



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO ACADÊMICO DA VITÓRIA

RAYANNE LARISSA SILVÉRIO FIGUEIRÊDO

**A INFLUÊNCIA DA MOBILIDADE DO TORNOZELO E DO QUADRIL NO
CONTROLE POSTURAL DURANTE O AGACHAMENTO PROFUNDO**

VITÓRIA DE SANTO ANTÃO

2025

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO

CENTRO ACADÊMICO DA VITÓRIA

BACHARELADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

RAYANNE LARISSA SILVÉRIO FIGUEIRÊDO

**A INFLUÊNCIA DA MOBILIDADE DO TORNOZELO E DO QUADRIL NO
CONTROLE POSTURAL DURANTE O AGACHAMENTO PROFUNDO**

TCC apresentado ao Curso de Bacharelado em Educação Física da Universidade Federal de Pernambuco, Centro Acadêmico da Vitória, como requisito para a obtenção do título de Bacharel em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Wilson Viana de Castro Melo

VITÓRIA DE SANTO ANTÃO

2025

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do programa de geração automática do SIB/UFPE

Figueirêdo, Rayanne Larissa Silvério.

A influência da mobilidade do tornozelo e do quadril no controle postural durante o agachamento profundo / Rayanne Larissa Silvério Figueirêdo. - Vitória de Santo Antão, 2025.

28 : il., tab.

Orientador(a): Wilson Viana de Castro Melo

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro Acadêmico de Vitória, Educação Física - Bacharelado, 2025.

1. agachamento. 2. controle postural. 3. mobilidade articular . I. Melo, Wilson Viana de Castro. (Orientação). II. Título.

610 CDD (22.ed.)

RAYANNE LARISSA SILVÉRIO FIGUEIRÊDO

**A INFLUÊNCIA DA MOBILIDADE DO TORNOZELO E DO QUADRIL NO
CONTROLE POSTURAL DURANTE AGACHAMENTO PROFUNDO**

TCC apresentado ao Curso de Bacharelado em Educação Física da Universidade Federal de Pernambuco, Centro Acadêmico da Vitória, como requisito para a obtenção do título de Bacharel em Educação Física.

Aprovado em: 27/03/2025.

BANCA EXAMINADORA

Profº. Dr. Wilson Viana de Castro Melo (Orientador)
Universidade Federal de Pernambuco

Profº. Dr. Luciano Machado Ferreira Tenorio de Oliveira (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco

Profº. Dr. Adriano Bento Santos (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco

AGRADECIMENTOS

Agradeço, à mulher que, à frente do seu tempo, construiu sua própria trajetória com força e determinação: minha mãe. Ela foi dona do seu destino, adotou quatro filhos e, com muita coragem, conseguiu administrar sua casa sozinha, sempre com o apoio do estudo como ferramenta para conquistar seus objetivos.

Agradeço também ao meu orientador, Wilson Viana, que como um verdadeiro pai, me guiou e me ensinou a fazer ciência, me mostrando o valor de carregar o brasão da UFPE com orgulho.

Também sou grata ao professor Adriano Bento, que com sua perspicácia conseguiu me transformar, revelando um novo olhar sobre a vida. Ele me ajudou a sair da minha zona de conforto, e seus ensinamentos serão levados comigo para sempre.

Agradeço ainda a todas as pessoas que tive a oportunidade de conhecer ao longo dessa trajetória dentro e fora da Universidade, ao apoio recebido em momentos de desafio, quando achei que não seria capaz de continuar.

“Um passo à frente e você não está mais no mesmo lugar!”
Chico Science, (1996).

RESUMO

Este estudo investigou a correlação entre as oscilações posturais durante a execução do agachamento profundo e a mobilidade articular do quadril e tornozelo, comparando as condições com e sem contração abdominal. Trinta participantes ativos foram selecionados: homens (n=15) e mulheres (n=15). Todos os participantes do estudo realizaram seis repetições do agachamento profundo na plataforma de força nas condições de com contração (CC) e sem contração (SC) da região abdominal descalços e de forma randomizada. Os participantes foram submetidos a testes de mobilidade de quadril e tornozelo, e imediatamente executaram o agachamento profundo na plataforma. Os resultados indicaram que não houve diferenças estatisticamente significativas para as três variáveis de interesse, amplitudes de oscilação de postura, nos eixos anteroposterior ($p=0,5812$) médio-lateral ($p=0,8916$) e na área total ($p=0,4248$) em duas situações distintas com e sem contração da região abdominal e que não houve diferenças estatisticamente significativas com relação entre essas variáveis analisadas e os testes de mobilidades das referidas articulações do quadril e tornozelo. A falta de padronização na posição da base de suporte e a variabilidade nas características antropométricas dos participantes podem ter influenciado os resultados. Além disso, fatores como fadiga, motivação e o ambiente de teste também podem ter impactado as oscilações posturais. O uso de tecnologias avançadas, como eletromiografia e sensores de movimento tridimensionais, poderia fornecer uma análise mais detalhada do controle postural. O estudo destaca a necessidade de um rigor metodológico maior e sugere o uso de tecnologias avançadas para uma análise mais precisa, contribuindo para o aprimoramento de programas de treinamento e pesquisas futuras.

