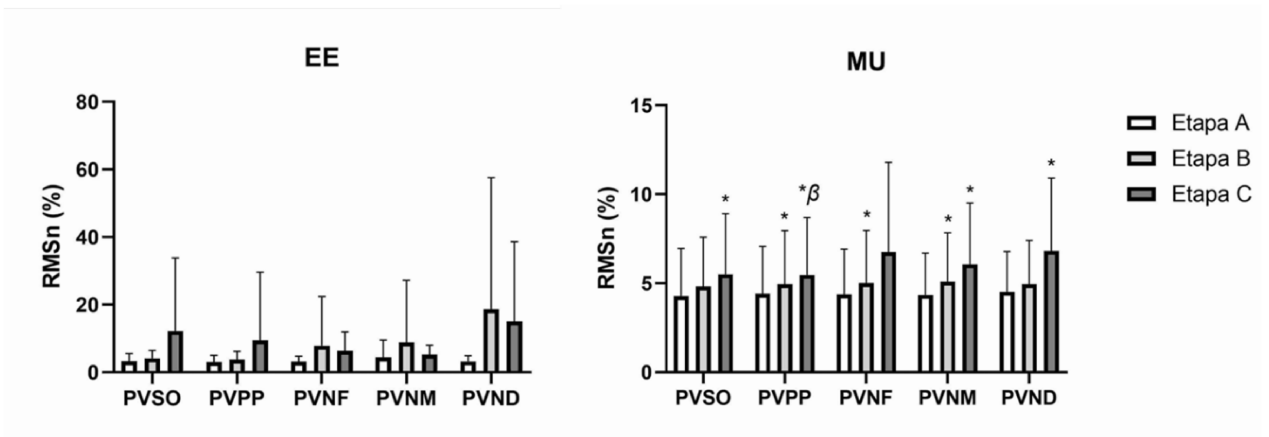
Fonte: O próprio autor (2026).

6.4.2. Músculos Paravertebrais

Para o músculo EE, a análise de variância não revelou efeitos significativos para o exercício [$F = 1,21$; $p = 0,31$] ou para as etapas [$F = 2,30$; $p = 0,12$], nem houve interação entre os fatores [$F = 1,41$; $p = 0,26$]. Em relação ao MU, embora não tenha sido observado efeito do exercício [$F = 0,93$; $p = 0,41$] ou da interação [$F = 1,55$; $p = 0,23$], verificou-se efeito significativo das etapas [$F = 12,47$; $p = 0,002$], com aumento significativo entre as etapas A e C em todos os exercícios ($p < 0,02$), exceto o PVNF, que apresentou diferença apenas entre as

etapas A e B ($p = 0,01$).

Figura 15- Valores de RMSn (%) dos músculos paravertebrais (Eretor da Espinha: EE; Multifído: MU) nas diferentes etapas e exercícios de estabilização (Prancha ventral solo: PVSO; Prancha ventral na plataforma PlankPad: PVPP; Prancha ventral com exergame nível fácil: PVNF; nível médio: PVNM; nível difícil: PVND). Barras representam média e desvio padrão. * significativamente diferente da etapa A; β significativamente diferente da etapa B.



Fonte: O próprio autor (2026).

Tabela 3 – Valores médios, desvio padrão e intervalo de confiança (95%) do RMSn para todos os músculos nas diferentes etapas dos exercícios de prancha ventral. Abreviaturas: RA: reto do abdome; OE: oblíquo externo do abdome; OI: oblíquo interno do abdome; EE: eretor da espinha; MU: multifídeo. Prancha ventral solo: PVSO; Prancha ventral na plataforma PlankPad: PVPP; Prancha ventral com exergame nível fácil: PVNF; nível médio: PVNM; nível difícil: PVND).

MÚSCULOS	ETAPAS	EXERCÍCIOS				
		PVSO	PVPP	PVNF	PVNM	PVND
RA	A	28,50 ± 16,25 (20,27–36,72)	26,63 ± 16,42 (18,32–34,94)	29,11 ± 14,21 (21,92–36,31)	30,99 ± 14,71 (23,55–38,44)	32,12 ± 12,13 (25,99–38,26)
	B	42,68 ± 24,58 (30,24–55,12)	41,63 ± 30,05 (26,42–56,83)	47,74 ± 23,98 (35,61–59,88)	53,94 ± 26,85 (40,35–67,52)	52,21 ± 21,41 (41,37–63,04)
	C	51,05 ± 31,16 (35,2966,82)	53,01 ± 30,76 (37,45–68,58)	63,65 ± 32,51 (47,19–80,10)	71,67 ± 35,14 (53,89–89,45)	67,80 ± 32,42 (51,39–84,20)
	MÉDIA	40,74 ± 26,45 (33,01–48,47)	40,42 ± 28,68 (32,04–48,81)	46,83 ± 28,47 (38,52–55,15)	52,20 ± 31,64 (42,96–61,45)	50,71 ± 27,66 (42,63–58,79)
OE	A	29,81 ± 25,64 (16,83–42,79)	28,39 ± 25,95 (15,26–41,52)	30,39 ± 17,88 (21,34–39,44)	28,86 ± 17,64 (19,93–37,78)	31,25 ± 18,41 (21,93–40,56)
	B	35,84 ± 28,20 (21,57–50,11)	35,03 ± 26,44 (21,65–48,41)	36,21 ± 24,12 (24,00–48,42)	38,79 ± 23,48 (26,90–50,67)	40,91 ± 28,19 (26,64–55,17)
	C	40,96 ± 30,02 (25,77–56,15)	46,30 ± 32,49 (29,86–62,74)	47,65 ± 30,79 (32,07–63,23)	49,00 ± 26,50 (35,59–62,41)	53,71 ± 32,51 (37,26–70,16)
	MÉDIA	35,54 ± 28,38 (27,24–43,83)	36,58 ± 29,39 (27,99–45,16)	38,08 ± 25,84 (30,53–45,63)	38,88 ± 24,27 (31,79–45,97)	41,96 ± 28,54 (33,62–50,30)
OI	A	13,32 ± 11,11 (7,70–18,94)	13,34 ± 10,53 (8,01–18,66)	17,11 ± 11,97 (11,05–23,17)	15,04 ± 7,29 (11,35–18,73)	19,00 ± 10,48 (13,70–24,31)
	B	21,26 ± 13,20 (14,58–27,94)	19,98 ± 14,88 (12,45–27,51)	23,39 ± 12,91 (16,86–29,92)	22,43 ± 9,39 (17,68–27,18)	25,09 ± 12,65 (18,69–31,49)
	C	27,96 ± 17,66 (19,02–36,90)	26,80 ± 16,63 (18,38–35,21)	36,39 ± 22,53 (24,99–47,80)	41,01 ± 22,81 (29,46–52,55)	38,14 ± 15,21 (30,44–45,84)
	MÉDIA	20,85 ± 15,46 (16,33–25,36)	20,04 ± 15,27 (15,57–24,50)	25,63 ± 18,36 (20,27–30,99)	26,16 ± 18,43 (20,77–31,55)	27,41 ± 15,19 (22,97–31,85)
EE	A	3,29 ± 2,28 (2,14–4,45)	3,13 ± 1,89 (2,18–4,09)	3,15 ± 1,64 (2,32–3,97)	4,41 ± 5,17 (1,80–7,03)	3,23 ± 1,65 (2,40–4,06)
	B	4,15 ± 2,35 (2,96–5,34)	3,77 ± 2,43 (2,54–5,00)	7,93 ± 14,47 (0,61–15,26)	8,81 ± 18,40 (-0,50–18,12)	18,73 ± 38,81 (-0,91–38,37)
	C	12,21 ± 21,64 (1,26–23,16)	9,50 ± 20,16 (-0,70–19,71)	6,35 ± 5,59 (3,52–9,19)	5,25 ± 2,77 (3,85–6,65)	15,06 ± 23,56 (3,13–26,98)
	MÉDIA	6,55 ± 13,26 (2,68–10,43)	5,47 ± 12,12 (1,93–9,01)	5,81 ± 9,23 (3,11–8,51)	6,16 ± 11,31 (2,86–9,47)	12,34 ± 27,05 (4,44–20,24)
MU	A	4,28 ± 2,68 (2,92–5,63)	4,41 ± 2,66 (3,07–5,76)	4,37 ± 2,55 (3,08–5,66)	4,34 ± 2,35 (3,15–5,53)	4,52 ± 2,26 (3,37–5,66)
	B	4,82 ± 2,78 (3,41–6,23)	4,95 ± 3,00 (3,43–6,47)	5,01 ± 2,96 (3,51–6,51)	5,09 ± 2,74 (3,71–6,48)	4,95 ± 2,46 (3,71–6,20)
	C	5,50 ± 3,41 (3,77–7,23)	5,47 ± 3,22 (3,84–7,09)	6,75 ± 5,04 (4,20–9,30)	6,07 ± 3,43 (4,34–7,81)	6,82 ± 4,09 (4,75–8,89)
	MÉDIA	4,87 ± 3,02 (3,98–5,75)	4,94 ± 3,00 (4,07–5,82)	5,38 ± 3,82 (4,26–6,49)	5,17 ± 2,96 (4,30–6,03)	5,43 ± 3,21 (4,49–6,37)

Tabela 4 – RMSn — Valores de p para comparações entre etapas nos cinco exercícios de prancha ventral.

MÚSCULOS	ETAPAS	EXERCÍCIOS				
		PVNM	PVPP	PVNF	PVSO	PVND
RA	A × B	p = 0,005	p = 0,101	p = 0,002	p = 0,008	p < 0,001
	A × C	p < 0,001	p = 0,001	p < 0,001	p = 0,004	p < 0,001
	B × C	p = 0,002	p = 0,043	p = 0,001	p = 0,112	p = 0,004
OE	A × B	p = 0,003	p = 0,399	p = 0,156	p = 0,047	p = 0,048
	A × C	p = 0,005	p = 0,008	p = 0,018	p = 0,138	p = 0,002
	B × C	p = 0,058	p = 0,001	p = 0,014	p = 0,872	p = 0,011
OI	A × B	p = 0,002	p = 0,025	p < 0,001	p = 0,011	p = 0,077
	A × C	p = 0,001	p < 0,001	p < 0,001	p = 0,001	p < 0,001
	B × C	p = 0,011	p = 0,002	p = 0,007	p = 0,085	p < 0,001
EE	A × B	p = 1,000	p = 0,006	p = 0,711	p = 0,235	p = 0,478
	A × C	p = 1,000	p = 0,749	p = 0,096	p = 0,388	p = 0,243
	B × C	p = 1,000	p = 0,889	p = 1,000	p = 0,545	p = 1,000
MU	A × B	p = 0,004	p = 0,048	p = 0,011	p = 0,191	p = 0,105
	A × C	p = 0,003	p = 0,001	p = 0,099	p = 0,008	p = 0,013
	B × C	p = 0,056	p = 0,007	p = 0,264	p = 0,184	p = 0,107

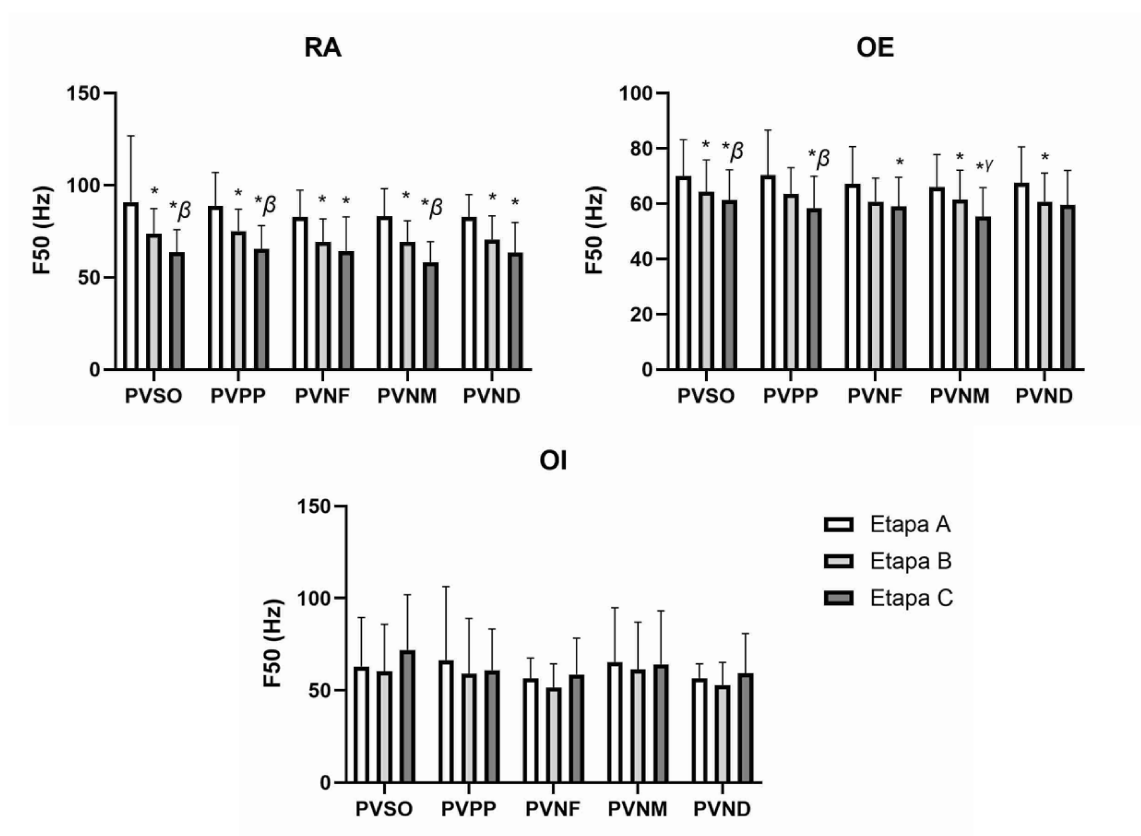
6.5. Frequência Mediana

6.5.1. Músculos Abdominais

Quanto aos valores de F50, não foram observados efeitos significativos do exercício [F = 1,60; p = 0,22] ou da interação [F = 0,52; p = 0,55] no músculo RA. Entretanto, verificou-se efeito significativo para o fator etapas [F = 55,88; p < 0,001], com redução significativa entre as etapas A e C em todos os exercícios (p < 0,03).

O músculo OE apresentou efeitos significativos para os fatores exercício [F = 3,44; p = 0,02] e etapas [F = 19,13; p < 0,001], sem interação significativa entre ambos [F = 0,83; p = 0,49]. Na etapa C, o PVNM apresentou valores brutos de F50 significativamente menores do que o PVSO (p < 0,03). Adicionalmente, verificou-se redução significativa em todos os exercícios entre as etapas A e C (p < 0,02). Não foram observados efeitos significativos no músculo OI para os fatores exercício [F = 1,56; p = 0,232], etapas [F = 1,51; p = 0,24] ou interação [F = 0,99; p = 0,41].

Figura 16-Valores de frequência mediana (F50 Hz) dos músculos abdominais (Reto do abdome: RA; Oblíquo externo do abdome: OE; Oblíquo interno do abdome: OI) nas diferentes etapas e exercícios de estabilização (Prancha ventral solo: PVSO; Prancha ventral na plataforma PlankPad: PVPP; Prancha ventral com exergame nível fácil: PVNF; nível médio: PVNM; nível difícil: PVND). Barras representam média e desvio padrão. * significativamente diferente da etapa A; β significativamente diferente da etapa B; γ significativamente diferente do PVSO na etapa C ($p < 0,03$).



Fonte: O próprio autor (2026).

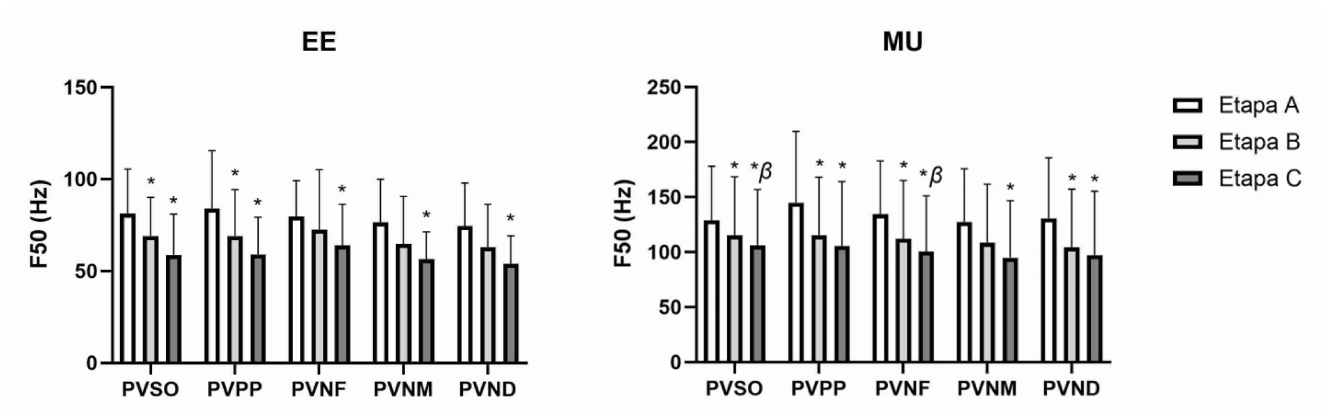
6.5.2. Músculos Paravertebrais

Para os valores de F50 do EE, não foram observados efeitos significativos para o exercício [$F = 1,79$; $p = 0,17$] ou para a interação [$F = 0,35$; $p = 0,83$]. Verificou-se efeito significativo para o fator etapas [$F = 25,89$; $p < 0,001$], com redução significativa entre as etapas A e C em todos os exercícios ($p < 0,04$).

Para o músculo MU, não foram observados efeitos significativos para o exercício [$F = 0,86$; $p = 0,44$] ou para a interação [$F = 0,74$; $p = 0,58$]. Verificou-se efeito significativo para o

fator etapas [$F = 31,24$; $p < 0,001$], com redução significativa entre as etapas A e C em todos os exercícios ($p < 0,02$), sendo que a maioria também apresentou diferença entre as etapas A e B ($p < 0,04$).

Figura 17 - Valores de frequência mediana (F50 Hz) dos músculos dos músculos paravertebrais (Eretor da Espinha: EE; Multífido: MU) nas diferentes etapas e exercícios de estabilização (Plancha ventral solo: PVSO; Plancha ventral na plataforma PlankPad: PVPP; Plancha ventral com exergame nível fácil: PVNF; nível médio: PVNM; nível difícil: PVND). Barras representam média e desvio padrão. * significativamente \neq da etapa A; β significativamente \neq da etapa B.



Fonte: O próprio autor (2026).

Tabela 5 - Valores de frequência mediana (Hz) para todos os músculos nas diferentes etapas e exercícios. Valores expressos em média \pm desvio padrão (intervalo de confiança de 95%). Abreviaturas: RA, reto do abdome; OE, oblíquo externo; OI, oblíquo interno; E, eretor da espinha; M, multifídeo. Prancha ventral: solo (PVSO), na plataforma PlankPad (PVPP), com exergame no nível fácil (PVNF), com exergame no nível médio (PVNM), com exergame no nível difícil (PVND). α significativamente diferente da etapa A; β significativamente diferente da etapa B; γ PVSO significativamente maior em comparação ao PVNM na Etapa C ($p < 0,05$).

MÚSCULOS	ETAPAS	EXERCÍCIOS				
		PVSO	PVPP	PVNF	PVNM	PVND
RA	A	90,79 \pm 36,00 (70,85–110,72)	88,71 \pm 18,26 (78,60–98,82)	82,71 \pm 14,76 (74,54–90,88)	83,20 \pm 14,98 (74,91–91,49)	82,65 \pm 12,28 (75,85–89,45)
	B	73,83 \pm 13,53 (66,33–81,32)	75,03 \pm 11,90 (68,44–81,62)	69,29 \pm 12,40 (62,43–76,16)	69,19 \pm 11,50 (62,82–75,56)	70,48 \pm 12,80 (63,39–77,57)
	C	63,68 \pm 12,11 (56,97–70,39)	65,57 \pm 12,48 (58,66–72,48)	64,37 \pm 18,43 (54,17–74,58)	58,21 \pm 11,13 (52,05–64,38)	63,39 \pm 16,47 (54,26–72,51)
	MÉDIA	76,10 \pm 25,40 (68,47–83,73)	76,44 \pm 17,11 (71,29–81,58)	72,12 \pm 16,96 (67,03–77,22)	70,20 \pm 16,12 (65,36–75,04)	72,17 \pm 15,85 (67,41–76,94)
OE	A	69,95 \pm 13,15 (62,67–77,23)	70,32 \pm 16,29 (61,30–79,34)	67,23 \pm 13,37 (59,82–74,63)	65,95 \pm 11,80 (59,41–72,48)	67,43 \pm 13,10 (60,17–74,68)
	B	64,41 \pm 11,37 (58,12–70,71)	63,44 \pm 9,57 (58,14–68,74)	60,73 \pm 8,52 (56,02–65,45)	61,48 \pm 10,68 (55,56–67,40)	60,73 \pm 10,33 (55,01–66,46)
	C	61,33 \pm 10,93 (55,28–67,38)	58,36 \pm 11,56 (51,96–64,76)	58,97 \pm 10,57 (53,12–64,83)	55,31 \pm 10,49 (49,50–61,12)	59,48 \pm 12,53 (52,54–66,42)
	MÉDIA	65,23 \pm 12,13 (61,59–68,87)	64,04 \pm 13,44 (60,00–68,08)	62,31 \pm 11,33 (58,91–65,71)	60,91 \pm 11,62 (57,42–64,40)	62,55 \pm 12,29 (58,86–66,24)
OI	A	62,93 \pm 26,63 (48,19–77,68)	66,28 \pm 39,99 (44,13–88,43)	56,60 \pm 10,95 (50,53–62,67)	65,49 \pm 29,26 (49,29–81,70)	56,52 \pm 7,89 (52,15–60,89)
	B	60,25 \pm 25,66 (46,04–74,46)	59,11 \pm 29,95 (42,52–75,69)	51,67 \pm 12,75 (44,61–58,73)	61,37 \pm 25,73 (47,13–75,62)	52,83 \pm 12,34 (45,99–59,66)
	C	71,93 \pm 30,05 (55,29–88,57)	60,91 \pm 22,46 (48,47–73,34)	58,72 \pm 19,56 (47,89–69,55)	64,20 \pm 28,98 (48,15–80,25)	59,31 \pm 21,53 (47,39–71,23)
	MÉDIA	65,04 \pm 27,35 (56,82–73,26)	62,10 \pm 31,05 (52,77–71,43)	55,66 \pm 14,85 (51,20–60,12)	63,69 \pm 27,45 (55,44–71,93)	56,22 \pm 14,93 (51,73–60,70)
EE	A	81,29 \pm 24,21 (67,89–94,70)	84,11 \pm 31,44 (66,70–101,52)	79,75 \pm 19,40 (69,01–90,49)	76,47 \pm 23,52 (63,44–89,49)	74,43 \pm 23,47 (61,43–87,42)
	B	69,03 \pm 21,01 (57,39–80,66)	69,03 \pm 25,28 (55,03–83,03)	72,57 \pm 32,63 (54,51–90,64)	64,71 \pm 25,90 (50,36–79,05)	62,88 \pm 23,39 (49,93–75,83)
	C	58,75 \pm 22,20 (46,45–71,04)	59,05 \pm 20,23 (47,85–70,26)	63,92 \pm 22,35 (51,54–76,30)	56,47 \pm 14,79 (48,27–64,66)	54,12 \pm 15,05 (45,79–62,45)
	MÉDIA	69,69 \pm 23,89 (62,51–76,87)	70,73 \pm 27,51 (62,47–78,99)	72,08 \pm 25,69 (64,36–79,80)	65,88 \pm 22,98 (58,98–72,78)	63,81 \pm 22,18 (57,14–70,47)
MU	A	128,85 \pm 49,15 (101,64–156,07)	144,81 \pm 64,91 (108,87–180,76)	134,19 \pm 48,65 (107,24–161,13)	127,12 \pm 48,63 (100,19–154,05)	130,81 \pm 54,96 (100,38–161,25)
	B	115,07 \pm 53,37 (85,51–144,62)	115,40 \pm 52,70 (86,21–144,59)	112,12 \pm 53,02 (82,76–141,48)	108,65 \pm 53,20 (79,19–138,11)	104,52 \pm 52,73 (75,32–133,72)
	C	106,09 \pm 50,78 (77,97–134,22)	105,79 \pm 58,20 (73,56–138,02)	100,56 \pm 50,60 (72,54–128,58)	94,87 \pm 51,86 (66,15–123,59)	97,41 \pm 57,82 (65,39–129,43)
	MÉDIA	116,67 \pm 50,84 (101,40–131,95)	122,00 \pm 59,87 (104,01–139,99)	115,62 \pm 51,59 (100,12–131,12)	110,21 \pm 51,84 (94,64–125,79)	110,92 \pm 55,86 (94,13–127,70)

Tabela 6 – F50— Valores de p para comparações entre etapas nos cinco exercícios de prancha ventral.

MÚSCULOS	ETAPAS	EXERCÍCIOS				
		PVNM	PVPP	PVNF	PVSO	PVND
RA	A × B	p = 0,050	p = 0,003	p < 0,001	p = 0,001	p = 0,002
	A × C	p = 0,028	p < 0,001	p = 0,002	p < 0,001	p < 0,001
	B × C	p = 0,014	p = 0,009	p = 0,353	p < 0,001	p = 0,071
OE	A × B	p = 0,028	p = 0,095	p = 0,068	p = 0,002	p = 0,008
	A × C	p = 0,004	p = 0,011	p = 0,008	p < 0,001	p = 0,108
	B × C	p = 0,066	p = 0,010	p = 1,000	p = 0,001	p = 1,000
OI	A × B	p = 1,000	p = 0,306	p = 0,156	p = 1,000	p = 0,808
	A × C	p = 1,000	p = 1,000	p = 1,000	p = 0,713	p = 1,000
	B × C	p = 1,000	p = 1,000	p = 0,260	p = 0,256	p = 0,761
EE	A × B	p = 0,083	p = 0,003	p = 1,000	p < 0,001	p = 0,253
	A × C	p = 0,001	p = 0,007	p = 0,034	p = 0,001	p < 0,001
	B × C	p = 0,057	p = 0,125	p = 0,287	p = 0,217	p = 0,275
MU	A × B	p = 0,330	p = 0,015	p = 0,013	p = 0,027	p = 0,001
	A × C	p = 0,023	p = 0,008	p = 0,001	p < 0,001	p = 0,004
	B × C	p = 0,077	p = 0,162	p = 0,022	p = 0,048	p = 0,775