Palavras-chave: agachamento; controle postural; mobilidade articular.

ABSTRACT

This study investigated the correlation between postural oscillations during deep squatting and hip and ankle joint mobility, comparing conditions with and without abdominal contraction. Thirty active participants were selected: men (n=15) and women (n=15). All study participants performed six repetitions of deep squats on the force platform in the conditions of contraction (CC) and without contraction (SC) of the abdominal region barefoot and in a randomized manner. Participants underwent hip and ankle mobility tests and immediately performed deep squats on the platform. The results indicated that there were no statistically significant for the three variables of interest, amplitudes of postural sway, in the anteroposterior ($p=0.5812$), mediolateral ($p=0.8916$) and total area ($p=0.4248$) axes in two different situations with and without contraction of the abdominal region, and that there were no statistically significant differences between these analyzed variables and the mobility tests of the aforementioned hip and ankle joints. The lack of standardization in the position of the support base and the variability in the anthropometric characteristics of the participants may have influenced the results. In addition, factors such as fatigue, motivation and the test environment may also have impacted postural sway. The use of advanced technologies, such as electromyography and three-dimensional motion sensors, could provide a more detailed analysis of postural control. The study highlights the need for greater methodological rigor and suggests the use of advanced technologies for a more accurate analysis, contributing to the improvement of training programs and future research.

Keywords: joint mobility; postural control; squat.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	10
2.1 Mobilidade articular.....	10
2.2 Movimento de agachamento	10
2.3 Posturografia	12
3 OBJETIVOS.....	14
3.1 Objetivo Geral.....	14
3.2 Objetivos Específicos	14
4 METODOLOGIA	15
4.1 Delineamento do estudo.....	15
4.2 Amostra.....	15
4.3 Critérios de inclusão e exclusão da amostra.....	15
4.4 Instrumentos.....	15
4.5 Protocolo.....	15
4.6 Avaliações da mobilidade articular.....	16
4.6.1 Teste De Lunge	16
4.6.2 Teste De Straight Leg Raise	17
4.6.3 Agachamento Profundo.....	18
4.6.4 Análise estatística.....	18
4.6.5 Considerações éticas	19
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	20
6 CONCLUSÃO	25
REFERÊNCIAS.....	26

1 INTRODUÇÃO

Na busca por uma vida saudável, com a incessante explosão do movimento corporal, nota-se um aumento pela procura das academias, especialmente pelo treinamento de força (TF) (Andreasson; Johansson, 2014). Tal procura pode ser explicada pelo impacto que o TF pode trazer para saúde como aumento da força, da massa muscular, no desempenho e capacidade do corpo humano realizar atividades físicas e manter a homeostase, como também a melhora de várias condições crônicas, incluindo diabetes, osteoporose, obesidade (Kraschnewski, 2016).

Dentre os exercícios utilizados nas academias, destaca-se o agachamento que, por ser um exercício que envolve muitas articulações (tornozelo, joelho e quadril), tem um recrutamento de diversos grupamentos musculares como o gastrocnêmio, sóleo, vasto lateral, vasto medial, reto femoral, semitendíneo, semimembranáceo, bíceps femoral, glúteo máximo e eretor da espinha (Contreras, 2016; Silva *et al.*, 2017). Ademais, a maior aplicabilidade do agachamento é explicada pela sua efetividade em relação à funcionalidade, por sua semelhança com movimentos do cotidiano como sentar e levantar (Lamontagne; Kennedy; Beaulé, 2009) e sua execução errada pode resultar em movimentos articulares compensatórios no tornozelo, joelhos, quadris e coluna, levando potencialmente a lesão ao agachar sob carga externa (Toutoungi *et al.*, 2000).

Uma forma de tentar minimizar algumas compensações do movimento é o treino de flexibilidade/mobilidade, que visa uma maior amplitude dos movimentos, melhorando assim o seu padrão (Silva *et al.*, 2017). Contudo, mesmo ciente do envolvimento direto das articulações do tornozelo, joelho e quadril no agachamento, não se sabe de que maneira a mobilidade do tornozelo e do quadril influencia o controle postural durante a execução do agachamento profundo ou se uma maior mobilidade das referidas articulações pode repercutir, alterando o controle postural, devido à oscilação do centro de pressão (CP) corporal.

Portanto, o objetivo do presente estudo é verificar a influência da mobilidade do tornozelo e quadril no controle postural no movimento do agachamento profundo, avaliando a variabilidade da posição do centro de pressão (CP) corporal durante a execução do exercício. Os resultados deste estudo irão auxiliar diretamente na prescrição da técnica em academias, visando melhores padrões de movimento, efetividade e segurança na execução do agachamento profundo.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Mobilidade articular

A flexibilidade é uma capacidade física que deve ser foco no desenvolvimento de um programa de treinamento, pois o aumento do arco articular pode favorecer a execução de gestos esportivos, resultando na melhoria do rendimento (Silva *et al.*, 2017). Nesse sentido, os exercícios de mobilidade promovem aumento na amplitude de movimento e atividade sinérgica dos músculos neutralizadores e estabilizadores. Esses exercícios são realizados de forma livre, utilizando o peso do próprio corpo e, em alguns casos, equipamentos para adicionar sobrecarga (Silva *et al.*, 2017).

Para facilitar o equilíbrio e o controle tanto na subida quanto na descida do agachamento, é necessária uma mobilidade adequada no tornozelo (Toutoungi *et al.*, 2000). Quando essa mobilidade está comprometida, podem ocorrer compensações articulares no próprio tornozelo, joelhos, quadril e coluna, aumentando o risco de lesões ao agachar sob carga externa (Toutoungi *et al.*, 2000). Além disso, a limitação da mobilidade no tornozelo e no quadril podem afetar a técnica do agachamento, resultando numa projeção do tronco para frente e inclinação dos quadris durante a movimentação (Whitting *et al.*, 2016).

A carência de mobilidade articular representa fatores que podem comprometer o alinhamento e a estabilidade da coluna, contribuindo para o surgimento do desconforto lombar (Freitas, 2011). Nesse contexto, uma intervenção adequada para melhorar a mobilidade da articulação do quadril seria a implementação de um programa de alongamento de quadril, abordando também a qualidade temporal da interação quadril-espinha (Moreside; McGill, 2012).

2.2 Movimento de agachamento

O agachamento profundo, é uma excelente maneira de avaliar a mobilidade simétrica e funcional dos quadris, joelhos e tornozelos, e essas articulações devem ser capazes de se mover livremente para realizar o movimento de forma eficiente (Cook *et al.*, 2014).

O exercício do agachamento envolve músculos e articulações com morfologias distintas (monoarticulares e biarticulares), e as forças musculares variam dependendo das posições das demais articulações como cotovelos e ombro. Além disso, a posição da força externa determina se o músculo atuará como motor principal ou estabilizador (Silva *et al.*, 2017).

A principal diferença do agachamento profundo em relação a outros tipos de agachamento está na amplitude do movimento, caracterizada pela flexão do joelho em ângulos superiores a 90°. Além disso, esse tipo de agachamento é frequentemente utilizado para avaliar a mobilidade (Moreira *et al.*, 2017). O agachamento profundo refere-se a uma execução de movimento em que o quadril desce abaixo da linha dos joelhos, com o objetivo de avaliar a mobilidade simétrica e funcional dos quadris, joelhos e tornozelos (Cook *et al.*, 2014).

A execução do agachamento é um movimento controlado, que requer uma grande amplitude de movimento no quadril (articulação coxofemoral). Qualquer limitação na mobilidade de quadril que impeça a realização de agachamentos com máxima profundidade, pode ser indicativa de uma restrição geral na mobilidade da articulação (Lamontagne; Kennedy; Beaulé, 2008). Para garantir uma execução adequada e segura desse movimento, é essencial a ativação de uma musculatura estabilizadora, como a musculatura abdominal (Tayashiki *et al.*, 2015).

O *bracing* abdominal, técnica amplamente utilizada no treinamento físico, desempenha um papel crucial nesse contexto, ao ativar e fortalecer a musculatura abdominal. Esse método envolve o recrutamento coordenado dos músculos abdominais, como o transverso do abdômen, os oblíquos internos, os oblíquos externos e o reto abdominal. O objetivo é aumentar a pressão intra-abdominal, proporcionando maior estabilização da região lombar e melhor controle do movimento durante exercícios como o agachamento (Oshikawa *et al.*, 2020).

Dentro dessa prática, existem duas diferentes formas de *bracing* abdominal, que se diferenciam pelo método de ativação e pelo foco na mobilização do abdômen inferior. O primeiro método, que envolve inflar o abdômen inferior, envolve ativar os músculos abdominais ao máximo enquanto expande a região abdominal inferior. Em contraste, o segundo método, denominado concavidade abdominal, consiste em ativar os músculos abdominais enquanto se desinfla o abdômen inferior ao máximo. Esse enfoque, ao contrário do primeiro, prioriza a retração da região abdominal inferior para promover a ativação muscular, influenciando de forma diferente a

estabilização da coluna lombar durante a execução dos exercícios (Oshikawa *et al.*, 2020).

Estudos de Tayashiki *et al.*, (2015) e Oshikawa *et al.*, (2020) indicam que essa técnica promove uma elevação significativa da pressão intra-abdominal, comparado a outros métodos, como a concavidade abdominal, e pode gerar diferentes padrões de ativação muscular dependendo da posição e do tipo de contração (bracing ou escavação). Além disso, o bracing abdominal é uma prática comum em atividades de treinamento atlético e reabilitação, sendo fundamental para a segurança e o desempenho, especialmente em movimentos que exigem grande controle do tronco e da postura. Uma maneira quantitativa de avaliar o controle postural durante a execução de qualquer movimento, utilizando um instrumento de medição, é por meio da posturografia (Duarte; Freitas, 2010).