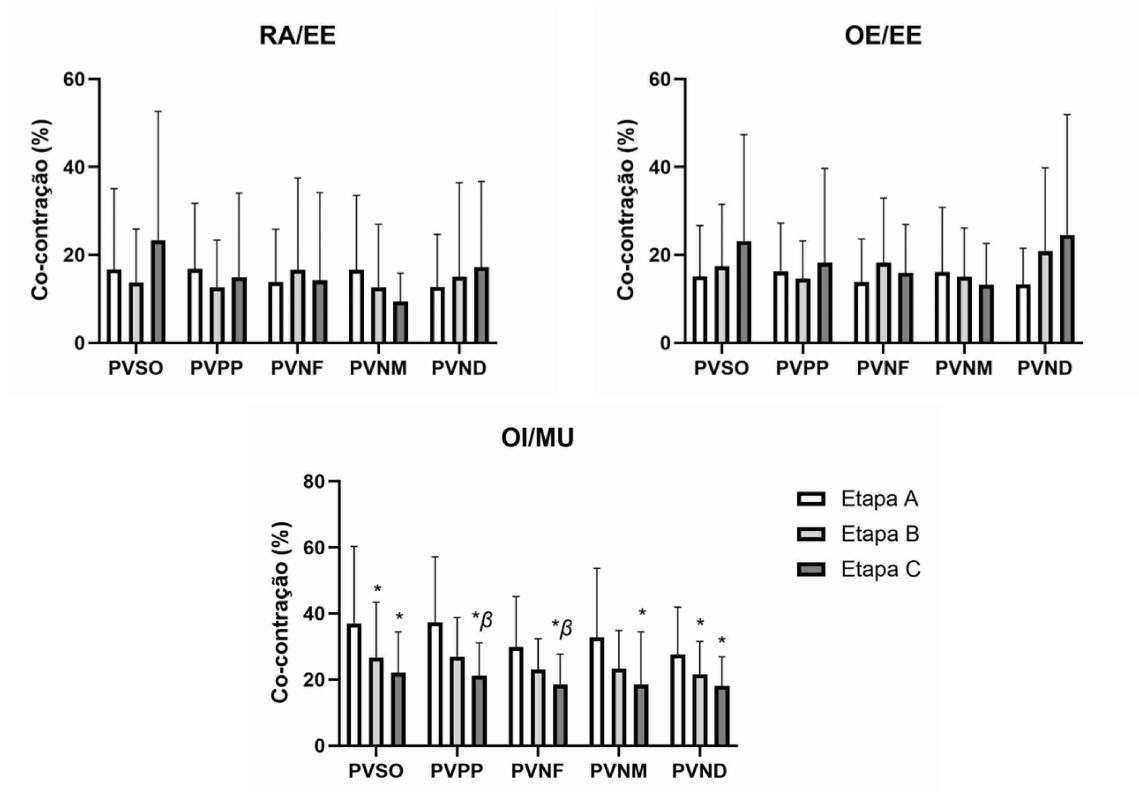
6.6. Co-contração

Em relação a co-contração RA/EE, não foram observados efeitos significativos para os fatores exercício [F = 0,42; p = 0,71], etapas [F = 0,19; p = 0,74] ou para a interação entre ambos [F = 1,03; p = 0,39]. Similarmente, a co-contração OE/EE não apresentou efeito significativo em função do exercício [F = 0,73; p = 0,51], das etapas [F = 1,09; p = 0,32] ou da respectiva interação [F = 0,98; p = 0,41].

Para a co-contração OI/MU, observou-se efeito significativo tanto para o fator exercício [F = 3,09; p = 0,02] quanto para as etapas [F = 15,96; p < 0,00], sem interação entre ambos [F = 0,83; p = 0,57]. Especificamente, em relação à co-contração OI/MU, o exercício PVPP apresentou diferença significativa em comparação ao PVNF durante as etapas A, B e C (p < 0,001).

Quanto as diferenças entre as etapas, o PVSO exibiu redução da etapa A para as demais (B: p = 0,01; C: p = 0,02). Os exercícios PVPP e PVNF apresentaram padrão similar, com diferenças entre as etapas A e C (p = 0,00) e B e C (p = 0,02). Já o PVNM apresentou diferenças apenas entre A e C (p = 0,008), enquanto o PVND apresentou variações da etapa A para as etapas B e C (p = 0,00).

Figura 18- Razão de co-contrção (%) dos músculos RA/EE, OE/EE e OI/MU nas diferentes etapas e exercícios de estabilização (Prancha ventral solo: PVSO; Prancha ventral na plataforma PlankPad: PVPP; Prancha ventral com exergame nível fácil: PVNF; nível médio: PVNM; nível difícil: PVND). Barras representam média e desvio padrão. * significativamente diferente da etapa A; β significativamente diferente da etapa B.



Fonte: O próprio autor (2026).

Tabela 7 - Valores médios, desvio padrão e intervalo de confiança (95%) da co-contracção dos músculos RA/EE, OE/EE e OI/UM nas diferentes etapas dos exercícios de prancha ventral. Abreviaturas: RA: reto do abdome; OE: oblíquo externo do abdome; OI: oblíquo interno do abdome; EE: eretor da espinha; MU: multifido. Prancha ventral solo: PVSO; Prancha ventral na plataforma PlankPad: PVPP; Prancha ventral com exergame nível fácil: PVNF; nível médio: PVNM; nível difícil: PVND).

MÚSCULOS	EXERCÍCIO	ETAPA A	ETAPA B	ETAPA C
RA/EE	PVSO	16,67 ± 18,42 (6,47- 26,87)	13,74 ± 12,16 (7,01- 20,48)	23,37 ± 29,31 (7,14- 39,60)
	PVPP	16,78 ± 14,95 (8,51- 25,06)	12,57 ± 10,80 (6,59- 18,54)	14,87 ± 19,21 (4,24- 25,51)
	PVNF	13,76 ± 12,07 (7,07- 20,45)	16,60 ± 20,88 (5,04- 28,17)	14,16 ± 20,01 (3,07- 25,24)
	PVNM	16,64 ± 16,91 (7,28- 26,01)	12,64 ± 14,35 (4,69- 20,59)	9,44 ± 6,39 (5,90- 12,98)
	PVND	12,70 ± 11,97 (6,07- 19,32)	15,00 ± 21,43 (3,13- 26,87)	17,16 ± 19,56 (6,33- 27,99)
OE/EE	PVSO	15,07 ± 11,62 (8,64- 21,51)	17,36 ± 14,15 (9,52- 25,19)	23,18 ± 24,15 (9,80- 36,55)
	PVPP	16,21 ± 11,02 (10,10- 22,31)	14,55 ± 8,63 (9,77- 19,33)	18,19 ± 21,47 (6,29- 30,08)
	PVNF	13,80 ± 9,83 (8,35- 19,24)	18,20 ± 14,74 (10,04- 26,36)	15,89 ± 11,03 (9,78- 22,00)
	PVNM	16,05 ± 14,77 (7,87- 24,23)	14,98 ± 11,17 (8,80- 21,17)	13,21 ± 9,44 (7,99- 18,44)
	PVND	13,26 ± 8,25 (8,69- 17,83)	20,89 ± 18,93 (10,41- 31,37)	24,58 ± 27,33 (9,45- 39,71)
OI/MU	PVSO	36,96 ± 23,35 (24,03- 49,89)	26,72 ± 16,74 (17,45- 35,99)	22,08 ± 12,35 (15,24- 28,92)
	PVPP	37,35 ± 19,80 (26,38- 48,31)	26,99 ± 11,78 (20,46- 33,51)	21,22 ± 9,91 (15,73- 26,71)
	PVNF	29,91 ± 15,16 (21,52- 38,31)	23,02 ± 9,37 (17,84- 28,21)	18,58 ± 9,09 (13,55- 23,61)
	PVNM	32,74 ± 20,96 (21,13- 44,35)	23,30 ± 11,52 (16,92- 29,68)	18,58 ± 15,86 (9,80- 27,36)
	PVND	27,64 ± 14,26 (19,75- 35,54)	21,54 ± 10,04 (15,98- 27,10)	18,18 ± 8,75 (13,33- 23,02)

6.7. Relação da PSE com eletromiografia

Os resultados da análise de regressão linear foram baixos entre a PSE e as variáveis eletromiográficas. Maiores valores de regressão linear foram encontrados no músculo RA para a F50, com R^2 variando de 0,16 a 0,34 entre os exercícios, seguido do EE (R^2 de 0,38). Para o RMSn, as correlações foram fracas, sendo o RA o único músculo com correlação significativa

em todos os exercícios (R^2 entre 0,05 e 0,25). O PVNM apresentou os maiores valores de R^2 entre todas as condições.

Tabela 8 - Análise de regressão linear entre a percepção subjetiva de esforço (PSE) e as variáveis eletromiográficas de superfície. Dados expressos como R^2 . Abreviaturas: RA, reto do abdome; OE, oblíquo externo do abdome; OI, oblíquo interno do abdome; EE, eretor da espinha; MU, multifido; RMSn, root mean square normalizado; F50, frequência mediana. Prancha ventral solo: PVSO; Prancha ventral na plataforma PlankPad: PVPP; Prancha ventral com exergame nível fácil: PVNF; nível médio: PVNM; nível difícil: PVND).

Variável	Músculo	PVSO	PVPP	PVNF	PVNM	PVND
RMSn	RA	0,05	0,08	0,12	0,25	0,17
	OE	0,00	0,00	0,00	0,02	0,00
	OI	0,04	0,02	0,05	0,25	0,08
	EE	0,00	0,01	0,00	0,04	0,00
	MU	0,00	0,01	0,00	0,00	0,00
F50	RA	0,16	0,24	0,21	0,34	0,29
	OE	0,01	0,01	0,05	0,08	0,03
	OI	0,02	0,00	0,03	0,02	0,00
	EE	0,10	0,03	0,17	0,38	0,16
	MU	0,01	0,09	0,15	0,07	0,17

7. DISCUSSÃO

Os principais resultados não suportam as hipóteses iniciais do presente estudo, demonstrando que: a) o exercício PV realizado na plataforma Plankpad com exergame *Fruit Splicer* não produziu maior ativação muscular e co-contração de músculos do *core* quando comparado com as condições sem exergame; b) foi demonstrado similaridade entre os diferentes níveis de dificuldade do exergame; e c) o tempo de exaustão para todos os exercícios foram semelhantes. Além disso, o presente estudo indica diferenças principalmente entre as etapas ao longo dos exercícios, demonstrando aumento do RMSn e redução da F50 para todos os exercícios, refletindo no tempo de duração e PSE semelhantes para todos os exercícios.

Esse é o primeiro estudo a analisar a atividade eletromiográfica no domínio do tempo e espectral, do tempo de duração, da PSE e da associação da PSE com parâmetros eletromiográficos no exercício de estabilização PV até a exaustão com e sem plataforma de equilíbrio Plankpad com exergame *Fruit Splicer* em diferentes níveis (fácil, médio e difícil). Essa nova evidência pode ser utilizada para implicações na prescrição do treinamento esportivo e na prevenção da dor lombar para indivíduos saudáveis, como também pode servir como um primeiro passo para estudar essas diferenças em pacientes com lombalgia.

Os principais achados do estudo estão discutidos em tópicos para facilitar a compreensão.

7.1 RMSn

No presente trabalho foi demonstrado que a atividade EMG dos músculos abdominais (RA, OE e OI) para o RMSn foi significativamente maior na Etapa C em comparação com a Etapa A para todos os exercícios, com exceção do OE que teve diferença entre etapas A e B do PVSO. Esses resultados corroboram os achados de Santos et al. (2024a) para os músculos RA e OE em que encontraram resultados significativos para as etapas durante exercícios de PV com instabilidade na bola de ginástica, bosu, bola amendoim, sistema de suspensão e no solo. Todavia, Santos et al. (2024a) encontraram diferenças significativas para os músculos RA e OE entre o sistema de suspensão em relação às outras quatro variações do exercício PV, contrastando com presente estudo que demonstrou similaridade de atividade EMG entre os diferentes exercícios analisados. Contudo, os autores não realizaram análise com exergame e também não analisaram o músculo OI. No presente estudo, o exergame parece ter influenciado a ativação muscular similar quando comparado com as outras condições avaliadas.

De acordo com o princípio do tamanho, a ordem de recrutamento muscular pressupõe

ativação inicial das unidades motoras (UM) tipo I e depois UM tipo II, com base no aumento das demandas da tarefa a ser executada e com a necessidade de maior produção de força. Quanto maior a produção de força necessária, são recrutadas porcentagens maiores de UM tipo II, visto que essas unidades de contração rápida compreendem fibras mais calibrosas e mais fortes (Kraemer; Fleck; Deschenes, 2016). Acredita-se que com o aumento do tempo de contração até a exaustão, o recrutamento adicional de UM pelo sistema nervoso central foi necessário para distribuir a carga de trabalho por mais UM e para maior produção de força visando à sustentação do tronco, o que representa um mecanismo de compensação para manutenção dos exercícios até a exaustão, em especial das fibras tipo II.

A baixa resistência à fadiga dos músculos paravertebrais é comum em pacientes com lombalgia. Estes indivíduos evitam movimentos da coluna nas atividades do cotidiano, devido ao medo da dor e suas consequências. Essa evitação leva principalmente a atrofia de fibras do tipo II no músculo MU e conseqüentemente eleva o nível de dor. Estes eventos determinam um ciclo, no qual quanto mais o acometimento dos paravertebrais, menos uso destes músculos e, conseqüentemente, ocorre atrofia muscular e dor (Kawano et al., 2008). Desta forma, a utilização de exercícios de estabilização até exaustão com ou sem exergame pode ser uma estratégia interessante para prevenção e reabilitação de lombalgia.

Adicionalmente, a composição de fibras musculares distintas entre os grupos abdominal e paravertebral contribui para compreender os padrões de ativação observados no presente trabalho. Os músculos abdominais possuem maior proporção de fibras tipo II em comparação aos músculos paravertebrais, que apresentam predominância de fibras tipo I (Anders et al., 2024; Häggmark; Thorstensson, 1979; Thorstensson; Carlson, 1987). Essa característica faz com que os incrementos progressivos sejam mais expressivos ao longo do tempo (Anders et al., 2024), o que corrobora o aumento significativo do RMSn observado entre as etapas A e C para os músculos RA, OE e OI no presente estudo. Em contrapartida, a maior proporção de fibras tipo I nos músculos paravertebrais favorece um padrão de ativação mais estável ao longo do tempo, o que contribui para explicar a ausência de efeito significativo de etapas para o RMSn do músculo EE nos exercícios avaliados.

Entretanto, ainda nesse estudo, foi demonstrada diferença significativa entre as etapas para o músculo MU, a qual pode ser explicada pelo predomínio de fibras com baixa resistência à fadiga (fibras do tipo II) no músculo MU em comparação ao EE, em virtude da maior sobrecarga imposta na região lombar inferior, apresentando conformidade com os achados de Kawano et al. (2008).