2.3 Posturografia

É atribuída ao sistema de controle postural a manutenção do equilíbrio corporal, este conceito é utilizado para se referir às funções dos sistemas nervoso, sensorial e motor, que desempenham esse papel (Duarte; Freitas, 2010). O sistema sensorial fornece feedback sobre a posição dos segmentos corporais em relação a outros segmentos e ao espaço ambiental. Enquanto, o sistema motor tem a responsabilidade de ativar adequadamente a musculatura para realização dos movimentos desejados e o sistema nervoso central integra todas as informações provenientes do sistema sensorial para, então, enviar impulsos nervosos aos músculos que geram respostas neuromusculares (Duarte; Freitas, 2010).

A manutenção do equilíbrio e da orientação corporal durante a postura ereta é fundamental para a execução de movimentos das atividades da vida diária e para a prática de atividade física e esportiva. A investigação de como o equilíbrio e a orientação do corpo são controlados, durante a realização dos movimentos, tem despertado o interesse de profissionais de diversas áreas, tais como, Fisioterapia, Educação Física, Engenharia, entre outras (Duarte; Freitas, 2010).

Para a manutenção do equilíbrio corporal adequado, torna-se necessária a complexa integração entre os sistemas sensorial e motor, permitindo uma postura estável (equilíbrio estático), ou em movimento (equilíbrio dinâmico), de maneira

harmônica e precisa (Oda; Ganança, 2015). Assim, para garantir, que na postura ereta e com os pés imóveis, a projeção vertical do centro de gravidade (CG) do corpo seja mantida dentro da base de suporte (polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés), respostas neuromusculares são necessárias para dar estabilidade e permitir a realização de diversos movimentos com os segmentos superiores do corpo. (Duarte; Freitas, 2010).

O controle postural é comumente estudado por meio da avaliação do comportamento (principalmente a oscilação) do corpo durante a postura ereta quieta. A avaliação pode ser tanto qualitativa, pela observação, como quantitativa, com o auxílio de instrumentos de medição. A posturografia é a técnica utilizada para medir a oscilação do corpo ou de uma variável associada a essa oscilação. Comumente dividida em posturografia estática, quando se estuda a postura ereta quieta do sujeito ou posturografia dinâmica, quando, agora, uma resposta a uma perturbação aplicada sobre o sujeito é estudada. O centro de pressão (CP) é definido como o ponto de aplicação em que a força resultante das forças verticais age sobre a superfície de suporte é aplicada. Além disso, o CP é a medida posturográfica mais comumente utilizada na avaliação do controle postural, sendo este, o ponto de aplicação da resultante das forças verticais que agem sobre a superfície de suporte. O equipamento mais utilizado para mensurar o CP é a plataforma de força (Duarte; Freitas, 2010).

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

Verificar a influência da mobilidade do tornozelo e quadril no controle postural durante o movimento do agachamento profundo com e sem *bracing* abdominal.

3.2 Objetivos Específicos

- Avaliar a variabilidade da posição do CP corporal durante a execução do agachamento profundo;
- Medir a mobilidade articular dos tornozelos;
- Medir a mobilidade articular do quadril;
- Analisar a oscilação da postura corporal durante o agachamento profundo;
- Correlacionar as variáveis analisadas.

4 METODOLOGIA

4.1 Delineamento do estudo

Trata-se de um estudo transversal, correlacional, do tipo experimental com abordagem quantitativa.

4.2 Amostra

Esse estudo utilizou uma amostra composta por 30 indivíduos de ambos os sexos, com idade igual entre 18 e 30 anos. Todos os indivíduos foram recrutados de forma aleatória na cidade de Vitória de Santo Antão-PE. O tamanho amostral foi calculado por meio do programa *GPower* 3.1, onde foi observado um α de 0,05, um poder mínimo de 80%.

4.3 Critérios de inclusão e exclusão da amostra

O presente estudo tem como critérios de inclusão: 1) ter idade igual ou maior que 18 anos; 2) ter experiência prévia na prática do agachamento; 3) ser suficientemente ativos; 4) indivíduos que não tenham histórico de cirurgia ortopédica para a extremidade inferior ou para coluna vertebral e 5) não apresentar lesão lombar e/ou articular nos MMII. Serão excluídos os indivíduos que sentem algum desconforto durante a execução do movimento.

4.4 Instrumentos

- Flexímetro Sanny;
- Plataforma de força Biomec400 (EMG SYSTEM DO BRASIL);

4.5 Protocolo

Após assinar o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), foi

aplicado o Questionário de Anamnese, para reunir as informações necessárias dos indivíduos (estatura, massa corporal, idade, sexo, tempo de treino) e avaliar se estavam aptos para realizar os testes. Foram realizados os testes de Lunge para avaliar a mobilidade de tornozelo, e de Straight Leg Raise para avaliar a mobilidade do quadril. Após os testes, o indivíduo passou por uma familiarização do movimento de agachamento profundo sem o uso da plataforma, posicionando um leve bastão de madeira na região do trapézio. Posteriormente, o indivíduo subiu na plataforma de força e realizou o agachamento profundo que foi registrado a partir do momento em que a movimentação foi executada.