Comparando os diferentes exercícios, no presente estudo foi demonstrado similaridade

de ativação EMG (RMSn) em músculos do core nos exercícios de estabilização PVSO e no PVPP, com e sem a utilização de exergame, contrastando com achados de Choi et al.(2025) que demonstraram diferenças significativas para os músculos RA e OI no exercício PVSO em comparação a PV com instabilidade no MS. Ainda, Sağlam et al. (2025) encontraram diferenças significativas para o músculo RA quando comparado às condições de instabilidade com o exercício PVSO.

De acordo com Santos et al. (2024a) acredita-se que a ativação de músculos do *core* está relacionada ao tamanho da área de contato entre o equipamento e o participante (Faries; Greenwood, 2007), ao tipo ou arquitetura da superfície (Faries; Greenwood, 2007), à distância entre o equipamento instável e o eixo de rotação (Snarr; Esco, 2014), ao ângulo do tronco em relação ao solo (Byrne et al., 2014) e ao grau de liberdade do equipamento (Snarr; Esco, 2014). Pode-se acrescentar ainda que a ativação dos músculos do *core* também está relacionada com a experiência dos participantes, plano de movimento permitido pelo equipamento de instabilidade e o uso de tecnologias interativas, por exemplo, o Plankpad.

A ausência de diferença para o RMSn entre todos os exercícios, pode ser explicada pela demanda de postura similar entre todos os exercícios. A plataforma de equilíbrio Plankpad pode acrescentar uma determinada instabilidade que poderia ser potencializada pelo nível de dificuldade do *Fruit slicer*, mas como todos os participantes da pesquisa eram fisicamente ativos com experiência de treinamento de força em média de seis anos, a instabilidade provocada pela utilização da plataforma de equilíbrio e do exergame quando comparado ao PVSO não foi suficiente para aumentar a demanda nesse parâmetro eletromiográfico. A experiência dos participantes e a familiaridade com os exercícios de estabilização do tronco podem ter atenuado as diferenças.

7.2 Frequência Mediana

A F50 bruta reflete diretamente a composição espectral do sinal eletromiográfico em termos absolutos, sendo influenciada por fatores como o diâmetro das fibras musculares, a espessura do tecido subcutâneo, a configuração dos eletrodos e o nível de força produzido durante o exercício (Phinyomark et al., 2012).

No presente estudo foi demonstrado que a atividade EMG dos músculos abdominais (RA e OE) para o F50 foi significativamente menor na Etapa C em comparação com a Etapa A para todos os exercícios. O declínio progressivo da F50 ao longo das etapas A, B e C para os músculos RA e OE está ligado ao aumento do RMSn discutido anteriormente e confirma a

instalação da fadiga eletromiográfica de forma progressiva durante os exercícios de PV até a exaustão. Esses achados corroboram com Santos et al. (2024a) que observaram redução significativa da F50 e também aumento do RMSn para os músculos RA, OE e EE, ao longo das etapas dos exercícios de PV. A ausência do efeito do exercício e da interação entre exercício e etapas para F50 em ambas as formas de análise reforça que o Plankpad não colocou demanda espectral distinta sobre esses músculos em comparação às condições sem exergame.

Os estudos que avaliaram os músculos do *core* e investigaram o efeito de exergame não avaliaram a F50 (Feodoroff; Konstantinidis; Froböse, 2019; Prince, 2020; Shah; Khatri, 2022) tornando difícil a comparação com esses estudos.

Sendo assim, a redução significativa entre as etapas A e C para os músculos RA, OE, EE e MU para F50 reflete predominantemente a fadiga neuromuscular periférica. A redução progressiva da F50 ao longo das etapas reflete a diminuição na velocidade de condução dos potenciais de ação das unidades motoras recrutadas, fenômeno associado principalmente às fibras do tipo II, que apresentam maior suscetibilidade à fadiga durante contrações isométricas sustentadas (Anders; Alex, 2025). À medida que a depleção energética e o acúmulo de metabólitos como íons H^+ e K^+ alteram a excitabilidade da membrana das fibras musculares, reduzindo a velocidade de condução do potencial de ação e, conseqüentemente, comprimindo o espectro de potência do sinal EMG para frequências mais baixas (Kraemer; Fleck; Deschenes, 2016; Santos et al., 2024a). Esse declínio espectral é complementar ao aumento do RMSn discutido anteriormente, uma vez que ambos os parâmetros convergem para confirmar a instalação progressiva da fadiga neuromuscular durante o exercício PV até a exaustão (Anders; Alex, 2025; Cruz-Montecinos et al., 2019).

Para o músculo RA, o presente estudo demonstrou efeito significativo das etapas em todos os exercícios para a F50, com redução progressiva entre as etapas A e C. Esse padrão é consistente com a literatura que identifica o RA como o músculo de maior suscetibilidade à fadiga espectral durante exercícios isométricos de estabilização do tronco, conforme observado por Cruz-Montecinos et al. (2019) em que ocorre o declínio significativo da F50 do RA a partir de 50% do tempo de falha no exercício PV, antes de qualquer outro músculo avaliado, enquanto os demais músculos abdominais apresentaram declínio apenas a partir de 70–90% do tempo de falha.

De Blaiser et al. (2018) demonstraram que, entre todos os músculos avaliados durante o teste de PV até a exaustão, apenas o declínio da F50 do RA predisse significativamente o tempo de duração do exercício, indicando que o RA é o principal limitador do desempenho. Os autores atribuem esse padrão à maior área de fibras do tipo II, conseqüentemente, maior

sensibilidade à fadiga periférica. Esses achados sustentam o padrão de declínio espectral mais consistente e precoce observado para o RA no presente estudo, reforçando seu papel como o verdadeiro músculo agonista durante o exercício PV, sendo o principal responsável pela manutenção da posição e o primeiro a demonstrar sinais de fadiga eletromiográfica.

No músculo OE, houve redução significativa da F50 entre as etapas A e C. Esse declínio corrobora com achados de Cruz-Montecinos et al. (2019), que observaram declínio significativo da F50 do OE a partir de 70% do tempo de falha na PV, e Becker et al. (2019) no exercício de PV com elevação de membros inferiores. Além disso, Anders e Alex (2025) sugerem que a fadiga espectral do OE em tarefas isométricas é uniforme, sendo pouco influenciada por diferentes níveis de PSE. No presente estudo, os exercícios com e sem exergame reduziram a F50 do músculo OE, sendo necessário atingir a exaustão para estimular a fadiga desse músculo.

A ausência de diferença significativa para o músculo OI em relação aos fatores exercício, etapas e interação para a F50 pode ser explicada porque o referido músculo OI atua predominantemente como estabilizador profundo, sendo recrutado continuamente para garantir a estabilidade durante o exercício PV. Corroborando Cruz-Montecinos et al. (2019), que observaram declínio significativo da F50 do OI apenas no intervalo de 90% do tempo de falha, o momento mais tardio entre os músculos avaliados, o que sugere que o OI apresenta maior resistência à fadiga durante o exercício PV.

Anders e Alex (2025) propõem que isso pode ser parcialmente explicado pela orientação das fibras do OI (desvio lateral de aproximadamente 45° em relação ao plano sagital), que não coincide com a direção de carga durante tarefas de estabilização em plano sagital, reduzindo a demanda específica sobre esse músculo e atenuando os sinais objetivos de fadiga. Adicionalmente, a localização mais profunda do OI em relação à superfície cutânea pode introduzir maior ruído e variabilidade no sinal EMG, reduzindo a sensibilidade da análise espectral para esse músculo (De Luca, 1997; Phinyomark et al., 2012). Todos esses fatores explicam a ausência de diferenças significativas do comportamento espectral do OI no presente estudo, corroborando a literatura de que o OI é mais exigido em exercícios com rotação ou instabilidades multidirecionais (Kinney et al., 2021).

Para os músculos paravertebrais, o presente estudo demonstrou efeito significativo das etapas para a F50 do EE e do MU, com redução significativa entre as etapas A e C em todos os exercícios. Esses achados indicam que a fadiga neuromuscular periférica também se instala progressivamente nesses músculos durante o exercício PV até a exaustão, por meio do declínio espectral do sinal EMG ao longo do tempo, independentemente da condição experimental. Esse

padrão é coerente com os achados de Santos et al. (2024a), que observaram redução progressiva da F50 do músculo EE ao longo dos estágios A, B e C em todas as cinco condições de PV avaliadas. A ativação paravertebral contínua é necessária para manutenção do alinhamento neutro do tronco na posição de PV com e sem exergame, que impõe demanda isométrica sustentada sobre esses músculos, resultando em fadiga periférica progressiva que se expressa pelo declínio da F50 ao longo do tempo de exercício.

Mesmo sendo exercícios para os músculos agonistas que são os abdominais, a PV até a exaustão, com e sem Plankpad, provoca uma demanda neuromuscular significativa nos músculos paravertebrais, constituindo uma estratégia interessante para o fortalecimento da musculatura paravertebral, otimizando programas de prevenção e reabilitação da lombalgia.

Com relação ao efeito do tipo de exercício sobre a F50, o presente estudo não identificou diferença significativa entre as condições experimentais na maioria dos músculos avaliados, contrariando a hipótese de que o exergame produziria maior declínio espectral. Santos et al. (2024a), em protocolo comparável ao do presente estudo, encontraram diferenças na F50 apenas para o RA na comparação entre TRX e as demais, sem diferenças para OE e o EE. A ausência de diferença no presente estudo pode ser explicada pela experiência dos participantes, que atenuou o efeito da instabilidade e da demanda cognitiva, e pelo protocolo até a exaustão, que fez do tempo de contração o principal determinante da fadiga.

Até o momento, não foram identificados na literatura estudos que tenham avaliado a fadiga neuromuscular por meio da análise espectral do sinal EMG, especificamente pela F50, durante protocolos de exercício com exergame. A única investigação que combinou alguma forma de jogo digital com análise de F50 foi conduzida em atletas de esportes eletrônicos, avaliando a fadiga dos músculos extensores do punho durante sessões competitivas de videogame (Tholl; Hansen; Froböse, 2025), contexto metodológico diferente do presente estudo. Nesse sentido, o presente estudo constitui, a primeira investigação a comparar o comportamento espectral do sinal EMG dos músculos do *core* durante o exercício de PV com exergame, o que limita comparações diretas com a literatura e reforça o caráter de originalidade deste resultado.

A análise da F50 é relevante porque o declínio dessa variável eletromiográfica reflete a fadiga periférica. Em indivíduos com lombalgia, há evidência de menor resistência à fadiga e alterações na ativação muscular (Ebenbichler et al., 2023). Portanto, compreender como variações de exercícios de estabilização com e sem exergame afetam a F50 pode contribuir para o desenvolvimento de estratégias de treinamento que aumenta a resistência à fadiga, com potencial impacto na prevenção e reabilitação da lombalgia.

7.3 Co-contração

Em relação a Co-contração global, no presente estudo não houve efeito significativo do exercício para RA/EE e OE/EE, indicando que a plataforma PlankPad, com ou sem exergame, não alterou o padrão de co-contração global. Esse achado corrobora com Lizardo et al. (2019), que, analisando o exercício prancha lateral, também não encontraram diferenças na co-contração global entre condições estáveis e instáveis, atribuindo o resultado ao curto tempo de contração (5 segundos). Jordan et al. (2022) demonstraram maior co-contração RA/EE no PVSO em comparação PV com TRX e atribuíram esse resultado ao fato de que a instabilidade do TRX aumenta a ativação dos músculos agonistas sem elevar proporcionalmente a ativação dos antagonistas, reduzindo, assim, o índice de co-contração global.

No presente estudo, mesmo com protocolo até a exaustão, não foram observadas diferenças na co-contração global, sugerindo que o Plankpad não alterou o equilíbrio entre flexores e extensores superficiais do tronco. É importante notar que Jordan et al. (2022) adotaram um tempo de contração de apenas 10 segundos, o que pode ter limitado a detecção de adaptações neuromusculares que só se manifestam com o acúmulo da fadiga, contribuindo para a divergência entre os achados.

A co-contração local (OI/MU) foi significativamente maior no PVPP em comparação ao PVNF, indicando que a plataforma de equilíbrio sem o exergame exige maior co-contração dos estabilizadores profundos. Essa diferença sugere que, na ausência do feedback visual do jogo, o participante depende exclusivamente de mecanismos proprioceptivos para controlar a instabilidade, o que demanda uma co-contração tônica mais elevada do OI e do MU. Por outro lado, no PVNF, o feedback visual do exergame direciona os ajustes posturais para respostas mais discretas e específicas aos estímulos do jogo, reduzindo a necessidade de ativação profunda contínua. Esse comportamento é consistente com o efeito da dupla tarefa cognitivo-motora, no qual a demanda atencional visual modula a estratégia de co-contração muscular (De Bruin et al., 2019; Grosprêtre et al., 2023; Liao et al., 2021).

Este achado é importante pois demonstra que o exercício PVNF tem menor co-contração em comparação à PVPP. Do ponto de vista prático, o exergame pode tornar o exercício menos exigente para os músculos profundos, o que pode ser benéfico para populações com baixa tolerância à fadiga ou em estágios iniciais de programas de treinamento do core e reabilitação. No estudo de Lizardo et al. (2019) demonstraram que não há diferenças na co-contração local

ao comparar superfícies estáveis e instáveis na prancha lateral no tempo de cinco segundos.

A literatura sobre exergames e co-contração de músculos do *core* ainda é limitada, mas há evidências de que a realidade virtual pode modular estratégias motoras (Liao et al., 2021). Silva et al. (2016) encontraram aumento da co-contração dos músculos OI e músculos do assoalho pélvico após treino com *Wii Fit Plus*, sugerindo que o exergame pode promover adaptações neuromusculares locais, mas essa comparação deve ser realizada com cautela, pois o protocolo envolveu mobilização pélvica em participantes sentadas, tarefa biomecanicamente distinta do exercício PV.

Em relação as etapas houve redução progressiva da co-contração local da etapa A para a C em todos os exercícios. Com o avanço da fadiga, o sistema nervoso central reduz a co-contração dos estabilizadores profundos, em decorrência da fadiga progressiva das unidades motoras dos estabilizadores profundos, que compromete a capacidade do sistema nervoso central de manter a co-contração ao longo do tempo. Isso é relevante porque o OI e o MU são essenciais para o controle segmentar da coluna lombar e proteção das estruturas passivas (Lizardo et al., 2019; Marques; Hallal; Gonçalves, 2012). A identificação de um limiar de fadiga a partir do qual essa co-contração se torna insuficiente pode orientar a prescrição do tempo seguro de execução do exercício PV em treinamento e reabilitação.

A redução progressiva da co-contração local com a fadiga sugere que, à medida que o exercício se prolonga, a proteção ativa da coluna lombar diminui, aumentando potencialmente o risco de sobrecarga nas estruturas passivas. Portanto, do ponto de vista da prescrição de treinamento ou reabilitação, recomenda-se que os exercícios com e sem exergame sejam interrompidos antes que ocorra queda acentuada da co-contração local, o que, na prática, pode ser identificado por meio da perda da postura. O exergame, ao reduzir a co-contração local, se mostra como uma alternativa útil para indivíduos com baixa tolerância à fadiga ou em fases iniciais de reabilitação.

Em relação aos diferentes níveis de dificuldade do exergame (fácil, médio e difícil), não foram observadas diferenças significativas na atividade EMG (RMS e F50) nem na co-contração dos músculos do *core*. Isso indica que, para a amostra estudada (homens jovens, saudáveis e treinados), a progressão da demanda atencional imposta pelo jogo (22, 30 e 50 frutas por minuto) não foi suficiente para gerar respostas neuromusculares distintas. Uma possível explicação é que, no nível fácil, a menor frequência de frutas faz com que o participante mantenha a plataforma de equilíbrio em uma posição por mais tempo, aguardando o momento de cortar a fruta. No nível difícil, a alta frequência de frutas exige mudanças rápidas e constantes na inclinação da plataforma, mas sem permanecer tempo suficiente em cada posição para gerar

maior ativação muscular comparada aos outros níveis. O nível médio situa-se em um intermediário, sem prolongar excessivamente cada postura nem exigir alternâncias muito rápidas. Dessa forma, tanto a manutenção prolongada da posição (nível fácil) quanto as mudanças rápidas e frequentes (nível difícil) não se traduziram em maior demanda neuromuscular.

7.4 Tempo de contração, pontuação, PSE

Em relação ao tempo de execução, não foram observadas diferenças significativas entre os cinco exercícios (PVPP : 104,47 s; PVND: 98,40 s; PVNM: 96,07 s; PVNF: 92,27 s; PVSO: 91,53 s), indicando que os exercícios executados na plataforma PlankPad, com ou sem o exergame, não alterou a capacidade dos participantes de sustentar o exercício até a exaustão voluntária. Esse achado é relevante, uma vez que o tempo de execução equivalente entre condições sugere que as demandas percebidas foram semelhantes, independentemente da complexidade do exercício.

Em populações menos experientes, o exergame demonstrou aumentar o tempo de sustentação da PV em comparação ao exercício convencional, o que foi atribuído ao efeito motivacional e ao engajamento proporcionado pelo ambiente gamificado (Prince, 2020; Shah; Khatri, 2022). No presente estudo, a experiência prévia dos participantes em treinamento resistido, pode ter nivelado os tempos entre condições, diminuindo eventuais diferenças motivacionais.

A análise da pontuação obtida no jogo *Fruit Splicer* revelou diferença significativa entre os níveis do exergame, com o PVND apresentando a maior pontuação (55,47), seguido pelo PVNM (40,60) e pelo PVNF (29,40). Esses dados confirmam que a progressão de dificuldade (fácil, médio e difícil) do exergame produziram respostas distintas no desempenho do jogo, o que confirma a proposta do protocolo do presente trabalho. A pontuação reflete diretamente a estrutura de dificuldade do jogo, na qual a quantidade de frutas aumenta progressivamente, 22 frutas por minuto no nível fácil, 30 no nível médio e 50 no nível difícil, impondo maior demanda atencional e de processamento visuomotor à medida que a dificuldade avança.

No entanto, esse aumento de pontuação não se acompanhou de maior ativação EMG, tempo de exaustão ou declínio espectral, indicando uma dificuldade de aplicar o princípio da sobrecarga progressiva do treinamento esportivo na utilização da plataforma plankpad com exergame *Fruit Splicer*. Em outras palavras, a maior dificuldade do jogo exige mais do controle motor fino (ajustes rápidos da inclinação da plataforma de equilíbrio), mas não impõe estresse

adicional aos músculos do *core*. Do ponto de vista prático, isso limita o uso do Plankpad para progressão de treino, pois aumentar o nível do jogo não equivale a aumentar a demanda neuromuscular. Essa é uma limitação do aplicativo que precisa ser otimizada em versões futuras, por exemplo, associando níveis mais difíceis a maior instabilidade ou tempo de sustentação.

Com relação à PSE, verificou-se efeito significativo do tempo (aumento progressivo), mas não do exercício nem interação, indicando equivalência da PSE entre as cinco variações de PV. Isso confirma as ausências de diferenças nas variáveis EMG, sugerindo que a demanda foi semelhante com ou sem exergame. O aumento progressivo da PSE ao longo do exercício é consistente com Zhao et al. (2025), que demonstraram que a PSE é um marcador válido de fadiga em exercícios resistidos, com correlações significativas com indicadores espectrais. Anders e Alex (2025) reforçam que a PSE é mais sensível para o RA do que para os OE e OI.

Os achados de Feodoroff et al. (2019) demonstram que a PSE pode se manter elevada mesmo com baixa ativação EMG, o que ajuda a explicar a equivalência de PSE entre condições observada no presente estudo. Os achados de Anders et al. (2024) reforçam que a PSE é um marcador preditivo confiável de fadiga em exercícios abdominais. Essa evidência contribui para interpretar os resultados do presente trabalho, nos quais a PSE aumentou progressivamente em todas as condições de PV, sem diferenças entre exercícios com ou sem exergame.

Dessa forma, mesmo que o exergame não tenha alterado a PSE, o monitoramento da PSE continua sendo uma ferramenta prática para identificar fadiga e ajustar a carga de treino. Além disso, a distinção observada por Anders et al. (2024) entre músculos abdominais e dorsais sugere que a PSE pode subestimar a fadiga dos estabilizadores posteriores, o que deve ser considerado em protocolos de treinamento e reabilitação. Mais recentemente, Anders e Alex (2025), em tarefa isométrica de resistência abdominal de 10 minutos, confirmaram que o RA apresenta os maiores declínios espectrais e as correlações mais fortes entre F50 e PSE, em contraste com os músculos OE e OI.

No contexto do exercício PV até a exaustão, Cruz-Montecinos et al. (2019) demonstraram que a PSE é um bom indicador de fadiga dos músculos do core, com R^2 de 0,85 para o RA e entre 0,50 e 0,69 para os demais. No presente estudo, entretanto, os valores de regressão foram baixos ($R^2 \leq 0,34$). Essa discrepância provavelmente ocorreu porque o exergame impôs uma demanda atencional adicional, diminuindo a relação entre a percepção de esforço e a fadiga muscular objetiva. Portanto, em protocolos com exergame, a PSE deve ser interpretada com cautela.

As regressões entre PSE e F50 foram mais expressivas para o RA e o EE, especialmente

no nível médio de dificuldade (PVNM). Para o RMSn, associações significativas ocorreram apenas para o RA e o OI, também no PVNM. Nos demais músculos e condições, os R^2 foram próximos de zero, indicando ausência de relação preditiva relevante entre a PSE e a fadiga espectral desses músculos.

O exercício de PVNM destacou-se consistentemente como a condição com maior capacidade preditiva da PSE sobre os indicadores EMG de fadiga, tanto para a F50 quanto para o RMSn. Isso sugere que o nível médio de dificuldade do exergame estabelece um equilíbrio mais favorável entre demanda cognitiva e física. No nível fácil (PVNF), a menor demanda atencional (22 frutas/minuto) pode ter subestimado a PSE; no nível difícil (PVND), a elevada demanda visuomotora (50 frutas/minuto) pode ter superestimado a PSE, dissociando as duas variáveis e reduzindo o poder preditivo.

Kang e Park (2026) reforçam essa interpretação ao demonstrar que, em exercícios instáveis, as correlações entre PSE e ativação EMG abdominal tendem a ser moderadas ($r = 0,37 - 0,46$), justamente porque a variabilidade individual e a carga cognitiva adicional modulam o poder preditivo da PSE. Assim, embora a PSE seja útil em condições tradicionais, sua aplicação em protocolos com exergame deve ser feita com cautela, especialmente nos níveis fácil e difícil.

Entender o nível de ativação muscular é essencial para o desenvolvimento de programas de treinamento, prevenção ou reabilitação. Escamilla et al. (2010) classificaram a atividade muscular em: Baixa (0% a 20% CIVM); Moderada (21% a 40% CIVM); Alta (41% a 60% CIVM); e Muito Alta (superior a 60% CIVM). Exercícios que produzem ativação muscular acima de 60% da CIVM podem ser direcionados para o treinamento de força, enquanto aqueles com ativação inferior a 20% favorecem o desenvolvimento da resistência muscular.

7.5 Considerações finais

Na presente pesquisa, observou-se que a maioria dos músculos e condições experimentais apresentou níveis de ativação moderados a altos, com médias entre 40% e 50% da CIVM. Especificamente, os músculos do grupo abdominal (RA, OE, OI) atingiram, na etapa final do exercício, valores médios entre 50% e 71% da CIVM, classificando-se como ativação alta a muito alta.

Feodoroff, Kostantinidis e Fröbose (2019) demonstraram baixa ativação (aproximadamente 9%) do músculo RA e alta ativação do músculo EE no exercício PV com dispositivo Icaros e realidade virtual, contrastando com os resultados do presente estudo. A

maior demanda do músculo EE, segundo os autores, ocorreu devido a um ajuste da posição da cabeça para trás e pelo peso extra do visor de realidade virtual. Essas diferenças demonstram que a utilização de variados equipamentos no treinamento de estabilização do *core* produz distintas respostas neuromusculares, tornando-se imprescindível a realização de estudos nessa temática para contribuir com programas de treinamento, prevenção e reabilitação da lombalgia.

Segundo a definição e classificação de Manser et al. (2025), o Plankpad constitui um exergame sério, pois foi aplicado de forma planejada e estruturada, com objetivos de treinamento da resistência do *core*, em uma população específica (homens jovens saudáveis) e com diferentes níveis de dificuldade (fácil, médio, difícil). No que se refere à aplicação, o protocolo de exergame do presente estudo enquadra-se como motor-cognitivo: a manutenção isométrica do PV combina-se com as demandas atencionais impostas pelo jogo *Fruit Splicer*.

Ainda, segundo Manser (2025), a utilização de exergames no contexto de treinamento pode ser explicada por dois mecanismos principais: a ativação do sistema de recompensa dopaminérgico e a indução de foco externo de atenção. O primeiro favorece prazer e motivação, contribuindo para adesão e aprendizado motor; o segundo, otimiza a eficiência neuromuscular ao direcionar a atenção para os efeitos da ação no ambiente do aplicativo Plankpad. Dessa forma, mesmo sem aumento da atividade EMG, o exergame pode gerar maior engajamento e eficiência na execução da tarefa.

O presente estudo pode contribuir para a aplicação prática durante o treinamento de estabilização do *core*. Para indivíduos saudáveis e fisicamente ativos, o Plankpad com exergame não oferece vantagens adicionais em termos de ativação muscular ou fadiga em comparação à PVSQ. Portanto, a decisão de usar o Plankpad (plataforma de equilíbrio e aplicativo com *Fruit Splicer*) deve ser baseada em adesão ou disponibilidade do equipamento e não em parâmetros eletromiográficos. Como a ativação muscular é equivalente entre as condições, a decisão de incorporar o exergame a um programa de treinamento deve se concentrar em seus benefícios indiretos, mas fundamentais: o aumento da motivação, do prazer durante a atividade e, conseqüentemente, da adesão ao programa de exercícios, especialmente para iniciantes ou indivíduos com baixa tolerância ao exercício PVSQ.

Os baixos valores de regressão observados entre a PSE e os parâmetros de fadiga EMG servem como um alerta para profissionais que trabalham com populações treinadas. Nestes casos, a PSE não deve ser utilizada como o único critério para determinar o fim de uma série de exercícios de estabilização do tronco. É aconselhável combiná-la com outros critérios objetivos, como a observação direta sobre a manutenção da postura do exercício.

Algumas limitações foram observadas no presente estudo, tais como: a amostra foi

restrita a homens jovens, saudáveis, fisicamente ativos e com experiência em treinamento de força, o que impede a generalização dos resultados para mulheres, idosos, sedentários e indivíduos com lombalgia. Adicionalmente, o *crosstalk* entre diferentes músculos do *core* não pode ser descartado, apesar de todo cuidado metodológico, esse fenômeno pode ocorrer, especialmente nos músculos locais (OI/MU). Por fim, embora o exergame seja frequentemente associado a maior prazer e adesão, essas variáveis não foram mensuradas diretamente, limitando a análise de seus benefícios motivacionais. Pesquisas futuras com exergame deverão avaliar mulheres, idosos, sedentários e indivíduos com lombalgia e também avaliar os efeitos do treinamento de forma crônica.

8. CONCLUSÃO

Em conformidade com os resultados apresentados nesse estudo, pode-se concluir que o exercício de estabilização PV na plataforma de equilíbrio Plankpad com e sem exergame, não aumenta a ativação eletromiográfica, a fadiga espectral, o tempo de exaustão ou a PSE em comparação à PVSO, em homens jovens saudáveis e treinados.