4.6 Avaliações da mobilidade articular

4.6.1 Teste De Lunge

Para este teste, foi necessário que o avaliado estivesse descalço e posicionado em pé, com o membro inferior a ser testado à frente. A distância inicial entre o pé e a parede foi de 9 cm. Para manter o equilíbrio, foi permitido que o avaliado tocasse com dois dedos de cada mão na parede. O objetivo foi que o avaliado realizasse uma dorsiflexão de tornozelo, juntamente com a flexão do joelho, buscando tocar o joelho na parede, sem permitir que o calcanhar do pé testado se fosse retirado do chão. A cada execução bem-sucedida, em que o joelho tocava a parede sem o calcanhar sair do chão, o avaliado deveria afastar o pé da parede em incrementos de 1 cm. O teste foi prosseguido até que a distância entre o pé e a parede fosse suficientemente grande para impedir que o joelho tocasse a parede ou fizesse com que o calcanhar se elevasse. A medição da distância foi realizada observando o posicionamento do hálux do avaliado em relação à fita métrica, e o teste foi repetido para ambos os tornozelos. (Rodrigo; Alves; Rivera, 2020).

Figura 1 – Posicionamento da perna durante o Teste de Lunge

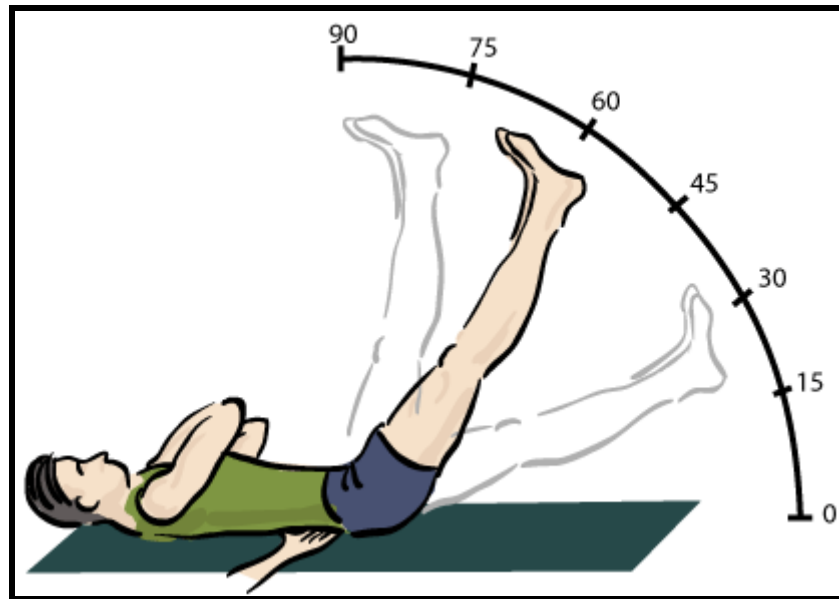


Fonte: Google imagens

4.6.2 Teste De Straight Leg Raise

Inicialmente o avaliado deitou-se em decúbito dorsal com os braços ao lado do corpo. Cabeça apoiada no chão, ambos os pés em posição neutra, as plantas dos pés perpendiculares ao chão e as bordas internas dos pés juntas. Durante a realização do teste, ambas as pernas devem estar completamente estendidas e então ergue-se a perna utilizada no teste o mais alto possível (Cook *et al.*, 2014). O segmento avaliado se mantém em constante contato com a superfície. O flexímetro é posicionado na face lateral do calcanhar, com o mostrador voltado para fora, facilitando a visualização pelo avaliador. Além disso, a pelve deve ser estabilizada para evitar a elevação do quadril e a retirada da coluna lombar da superfície (Monteiro, 2011).

Figura 2 – Demonstrativo da posição do membro inferior no Straithg leg raise



Fonte: Google imagens

4.6.3 Agachamento Profundo

O agachamento profundo foi realizado em duas condições distintas, com e sem a realização do *bracing* abdominal, determinadas randomicamente. A execução do exercício teve início com o indivíduo em pé, com o bastão apoiado nas costas, sendo importante evitar o posicionamento sobre a vértebra cervical. As mãos posicionadas de maneira confortável, garantindo boa aderência e estabilidade. A partir dessa posição inicial, o movimento foi executado de forma controlada, com a devida mobilização das articulações, conforme descrito por Campos (2006).

4.6.4 Análise estatística

A análise estatística teve início com o teste de normalidade e homogeneidade de variância por meio dos testes de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. Foram utilizadas análises descritivas e inferenciais. As análises foram expostas através da média e desvio padrão. As correlações entre as variáveis biomecânicas (ângulos relacionados às mobilidades do quadril e tornozelo e o CP) foram avaliadas através do teste de Correlação de Pearson ou Spearman, a depender do teste de normalidade. Para todas as análises, foi considerado significativo o valor de $P < 0,05$.