Os músculos abdominais (RA, OE, OI) apresentaram aumento progressivo da ativação (RMSn) ao longo do tempo, enquanto os paravertebrais (EE e MU) mostraram padrão mais estável. A F50 reduziu-se progressivamente na maioria dos músculos analisados, indicando fadiga espectral.

A co-contração global foi similar em todos os exercícios analisados com e sem exergame, enquanto co-contração local foi maior na PVPP em comparação ao PVNF, e reduziu progressivamente com a fadiga em todos os exercícios.

O tempo de sustentação e a PSE foram equivalentes entre todas as condições, indicando que o exergame não alterou o tempo nem a PSE. Além disso, a correlação entre PSE e os parâmetros eletromiográficos foi de fraca a moderada, sugerindo que, em indivíduos treinados e em protocolos com exergame, a PSE deve ser interpretada com cautela como indicador de fadiga neuromuscular.

REFERÊNCIAS

- AGUR, A. M. R.; DALLEY, A. F.; MOORE, K. L. **Fundamentos de Anatomia Clinica**. 6. ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan Ltda, 2021.
- AKUTHOTA, V. *et al.* Core stability exercise principles. **Current Sports Medicine Reports**, v. 7, n. 1, p. 39–44, fev. 2008. <https://doi.org/10.1097/01.CSMR.0000308663.13278.69>
- ALMEIDA, J.; NUNES, F. The Practical Work of Ensuring Effective Use of Serious Games in a Rehabilitation Clinic: A Qualitative Study. **JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies**, v. 7, n. 1, p. e15428, 21 fev. 2020. <https://doi.org/10.2196/15428>
- ANDERS, C. *et al.* Are Ratings of Perceived Exertion during Endurance Tasks of Predictive Value? Findings in Trunk Muscles Require Special Attention. **Journal of Functional Morphology and Kinesiology**, v. 9, n. 4, p. 180, 27 set. 2024. <https://doi.org/10.3390/jfmk9040180>
- ANDERS, C.; ALEX, C. Perceived Exertion During Endurance Tasks of Abdominal Muscles vs. Electrophysiological Signs of Fatigue—Are They Interchangeable? **Applied Sciences**, v. 15, n. 24, p. 13214, 17 dez. 2025. <https://doi.org/10.3390/app152413214>
- ATKINS, S. J. *et al.* Electromyographic response of global abdominal stabilizers in response to stable- and unstable-base isometric exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 29, n. 6, p. 1609–1615, 2015. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000795>
- AYKORA, E.; AKAR, A.; EROĞLU, H. A. Chronic low back pain and exercise: a molecular perspective on aerobic and anaerobic core training. **Molecular Biology Reports**, v. 52, n. 1, p. 781, dez. 2025. <https://doi.org/10.1007/s11033-025-10895-4>
- BACHA, J. M. R. *et al.* Effects of Kinect Adventures Games Versus Conventional Physical Therapy on Postural Control in Elderly People: A Randomized Controlled Trial. **Games for Health Journal**, v. 7, n. 1, p. 24–36, fev. 2018. <https://doi.org/10.1089/g4h.2017.0065>
- BAO, Z.; WANG, S.; LI, Z. Effects of unstable training on muscle activation: a systematic review and meta-analysis of electromyographic studies. **PeerJ**, v. 13, p. e19751, 24 jul. 2025. <https://doi.org/10.7717/peerj.19751>
- BATISTA, G. De A. *et al.* Comparison of the Electromyography Activity during Exercises with Stable and Unstable Surfaces: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports**, v. 12, n. 4, p. 111, 18 abr. 2024. <https://doi.org/10.3390/sports12040111>
- BEHM, D. G. *et al.* The use of instability to train the core musculature. **Applied Physiology, Nutrition and Metabolism**, v. 35, n. 1, p. 91–108, 2010. <https://doi.org/10.1139/H09-127>
- BENZING, V.; SCHMIDT, M. Exergaming for Children and Adolescents: Strengths, Weaknesses, Opportunities and Threats. **Journal of Clinical Medicine**, v. 7, n. 11, p. 422, 8 nov. 2018. <https://doi.org/10.3390/jcm7110422>
- BERGMARK, A. Stability of the lumbar spine. **Acta Orthopaedica**, p. 1–54, 1 jan. 1989. <https://doi.org/10.3109/17453678909154177>
- 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. <https://doi.org/10.1097/00005768-200301000-00019>
- BIOSPACE CO. InBody230 User's manual. p. 1–65, 1996.

BLAZHKO, O.; VOLKOV, A.; MARULIN, S. Comparative Analysis of ExerGame Technologies for Balance Board Training: Game Mechanic/Dynamics, and Educational Applications. **7th Experiment International Conference**. Horta, Portugal: IEEE, 3 set. 2025. BORG, G. A. V. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 14, n. 5, p. 377–381, 1982. <https://doi.org/10.1109/exp.at2565440.2025.11348374>

BORGHUIS, J.; HOF, A. L.; LEMMINK, K. A. P. M. The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. **Sports Medicine**, v. 38, n. 11, p. 893–916, 2008. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838110-00002>

BROWN, L. E. **Treinamento De Força**. São Paulo: Editora Manole, 2008.

BYRNE, J. M. *et al.* Effect of using a suspension training system on muscle activation during the performance of a front plank exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 11, p. 3049–3055, 2014. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000510>

CALCATERRA, V. *et al.* Exergames to Limit Weight Gain and to Fight Sedentarism in Children and Adolescents with Obesity. **Children**, v. 10, n. 6, p. 928, 24 maio 2023. <https://doi.org/10.3390/children10060928>

CHATWIN, H. V. *et al.* Core stability in women with and without chronic pelvic pain. **PM&R**, p. pmrj.70103, 13 mar. 2026. <https://doi.org/10.1002/pmrj.70103>

CHOI, G. *et al.* Plank Variations and Surface Instability: A Study on Core Muscle Activation in Males and Females. **Physical Therapy Korea**, v. 32, n. 1, p. 83–90, 20 abr. 2025. <https://doi.org/10.12674/ptk.2025.32.1.83>

CHULVI-MEDRANO, I. *et al.* Deadlift muscle force and activation under stable and unstable conditions. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 10, p. 2723–2730, 2010.

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**, v. 24, n. 6, p. 1542–1550, 2024.

CORREA, C. S.; COSTA, R.; PINTO, R. S. Utilização de diferentes técnicas para o controle do posicionamento dos eletrodos de superfície na coleta do sinal eletromiográfico. **Revista Acta Brasileira do Movimento Humano**, v. 2, n. 2, p. 2012, 2012.

CRUZ-MONTECINOS, C. *et al.* Perceived physical exertion is a good indicator of neuromuscular fatigue for the core muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 49, n. September, p. 1–7, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.102360>

DA SILVA, K. G. *et al.* Comparison of the Effects of an Exergame-Based Program with Conventional Physiotherapy Protocol Based on Core Areas of the European Guideline on Postural Control, Functional Mobility, and Quality of Life in Patients with Parkinson’s Disease: Randomized Clinical Trial. **Games for Health Journal**, v. 12, n. 3, p. 228–241, 1 jun. 2023. <https://doi.org/10.1089/g4h.2022.0039>

DAVIS, J. C. *et al.* Exergaming for physical activity: A systematic review. **Journal of American College Health**. v. 72, n. 7. 2024. <https://doi.org/10.1080/07448481.2022.2103377>

DE AGUIAR, A. P. *et al.* Efeito do incremento de carga na resposta eletromiografica e no lactato sanguíneo durante exercício estático. **Revista Andaluza de Medicina del Deporte**, v. 3, n. 2, p. 62–67, 2010.

DE BLAISER, C. *et al.* Evaluating abdominal core muscle fatigue: Assessment of the validity and

- reliability of the prone bridging test. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 28, n. 2, p. 391–399, 2018. <https://doi.org/10.1111/sms.12919>
- DE BRUIN, E. D. *et al.* Playing Exergames Facilitates Central Drive to the Ankle Dorsiflexors During Gait in Older Adults; a Quasi-Experimental Investigation. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 11, p. 263, 20 set. 2019. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2019.00263>
- DE LUCA, C. J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal of applied biomechanics**, v. 13, p. 135–163, 1997. <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>
- DRYSDALE, C. L.; EARL, Je. E.; HERTEL, J. Surface Electromyographic Activity of the Abdominal Muscles During Pelvic-Tilt and Abdominal-Hollowing Exercises. **Journal of Athletic Training**, v. 39, n. 1, p. 32–36, 2004. <https://doi.org/10.3389/fspor.2026.1716574>
- EBENBICHLER, G. *et al.* The Back Muscle Surface Electromyography-Based Fatigue Index: A Digital Biomarker of Human Neuromuscular Aging? **Bioengineering**, v. 10, n. 3, p. 300, 27 fev. 2023.
- ELAHEEBOCUS, S. M. R. A.; GRANT, F.. Exergaming Characteristics in Interventions Addressing Physical Activity and Nutrition: A Systematic Literature Review. **EAI Endorsed Transactions on Pervasive Health and Technology**, v. 9, 23 jun. 2023. <https://doi.org/10.4108/eetpht.9.2674>
- ENG, C. M. *et al.* A literature review on the effects of exergames on executive function in youth. **Technology, Mind, and Behavior**, v. 4, n. 3, p. 230–250, 2023. <https://doi.org/10.1037/tmb0000118>
- ESCAMILLA, R. F. *et al.* Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 5, p. 265–276, 2010. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3073>
- EVANGELISTA, A. L.; MACEDO, J.. **Treinamento Funcional e Core Training: Exercícios Práticos Aplicados**. 2. ed. São Paulo: Phorte Editora, 2015.
- FARIES, M. D.; GREENWOOD, M.. Core Training. **Strength and Conditioning Journal**, v. 29, n. 2, p. 10–25, abr. 2007. <https://doi.org/10.1519/00126548-200704000-00001>
- FARINA, D.; MERLETTI, R.. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 337–349, out. 2000. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00025-0](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00025-0)
- FEODOROFF, B.; KONSTANTINIDIS, I.; FROBÖSE, I. Effects of Full Body Exergaming in Virtual Reality on Cardiovascular and Muscular Parameters: Cross-Sectional Experiment. **JMIR Serious Games**, v. 7, n. 3, p. e12324, 28 ago. 2019. <https://doi.org/10.2196/12324>
- FERRAZ, D. D. *et al.* The Effects of Functional Training, Bicycle Exercise, and Exergaming on Walking Capacity of Elderly Patients With Parkinson Disease: A Pilot Randomized Controlled Single-blinded Trial. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 99, n. 5, p. 826–833, 1 maio 2018. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.12.014>
- FINCO, M. D. **Laboratório de exergames na educação física: conexões por meio de videogames ativos**. Tese de Doutorado—Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2015. <https://doi.org/10.1519/00124278-200102000-00019>
- FOSTER, C. *et al.* A New Approach to Monitoring Exercise Training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 15, n. 1, p. 109–115, fev. 2001.
- FRANÇA, C. *et al.* Effects of Exergaming on Physical Fitness of Youth with Overweight and Obesity: A Systematic Review with Meta-Analysis. **Games for Health Journal**, v. 14, n. 4, p. 251–264, 1 ago.

2025. <https://doi.org/10.1089/g4h.2024.0192>

GAO, J. *et al.* Instability core training vs traditional core training on trunk strength and sprint performance among athletes: a systematic review and meta-analysis. **PeerJ**, v. 13, p. e20212, 27 out. 2025. <https://doi.org/10.7717/peerj.20212>

GARCÍA-VAQUERO, M. P. *et al.* Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 22, n. 3, p. 398–406, jun. 2012. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.02.017>

GARSKE, C. *et al.* Increasing Voluntary Myoelectric Training Time Through Game Design. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 30, p. 2549–2556, 2022. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2022.3202699>

GEORGE, J. D. *et al.* New approach in assessing core muscle endurance using ratings of perceived exertion. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 32, n. 4, p. 1081–1088, 2018. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001915>

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, 2020. <https://doi.org/10.1007/s42600-019-00039-6>

GROSPRÊTRE, S. *et al.* How Exergaming with Virtual Reality Enhances Specific Cognitive and Visuo-Motor Abilities: An Explorative Study. **Cognitive Science**, v. 47, n. 4, p. e13278, abr. 2023. <https://doi.org/10.1111/cogs.13278>

GUO, X. B. *et al.* Effects of different types of core training on pain and functional status in patients with chronic nonspecific low back pain: a systematic review and meta-analysis. **Frontiers in Physiology**, v. 16, p. 1672010, 16 out. 2025. <https://doi.org/10.3389/fphys.2025.1672010>

HÄGGMARK, T.; THORSTENSSON, A. Fibre types in human abdominal muscles. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 107, n. 4, p. 319–325, dez. 1979. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1979.tb06482.x>

HERMENS, H. J. *et al.* European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. [*S.d.*].

HEROLD, F. *et al.* Dose-Response Matters! - A Perspective on the Exercise Prescription in Exercise-Cognition Research. **Frontiers in Psychology**, v. 10, p. 2338, 2019. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.02338>

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**, v. 21, n. 1, p. 102–111, fev. 2011. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.06.001>

HODGES, P. W.; RICHARDSON, Carolyn A. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. **Physical Therapy**, v. 77, n. 2, p. 132–144, 1997. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.2.132>

HUXEL BLIVEN, K. C.; ANDERSON, Barton E. Core Stability Training for Injury Prevention. **Sports Health**, v. 5, n. 6, p. 514–522, 2013. <https://doi.org/10.1177/1941738113481200>

JORDAN, S. L. *et al.* Core musculature co-contraction during suspension training exercises. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 30, p. 82–88, abr. 2022. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2022.02.018>

KANG, H.; JUNG, J.; YU, J. Comparison of trunk muscle activity during bridging exercises using a

sling in patients with low back pain. **Journal of sports science and medicine**, v. 11, n. 3, p. S. 510-515, 2012.