4.6.5 Considerações éticas

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade ASCES (CAAE: 16660919.9.0000.5203). Foram consideradas todas as observâncias éticas contempladas na Resolução nº 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde. Todos os voluntários assinaram os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), o termo de imagem e o termo de autorização de uso de dados, cientes que os indivíduos atestaram a sua voluntariedade na participação do estudo.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A tabela 1 apresenta os dados demográficos da amostra. Sendo números iguais entre homens e mulheres.

Tabela 1 - Dados demográficos da amostra

Participante (N)	Sexo	Idade (anos)	Massa corporal (kg)	Estatura (cm)	Tempo de treino (meses) MÉDIA ± DP
15	MAS	22,3 ± 2,66	74 ± 8,88	175,2 ± 7	18,3 ± 13,6
15	FEM	24,5 ± 3,37	61 ± 10,3	160,4 ± 6,6	21,4 ± 14,9

Fonte: A autora (2025).

A Tabela 2 apresenta os dados referente aos resultados dos testes de mobilidade de tornozelo “LUNGE TEST” e mobilidade de quadril “STRAITHG LEG RAISE”.

A fim de verificar diferenças entre os sexos e os lados segmentares, foi realizado o teste de comparação de médias (ANOVA two way), o qual revelou a ausência de diferenças estatisticamente significativas para ambos os casos. Lunge Test (p=0,548) e Straithg Leg Raise (p=0.762). Esses resultados sugerem que, sob as condições analisadas, não houve variações estatisticamente relevantes entre os grupos avaliados.

Tabela 2 - Testes de mobilidade da amostra

Participante (N)	Sexo	LUNGE TEST (cm)		STRAIGHT LEG RAISE (°)	
		DIR	ESQ	DIR	ESQ
15	MAS	14 ± 2,7	14 ± 2,5	86 ± 9,8	86 ± 7,07
15	FEM	13 ± 3,03	13 ± 2,94	89 ± 12,6	91 ± 12,7

Fonte: A autora (2025).

A Tabela 3 apresenta a descrição estatística dos dados em termos de amplitude, média e desvio padrão, referentes ao cruzamento das três variáveis de interesse observadas em duas condições distintas. As variáveis analisadas foram:

deslocamento anteroposterior com contração (APcc), deslocamento médio-lateral com contração (MLcc), área total de oscilação com contração (AREAcc), deslocamento anteroposterior sem contração (APsc), deslocamento médio-lateral sem contração (MLsc) e área total de oscilação sem contração (AREAsc). A escolha dessas variáveis se baseia na relação entre a oscilação postural nas duas condições de bracing abdominal, uma vez que estudos prévios demonstram que a ativação da musculatura abdominal é fundamental para o controle da região lombar da coluna. A amplitude anteroposterior reflete a oscilação do participante ao longo deste eixo durante a tarefa, enquanto a amplitude médio-lateral descreve o quanto o participante se deslocou nesse eixo. A área, por sua vez, mapeia o trajeto percorrido pelo participante, fornecendo uma visão geral da distribuição do centro de pressão corporal durante os movimentos.

Tabela 3 – Valores dos deslocamentos e área total de oscilação

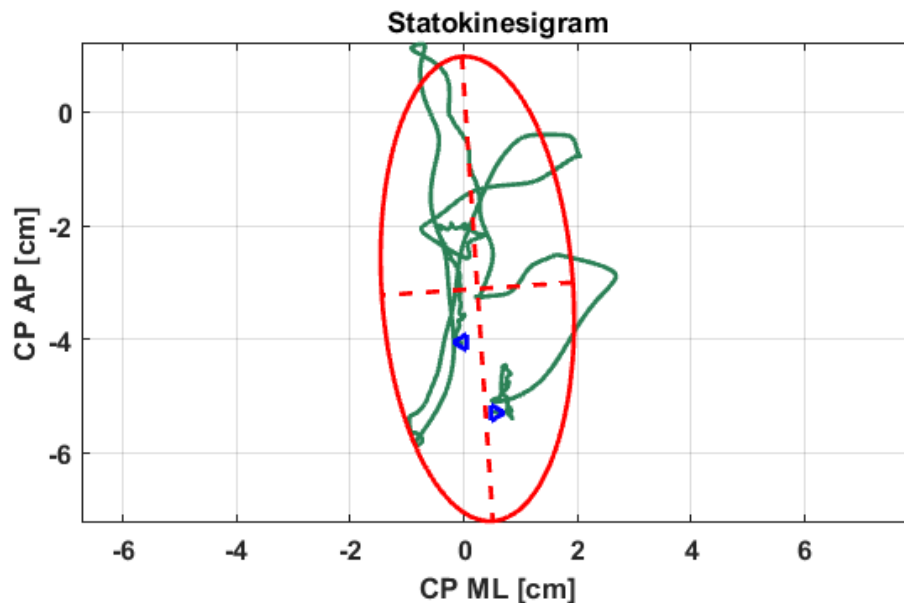
	APcc (cm)	MLcc (cm)	AREAcc (cm ²)	APsc (cm)	MLsc (cm)	AREAsc (cm ²)
Média e Desvio Padrão	6,2 ± 1,52	3,9 ± 1,11	14,75 ± 6,7	6,1 ± 1,45	3,9 ± 1,05	14,3 ± 6,6

APcc - deslocamento anteroposterior com contração; MLcc - deslocamento médio-lateral com contração; AREAcc - área total de oscilação com contração; APsc - deslocamento anteroposterior sem contração; MLsc - deslocamento médio-lateral sem contração; AREAsc - área total de oscilação sem contração.

Fonte: A autora (2025).

Em seguida, foi aplicado o teste t pareado para as variáveis de amplitude anteroposterior ($p=0,5812$) e médio-lateral ($p=0,8916$), indicando que não houve diferença estatisticamente significativa entre as condições de agachamento com e sem contração da região abdominal. Para a variável área, foi utilizado o teste não paramétrico de Wilcoxon ($p=0,4248$), também não apresentando diferenças estatisticamente significativas entre as duas condições.

Figura 3 - Área total de oscilação



Fonte: A autora (2025).

A figura 1 apresenta a área total de oscilação do centro de pressão corporal fornecida pelo software da plataforma. Cujas imagens assemelhassem a uma elipse. A mesma é calculada em função dos deslocamentos anteroposterior e médio lateral.

Este estudo teve como objetivo correlacionar as medidas articulares do quadril e do tornozelo com as oscilações posturais observadas durante a execução do agachamento profundo. Os principais resultados obtidos indicaram que não houve diferenças estatisticamente significativas em relação às três variáveis de amplitude de oscilação postural, nos eixos anteroposterior ($p=0,5812$) e médio-lateral ($p=0,8916$), assim como na área total ($p=0,4248$), em duas situações distintas: com e sem contração da região abdominal. Além disso, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre as variáveis analisadas e os testes de mobilidade das articulações do quadril e tornozelo.

Fatores como o grau de fadiga, a motivação dos participantes e até mesmo o ambiente de teste podem influenciar as oscilações posturais. A consideração desses fatores contextuais é importante, pois o controle postural é altamente dependente do estado físico e psicológico do participante, o que pode fornecer uma interpretação mais ampla dos resultados. Nesse sentido, Duarte e Freitas (2010) destacam que a variabilidade no sinal do centro de pressão (CP) pode prejudicar a interpretação dos dados, especialmente quando há muitas repetições da mesma tarefa. Esse

mecanismo pode ser explicado pelo efeito de aprendizagem, que tende a reduzir progressivamente a oscilação corporal à medida que as repetições aumentam. Por outro lado, o aumento no número de repetições também pode causar fadiga, o que altera a dinâmica postural e pode influenciar os resultados obtidos.

De acordo com Chiari *et al.*, (2002) as diferenças nas características antropométricas dos participantes podem interferir na interpretação dos resultados da pesquisa e dificultar a comparação entre os indivíduos, sendo necessário adotar uma padronização e controle rigoroso na medição das principais características antropométricas. No presente estudo, a amostra foi composta por indivíduos com diferentes biótipos, o que pode ter influenciado as oscilações posturais observadas e, conseqüentemente, os dados coletados. Essas variações nas características físicas, como estatura e massa corporal, podem afetar a estabilidade postural e o controle do movimento, tornando os resultados mais difíceis de generalizar. Portanto, é fundamental ter cautela na interpretação dos dados, levando em consideração o impacto das diferenças antropométricas entre os participantes.

Uma possível justificativa para este achado, pode ser a falta de padronização na posição dos pés, o que pode ter influenciado as oscilações posturais. Um estudo mais controlado, com uma base de suporte padronizada, poderia esclarecer melhor esse aspecto. É necessário que se adote um padrão na base de suporte na posturografia, a literatura indica que quando há um aumento na base dos pés mais afastados, há um aumento de estabilidade do participante, esse fator pode influenciar na diminuição da oscilação corporal durante a realização da análise do movimento (Duarte e Freitas, 2010).

Por outro lado, outro fator que pode ter influenciado os resultados foi considerar que os participantes realmente estavam efetuando o bracing durante a execução do movimento. Nesse contexto, o estudo de Tayashiki *et al.* (2015) fornece evidências de que o reforço abdominal é uma manobra mais eficaz para elevar a pressão intra-abdominal (PIA) em comparação com a contração abdominal, com uma correlação linear significativa entre as mudanças na PIA e a atividade muscular do tronco. A aplicação dessa abordagem em nosso estudo poderia ajudar a esclarecer se a variação na ativação muscular realmente impacta as oscilações posturais observadas, oferecendo uma visão mais detalhada sobre o papel da ativação da região abdominal na estabilidade postural.