KANG, S.; PARK, I. Development of an RPE-Based Prediction Model for Trunk Muscle Activation During Water Inertia Load Exercise: A Pilot EMG Study. **Journal of Functional Morphology and Kinesiology**, v. 11, n. 1, p. 89, 21 fev. 2026. <https://doi.org/10.3390/jfmk11010089>

KAWANO, M. M. *et al.* Comparação da fadiga eletromiográfica dos músculos paraespinhais e da cinemática angular da coluna entre indivíduos com e sem dor lombar. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 14, n. 3, p. 209–214, jun. 2008. <https://doi.org/10.1590/S1517-86922008000300010>

KIBLER, W. B.; PRESS, J.; SCIASCIA, A. The Role of Core Stability in Athletic Function. **Sports Medicine**, v. 36, n. 3, p. 189–198, 1 mar. 2006. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001>

KINNEY, A. L. *et al.* Surface Electromyography of the Internal and External Oblique Muscles During Isometric Tasks Targeting the Lateral Trunk. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 30, n. 2, p. 255–260, 1 fev. 2021. <https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0442>

KONRAD, P. **The ABC of EMG - A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography**. 1. ed. [S.l.: S.n.].

KRAEMER, W J.; FLECK, S, J.; DESCHENES, Michael R. **Fisiologia do exercício: teoria e prática**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016.

LEE, S. *et al.* Mobile Game Design Guide to Improve Gaming Experience for the Middle-Aged and Older Adult Population: User-Centered Design Approach. **JMIR Serious Games**, v. 9, n. 2, p. e24449, 20 maio 2021. <https://doi.org/10.2196/24449>

LIAO, Y. Y. *et al.* Effect of exergaming versus combined exercise on cognitive function and brain activation in frail older adults: A randomised controlled trial. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 64, n. 5, p. 101492, set. 2021. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2021.101492>

LIZARDO, F. B. *et al.* Analysis of co-contraction of the trunk muscles in the side bridge stabilization exercise with different unstable surfaces. **Bioscience Journal**, v. 35, n. 2, p. 640–649, 12 abr. 2019. <https://doi.org/10.14393/BJ-v35n2a20198-41833>

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, out. 2001. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00095-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00095-1)

LOPES, J. C. **Exergames - prescrição do treinamento**. 1. ed. Indaial: Uniasselvi, 2023.

MAEO, S. *et al.* Trunk Muscle Activities during Abdominal Bracing: Comparison among Muscles and Exercises. 2012.

MANSER, P. *et al.* Beyond “just” fun: The role of exergames in advancing health promotion and disease prevention. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 176, p. 106260, 1 set. 2025. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2025.106260>

MARQUES, L. M.; UCHIDA, P. M.; BARBOSA, S. P. The impact of Exergames on emotional experience: a systematic review. **Frontiers in Public Health**, v. 11, p. 1209520, 7 set. 2023. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2023.1209520>

MARQUES, N. R.; HALLAL, C. Z.; GONÇALVES, M. Padrão de co-ativação dos músculos do tronco durante exercícios com haste oscilatória. **Motriz: Revista de Educação Física**, v. 18, n. 2, p.

245–252, jun. 2012. <https://doi.org/10.1590/S1980-65742012000200004>

MARSHALL, J.; LINEHAN, C. Are Exergames Exercise? A Scoping Review of the Short-Term Effects of Exertion Games. **IEEE Transactions on Games**, v. 13, n. 2, p. 160–169, jun. 2021. <https://doi.org/10.1109/TG.2020.2995370>

MCGILL, S. Core Training: Evidence Translating to Better Performance and Injury Prevention. **Strength & Conditioning Journal**, v. 32, n. 3, p. 33, jun. 2010. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3181df4521>

MULASI, U. *et al.* Bioimpedance at the Bedside. **Nutrition in Clinical Practice**, v. 30, n. 2, p. 180–193, 22 abr. 2015. <https://doi.org/10.1177/0884533614568155>

MURA, G. *et al.* Active exergames to improve cognitive functioning in neurological disabilities: a systematic review and meta-analysis. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 54, n. 3, jun. 2018. <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.17.04680-9>

NAMBI, G.; ABDELBASSET, W. K.; ALQAHATANI, B. A. Radiological (Magnetic Resonance Image and Ultrasound) and biochemical effects of virtual reality training on balance training in football players with chronic low back pain: A randomized controlled study. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v. 34, n. 2, p. 269–277, 22 mar. 2021. <https://doi.org/10.3233/BMR-191657>

NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH (NIH). **Medical Subject Heading: exergaming**. Disponível em: <<https://meshb.nlm.nih.gov/record/ui?ui=D000088544>>. Acesso em: 22 mar. 2026.

NEUMANN, D. A. **Neumann Cinesiologia do Sistema Musculoesquelético**. 4. ed. Rio De Janeiro: GEN, 2026.

OH, Y.; YANG, S. **Defining exergames & exergaming**. [S.l.: S.n.].

OKANO, A. H. *et al.* Utilização do adipômetro cescorf para estimativa da gordura corporal relativa a partir de equações validadas com o adipômetro lange. **Revista da Educação Física/UEM**, v. 19, n. 3, p. 431–436, 15 dez. 2008. <https://doi.org/10.4025/reveducfis.v19i3.6000>

ORTIZ, A.; C. L., Carmen E.; VENEGAS-RIOS, H. L. Biomechanical Deficiencies in Women with Semitendinosus-Gracilis Anterior Cruciate Ligament Reconstruction During Drop Jumps. **PM&R**, v. 6, n. 12, p. 1097–1106, dez. 2014. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.07.003>

PACHECO, T. B. F. *et al.* Effectiveness of exergames for improving mobility and balance in older adults: a systematic review and meta-analysis. **Systematic Reviews**, v. 9, p. 163, 18 jul. 2020. <https://doi.org/10.1186/s13643-020-01421-7>

PANAGIOTOPOULOS, N. *et al.* Design of Exergaming Platform for Upper Limb Rehabilitation Using Surface Electromyography. **Applied Sciences**, v. 14, n. 16, p. 6987, 9 ago. 2024. <https://doi.org/10.3390/app14166987>

PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine: Part I. function, dysfunction, adaptation, and enhancement. **Journal of Spinal Disorders**, v. 5, n. 4, p. 383–389, 1992. <https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00001>

PHINYOMARK, A. *et al.* The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis. In: NAIK, Ganesh R. (Org.). **Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges**. [S.l.]: InTech, 2012. <https://doi.org/10.5772/50639>

- PIROVANO, M. *et al.* Exergaming and rehabilitation: A methodology for the design of effective and safe therapeutic exergames. **Entertainment Computing**, v. 14, p. 55–65, 1 maio 2016. <https://doi.org/10.1016/j.entcom.2015.10.002>
- PRINCE, M. M. Effect of plankpad gaming and isometric exercise on the core strength of selected high school students. **International Journal of Computer Science and Mobile Computing** . v. 9, p. 19–22, 2020.
- PUNTUMETAKUL, R. *et al.* The Effects of Core Stabilization Exercise with the Abdominal Drawing-in Maneuver Technique versus General Strengthening Exercise on Lumbar Segmental Motion in Patients with Clinical Lumbar Instability: A Randomized Controlled Trial with 12-Month Follow-Up. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 18, n. 15, p. 7811, 23 jul. 2021. <https://doi.org/10.3390/ijerph18157811>
- RODRÍGUEZ, S.; HERNÁNDEZ-ÁLVAREZ, E. D.; LEÓN-PRIETO, C. Effects of core stability training on physical performance in soccer players: Systematic review and meta-analysis. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 45, p. 1082–1100, dez. 2025. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2025.10.026>
- RODRÍGUEZ-PEREA, Á. *et al.* Criterion-Related Validity and Reliability of the Front Plank Test in Adults: The ADULT-FIT Project. **Applied Sciences**, v. 15, n. 5, p. 2722, 4 mar. 2025. <https://doi.org/10.3390/app15052722>
- RÖGLIN, L.; MARTIN-NIEDECKEN, A. L.; KETELHUT, S. Exercising Digitally: A Multi-Perspective Analysis of Exergames for Physical Activity and Health Promotion. In: BROOKS, Anthony L. (Org.). **Creating Digitally**. Intelligent Systems Reference Library. Cham: Springer International Publishing, 2023. v. 241 p. 79–116. https://doi.org/10.1007/978-3-031-31360-8_4
- SAGLAM, A. F. *et al.* Effects of Surface Stability on Muscle Activation during Plank Exercise. **Journal of Human Kinetics**, 23 set. 2025. <https://doi.org/10.5114/jhk/203417>
- SANTOS, F. R. A. *et al.* Comparison of the electromyographic activity of core muscles during ventral plank exercise until exhaustion using different unstable equipment. **Research on Biomedical Engineering**, v. 40, n. 3–4, p. 451–462, out. 2024a. <https://doi.org/10.1007/s42600-024-00357-4>
- SANTOS, F. R. A. *et al.* Electromyographic Analysis of Core Muscles During front Plank Exercises Using the trx® System at Different Heights. **Brazilian Archives of Biology and Technology**, v. 67, p. e24240153, 2024b. <https://doi.org/10.1590/1678-4324-2024240153>
- SANTOS, F. R. A. **Análise eletromiográfica de músculos do tronco e percepção subjetiva de esforço no exercício prancha ventral até a exaustão com diferentes equipamentos instáveis**. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia, 18 dez. 2020.
- SATO, T. *et al.* Effects of Nintendo Ring Fit Adventure Exergame on Pain and Psychological Factors in Patients with Chronic Low Back Pain. **Games for Health Journal**, v. 10, n. 3, p. 158–164, 1 jun. 2021. <https://doi.org/10.1089/g4h.2020.0180>
- SERGENTI, C. *et al.* Design and Testing of an Active Balancing Board for Exergames. **Procedia Computer Science**, v. 232, p. 1339–1346, 2024. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2024.01.132>
- SHAH, D.; KHATRI, S. Effect Of Exergaming On Core Muscle Endurance And Enjoyment In Young Adults: A Pilot Study. **International Journal of Physiotherapy**, p. 80–86, 9 set. 2022. <https://doi.org/10.15621/ijphy/2022/v9i3/1237>
- SHIDA, N; YAGIZ, G.; YAMADA, T. The Effects of Exergames on Muscle Architecture: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Applied Sciences**, v. 11, n. 21, p. 10325, 3 nov. 2021.

<https://doi.org/10.3390/app112110325>

SILVA, V. R. *et al.* Training through gametherapy promotes coactivation of the pelvic floor and abdominal muscles in young women, nulliparous and continents. **International braz j urol**, v. 42, n. 4, p. 779–786, ago. 2016. <https://doi.org/10.1590/S1677-5538.IBJU.2014.0580>

SINCLAIR, J.; H., P.; MASEK, M. Considerations for the design of exergames. **Association for Computing Machinery**, 1 dez. 2007.

SMITH, S. T. *et al.* A novel Dance Dance Revolution (DDR) system for in-home training of stepping ability: basic parameters of system use by older adults. **British Journal of Sports Medicine**, v. 45, n. 5, p. 441–445, abr. 2011. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.066845>

SNARR, R.; ESCO, M. Electromyographical Comparison of Plank Variations Performed With and Without Instability Devices. **Journal Of Strength And Conditioning Research**, v. 28, n. 11, p. 3298–3305, 2014. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000521>

SOYUER, F.; KOKU, M. Core muscle activity in exercise. **International Journal of Family & Community Medicine**, v. 8, n. 3, p. 73–75, 5 jun. 2024. <https://doi.org/10.15406/ijfcm.2024.08.00354>

SUEHIRO, T. *et al.* Trunk muscle activation patterns during active hip abduction test during remission from recurrent low back pain: an observational study. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 22, n. 1, p. 671, dez. 2021. <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04538-5>

SUN, J. *et al.* Application of Surface Electromyography in Exercise Fatigue: A Review. **Frontiers in Systems Neuroscience**, v. 16, p. 893275, 11 ago. 2022. <https://doi.org/10.3389/fnsys.2022.893275>

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, 31 jan. 2024. <https://doi.org/10.55905/oelv22n1-246>

THOLL, C.; HANSEN, L.; FROBÖSE, I. Wrist extensor fatigue and game-genre-specific kinematic changes in esports athletes: a quasi-experimental study. **BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation**, v. 17, n. 1, p. 261, 1 set. 2025. <https://doi.org/10.1186/s13102-025-01305-0>

THORSTENSSON, A.; CARLSON, H. Fibre types in human lumbar back muscles. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 131, n. 2, p. 195–202, out. 1987. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1987.tb08226.x>

TONG, T. K.; WU, S.; NIE, J. Sport-specific endurance plank test for evaluation of global core muscle function. **Physical Therapy in Sport**, v. 15, n. 1, p. 58–63, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2013.03.003>

TSARTSAPAKIS, I. *et al.* Spinal Muscle Thickness and Activation during Abdominal Hollowing and Bracing in CrossFit® Athletes. **Sports**, v. 11, n. 8, p. 159, 18 ago. 2023. <https://doi.org/10.3390/sports11080159>

VAGHETTI, C. A. O. *et al.* Exergames Experience in Physical Education: A Review. **Physical Culture and Sport. Studies and Research**, v. 78, n. 1, p. 23–32, 1 jun. 2018. <https://doi.org/10.2478/pcssr-2018-0010>

VARRECCHIA, T. *et al.* Trunk Muscle Coactivation in People with and without Low Back Pain during Fatiguing Frequency-Dependent Lifting Activities. **Sensors**, v. 22, n. 4, p. 1417, 12 fev. 2022. <https://doi.org/10.3390/s22041417>

VERA-GARCIA, F. J.; BARBADO, D.; MOYA, M. Trunk stabilization exercises for healthy

- individuals. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 16, n. 2, p. 200–211, 2014. <https://doi.org/10.5007/1980-0037.2014v16n2p200>
- VIANA, R. B. *et al.* The effects of exergames on muscle strength: A systematic review and meta-analysis. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 31, n. 8, p. 1592–1611, ago. 2021. <https://doi.org/10.1111/sms.13964>
- VOJCIECHOWSKI, A. S. *et al.* Effects of exergame training on the health promotion of young adults. **Fisioterapia em Movimento**, v. 30, n. 1, p. 59–67, mar. 2017. <https://doi.org/10.1590/1980-5918.030.001.a006>
- WEINECK, J. **Anatomia aplicada ao esporte**. São Paulo: Manole, 2013.
- WHITEHEAD, A. *et al.* Exergame effectiveness: what the numbers can tell us. **Association for Computing Machinery**, 28 jul. 2010.
- YIN, X. *et al.* The effects of instability training on balance and jump performance in athletes: A systematic review and meta-analysis. **Physiological Reports**, v. 13, n. 21, p. e70650, nov. 2025. <https://doi.org/10.14814/phy2.70650>
- ZHAO, H. *et al.* Perceived exertion reflects fatigue conditions during power-aimed resistance training. **International Journal of Sports Medicine**, v. 46, n. 06, p. 437–445, jun. 2025. <https://doi.org/10.1055/a-2545-5403>
- ŽLIBINAITĖ, L.; SAVICKAS, R.; MAŽEIKĖ, L. Effects of an interactive technology-based exercise program on young adults' physical and psycho-emotional state. **Sveikatos mokslai**, p. 65, 1 dez. 2025. <https://doi.org/10.35988/sm-hs.2025.445>

ANEXO I

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado (a) para participar da pesquisa intitulada "**Efeitos de exergame na atividade eletromiográfica de músculos do core durante o exercício prancha ventral até a exaustão em voluntários com e sem lombalgia**", sob a responsabilidade dos pesquisadores *Frederico Balbino Lizardo e Felipe Rodrigues Alves Santos*.

Nesta pesquisa nós estamos buscando analisar e comparar a atividade elétrica dos músculos do tronco no exercício de prancha ventral utilizando um aplicativo de jogo. O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será obtido pelo pesquisador (*Frederico Balbino Lizardo e Felipe Rodrigues Alves Santos*) antes do início da coleta de dados que será realizada no Laboratório de Eletromiografia Cinesiológica (LABEP), Instituto de Ciências Biomédicas, Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia, MG.

O Termo/Registro de Consentimento Livre e Esclarecido está sendo obtido pelo(a)(s) pesquisador(a)(es) *Frederico Balbino Lizardo e Felipe Rodrigues Alves Santos*.

Você tem o tempo que for necessário para decidir se quer ou não participar da pesquisa (conforme item IV da Resolução nº 466/2012 ou Capítulo. III da Resolução nº 510/2016).

Na sua participação você deverá comparecer em três dias distintos no LABEP, na Universidade Federal de Uberlândia. Na primeira visita, mediremos sua altura, peso e gordura corporal e perguntaremos sobre seu nível de atividade física e a intensidade de sua dor nas costas. Na segunda visita, faremos teste de força dos seus músculos das costas e do tronco e registraremos como seus músculos funcionam enquanto você faz alguns exercícios específicos. Na terceira visita, observaremos seus músculos enquanto você faz exercícios para testar seu equilíbrio, usando uma prancha. Usaremos uma escala para medir sua dor, se ocorrer. Seu nome não será divulgado em nenhuma publicação da pesquisa, e você não receberá dinheiro por participar. Cada visita, dura cerca de 90 minutos.

Você não terá nenhum gasto nem ganho financeiro por participar na pesquisa. Vamos fornecer transporte para o laboratório e um lanche para você, gratuitamente.

Nós, pesquisadores, atenderemos às orientações das Resoluções nº 466/2012, Capítulo XI, Item XI.2: f e nº 510/2016, Capítulo VI, Art. 28: IV - manter os dados da pesquisa em arquivo, físico ou digital, sob nossa guarda e responsabilidade, por um período mínimo de 5 (cinco) anos após o término da pesquisa.

Os resultados da pesquisa serão publicados, e ainda assim sua identidade será preservada. Para garantir o máximo de sigilo, seus dados serão identificados por meio de códigos e não utilizaremos seu nome para analisar e nem para publicar.

Os riscos consistem em apenas a identificação dos participantes. Entretanto, cada voluntário participante será identificado por um número, com a finalidade de diferenciá-lo e manter a integridade e identidade do mesmo, protegendo a confidencialidade. Os dados serão coletados pelos pesquisadores, que manterão a privacidade e o sigilo das informações, as quais serão armazenadas em arquivos na memória do computador para posterior análise. Assim, os riscos de divulgação da identidade dos voluntários serão minimizados.

Os benefícios serão aplicados de forma indireta aos participantes da pesquisa, pois os resultados obtidos por meio desse estudo possibilitarão importantes contribuições para profissionais da área da saúde proporcionando uma base teórica para o direcionamento de programas de prevenção e reabilitação de lombalgia e para programas de treinamento esportivo que objetivam o desenvolvimento e fortalecimento da região do tronco.

Você é livre para deixar de participar da pesquisa a qualquer momento sem qualquer

prejuízo ou coação. Até o momento da divulgação dos resultados, você também é livre para solicitar a retirada dos seus dados da pesquisa.

Uma via original deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com você, assinada e rubricada pelos(as) pesquisadores(as).

Em qualquer momento, caso tenha qualquer dúvida ou reclamação a respeito da pesquisa, você poderá entrar em contato com: **PROF. DR. FREDERICO BALBINO LIZARDO** - Universidade Federal de Uberlândia / Instituto de Ciências Biomédicas / Disciplina Anatomia Humana. Av. Pará, 1720. Bloco 2A, sala 16. (034) 3225-8474.

Havendo algum dano decorrente da pesquisa, você tem direito a solicitar indenização através das vias judiciais (Código Civil, Lei 10.406/2002, Artigos 927 a 954 e Resolução CNS nº 510 de 2016, Artigo 19).

Para obter orientações quanto aos direitos dos(as) participantes de pesquisa, acesse a cartilha disponível no *link*: https://conselho.saude.gov.br/images/comissoes/conep/img/boletins/Cartilha_Direitos_Participantes_de_Pesquisa_2020.pdf.

Você poderá também entrar em contato com o Comitê de Ética na Pesquisa com Seres Humanos – CEP, da Universidade Federal de Uberlândia, localizado na Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco A, sala 224, *campus* Santa Mônica – Uberlândia/MG, 38408-100; pelo telefone (34) 3239-4131; ou pelo *e-mail* **cep@propp.ufu.br**. O CEP/UFU é um colegiado independente criado para defender os interesses dos(as) participantes das pesquisas em sua integridade e dignidade e para contribuir para o desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos conforme resoluções do Conselho Nacional de Saúde.

Uberlândia, dede 2025.

Assinatura do pesquisador

Eu aceito participar do projeto citado acima, voluntariamente, após ter sido devidamente esclarecido.

Participante da pesquisa

ANEXO II



QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA –
VERSÃO CURTA -

Número: _____ Data: / / Idade : Sexo: F () M ()

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física na **ÚLTIMA** semana. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são **MUITO** importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação !

Para responder as questões lembre que:

- atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal
- atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza **por pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez:

1a Em quantos dias da última semana você caminhou por **pelo menos 10 minutos contínuos** em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

1b Nos dias em que você caminhou por **pelo menos 10 minutos contínuos** quanto tempo no total você gastou caminhando **por dia**?

horas: _____ Minutos: _____

2a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **MODERADAS** por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar volei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

2b. Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por **pelo menos 10 minutos contínuos**, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: _____ Minutos: _____

3a Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

3b Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por **pelo menos 10 minutos contínuos** quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: _____ Minutos: _____

ANEXO III

QUESTIONÁRIO PARA AVALIAÇÃO FUNCIONAL (Índice de Incapacidade Lombar Oswestry, validado por Vigatto et al. 2007/Spine)

Por favor, responda esse questionário. Ele foi desenvolvido para dar-nos informações sobre como seu problema nas costas têm afetado a sua capacidade de realizar as atividades da vida diária. Por favor, responda a todas as seções. Assinale em cada uma delas apenas a resposta que mais claramente descreve a sua condição no dia de hoje.

Seção 1: Intensidade da dor.

- Sem dor no momento.
- A dor é leve nesse momento.
- A dor é moderada nesse momento.
- A dor é mais ou menos intensa nesse momento. A dor é muito forte nesse momento.
- A dor é a pior que se pode imaginar no momento.

Seção 2: Cuidados pessoais (lavar-se, vestir-se, etc.)

- Posso cuidar de mim mesmo normalmente sem que isso aumente a dor. Posso cuidar de mim mesmo normalmente, mas sinto muita dor.
- Sinto dor ao cuidar de mim mesmo e faço isso lentamente e com cuidado.
- Necessito de alguma ajuda, porém consigo fazer a maior parte dos meus cuidados pessoais.
- Necessito de ajuda diária na maioria dos meus cuidados pessoais.
- Não consigo me vestir, lavo-me com dificuldade e permaneço na cama.

Seção 3: Levantar Objetos

- Consigo levantar objetos pesados sem aumentar a dor.
- Consigo levantar objetos pesados, mas isso aumenta a dor.
- A dor me impede de levantar objetos pesados do chão, mas consigo levá-los se estiverem convenientemente posicionados, por exemplo, sobre uma mesa.
- A dor me impede de levantar objetos pesados do chão, mas consigo levantar objetos leves a moderados, se estiverem convenientemente posicionados.
- Consigo levantar apenas objetos muito leves.
- Não consigo levantar ou carregar absolutamente nada.

Seção 4: Caminhar

- A dor não me impede de caminhar qualquer distância.
- A dor me impede de caminhar mais de 1.600 metros (aproximadamente 16 quarteirões de 100 metros).
- A dor me impede de caminhar mais de 800 metros (aproximadamente 8 quarteirões de 100 metros).
- A dor me impede de caminhar mais de 400 metros (aproximadamente 4 quarteirões de 100 metros).
- Só consigo andar usando uma bengala ou muletas.
- Fico na cama a maior parte do tempo e preciso me arrastar para ir ao banheiro.

Seção 5: Sentar

- Consigo sentar em qualquer tipo de cadeira durante o tempo que quiser. Consigo sentar em uma cadeira confortável durante o tempo que quiser. A dor me impede de ficar sentado por mais de 1 hora. A dor me impede de ficar sentado por mais de meia hora. A dor me impede de ficar sentado por mais de 10 minutos. A dor me impede de sentar.

Seção 6: Ficar em pé

- Consigo ficar em pé o tempo que quiser sem aumentar a dor. Consigo ficar em pé durante o tempo que quiser, mas isso aumenta a dor. A dor me impede de ficar em pé por mais de 1 hora. A dor me impede de ficar em pé por mais de meia hora. A dor me impede de ficar em pé por mais de 10 minutos. A dor me impede de ficar em pé.

Seção 7: Dormir

- Meu sono nunca é perturbado pela dor. Meu sono é ocasionalmente perturbado pela dor. Durmo menos de 6 horas por causa da dor. Durmo menos de 4 horas por causa da dor. Durmo menos de 2 horas por causa da dor. A dor me impede totalmente de dormir.

Seção 8: Vida sexual

- Minha vida sexual é normal e não aumenta minha dor. Minha vida sexual é normal, mas causa um pouco mais de dor. Minha vida sexual é quase normal, mas causa muita dor. Minha vida sexual é severamente limitada pela dor. Minha vida sexual é quase ausente por causa da dor. A dor me impede de ter uma vida sexual.

Seção 9: vida social

- Minha vida social é normal e não aumenta a dor. Minha vida social é normal, mas aumenta a dor. A dor não tem nenhum efeito significativo na minha vida social, porém limita alguns interesses de que demandam mais energia, como por exemplo, esportes, etc. A dor tem restringindo minha vida social e não saio de casa com tanta frequência. A dor tem restringindo minha vida social ao meu lar. Não tenho vida social por causa da dor.

Seção 10: Locomoção (ônibus/carro/táxi)

- Posso ir a qualquer lugar sem sentir dor. Posso ir a qualquer lugar, mas isso aumenta a dor. A dor é intensa, mas consigo me locomover durante 2 horas. A dor restringe-me a locomoções de menos de 1 hora. A dor restringe-me a pequenas locomoções necessárias de menos de 30 minutos. A dor impede de locomover-me, exceto para receber tratamento.

Essas dez sessões contidas no questionário de Oswestry possuem seis declarações (itens), cada uma representa um aumento no degrau de severidade da dor lombar. A primeira declaração em cada sessão descreve ausência ou pequena dor lombar e limitação funcional, recebendo zero, enquanto que a sexta declaração descreve dor ou limitação extrema, recebendo cinco pontos. A pontuação total é calculada pela soma dos pontos, sendo a maior soma possível igual a cinquenta. Esse resultado é transformado em porcentagem multiplicando-o por dois. a maior porcentagem representa uma maior incapacidade relacionada à dor lombar.

Ex: Resultado de 35 pontos; $2 \times 35 = 70$; portanto, a severidade da incapacidade lombar funcional é de 70%.

Classificação da Incapacidade: 0% a 20% = incapacidade mínima; 20 a 40%= incapacidade moderada; 40 a 60%= incapacidade severa; 60 a 80%= incapacidade muito severa; 80 a 100%= incapacidade total.

AValiação da Intensidade de Dor (Escala Analógica Visual -EVA) Sua dor é: Contínua () ou Intermitente () Qual a condição:

• Dor lombar no último mês:

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

ausência total de dor |-----| pior dor que você já teve

() sem dor () fraca () moderada () forte () violenta () insuportável

• Dor lombar na última semana:

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

ausência total de dor |-----| pior dor que você já teve

() sem dor () fraca () moderada () forte () violenta () insuportável

• Dor no dia de hoje:

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

ausência total de dor |-----| pior dor que você já teve

() sem dor () fraca () moderada () forte () violenta () insuportável