A utilização de eletromiografia (EMG) é amplamente reconhecida como uma ferramenta valiosa para analisar a ativação da musculatura abdominal em atividades dinâmicas, uma vez que permite monitorar a atividade muscular com maior precisão (José; Muyor, 2020). Com essa análise, seria possível compreender de maneira mais detalhada como a ativação da região abdominal afeta o controle postural durante a execução de movimentos, além de identificar se existem diferenças significativas entre as duas condições apontadas neste estudo (com e sem contração abdominal).

A introdução de sensores de movimento mais avançados ou a utilização da análise cinemática 3D poderia oferecer uma visão mais detalhada das oscilações posturais durante o agachamento, ajudando a esclarecer de maneira mais precisa como as variáveis articulares influenciam o controle postural em tempo real (Aires, 2020).

O presente estudo contribui para uma compreensão mais aprofundada das oscilações posturais e oferece insights valiosos sobre as implicações desses achados para programas de treinamento.

6 CONCLUSÃO

Os resultados, entretanto, não revelaram diferenças estatisticamente significativas entre as variáveis de interesse nas duas condições, nem nas correlações com as medidas de mobilidade articular do quadril e tornozelo.

A falta de padronização na posição da base de suporte, juntamente com as variações nas características antropométricas entre os participantes, pode ter influenciado a interpretação dos dados, dificultando a comparação entre eles. Além disso, a utilização de técnicas mais avançadas, como eletromiografia e sensores de movimento, poderia proporcionar uma análise mais detalhada das oscilações posturais. Fatores como cansaço e motivação também foram identificados como possíveis elementos que poderiam alterar os resultados.

Diante disso, é fundamental adotar um rigor metodológico mais robusto, especialmente no momento da coleta de dados. Este estudo, portanto, contribui para uma melhor compreensão das oscilações posturais durante o agachamento, destacando a importância de um controle metodológico mais preciso em pesquisas futuras.

REFERÊNCIAS

- ANDREASSON, J.; JOHANSSON, T. The Fitness Revolution: Historical Transformations in the Global Gym and Fitness Culture. **Sport science review**, Bucharest, Romania, v. 23, n. 3-4, p. 91-112, 2014.
- AIRES, B. P. **Utilização de sensores inerciais para a análise tridimensional durante a execução de agachamento com e sem barra**: Uma análise Biomecânica e de Comportamento Motor. 2020. Dissertação (Mestrado em Atividade Física em Populações Especiais) - Instituto Politecnico de Santarem, Santarém, 2020.
- CAMPOS, M. A. **Biomecânica da musculação**. 3 ed. Rio de Janeiro: Sprint, 2006.
- CHIARI, L. *et al.* Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. **Clinical Biomechanics**, Bolonha, Itália, v. 17, p. 666-677, 2002.
- CONTRERAS, B. *et al.* A comparison of gluteus maximus, biceps femoris, and vastus lateralis electromyography amplitude in the parallel, full, and front squat variations in resistance-trained females. **Journal of applied biomechanics**, Champaign, IL, v. 32, n. 1, p. 16-22, 2016.
- COOK, G. *et al.* Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function-part 1. **International journal of sports physical therapy**, Indianapolis, IN, v. 9, n. 3, p. 396-409, 2014.
- COOK, G. *et al.* Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function-part 2. **International journal of sports physical therapy**, Indianapolis, IN, v. 9, n. 4, p. 549-563, 2014.
- DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, São Carlos, v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.
- FREITAS, K. P. N. *et al.* Lombalgia ocupacional e a postura sentada: efeitos da cinesioterapia laboral. **Revista Dor**, São Paulo, v. 12, n. 4, p. 308-313, 2011.
- FUGLSANG, E. I.; TELLING, A. S.; SØRENSEN, H. Effect of ankle mobility and segment ratios on trunk lean in the barbell back squat. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, Champaign, IL, v. 31, n. 11, p. 3024-3033, 2017.
- JOSÉ, M.; MUYOR, J. M. Core Muscle Activity During Physical Fitness Exercises: A Systematic Review. **International journal of environmental research and public health**, Basel, v. 17, 2020.
- KRASCHNEWSKI, J. L. *et al.* Is strength training associated with mortality benefits? A 15 year cohort study of US older adults. **Preventive medicine**, New York, v. 87, p. 121-127, 2016.

LAMONTAGNE, M.; KENNEDY, M. J.; BEAULÉ, P. E. The effect of cam FAI on hip and pelvic motion during maximum squat. **Clinical orthopaedics and related research**, Philadelphia, v. 467, n. 3, p. 645-650, 2009.

MOREIRA, M. et al. Aspectos biomecânicos do exercício agachamento profundo relacionados à articulação do joelho. **Revista Científica UNIFAGOC - Saúde**, Brasil, v. 1, n. 2, p. 18–24, 2017.

MONTEIRO, G. A. **Avaliação de Flexibilidade: Manual de Utilização do Flexímetro Sanny**. 2. ed. São Bernardo do Campo - SP: Sanny, 2011.

MORESIDE, J. M.; MCGILL, S. M. Hip joint range of motion improvements using three different interventions. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, Champaign, IL, v. 26, n. 5, p. 1265-1273, 2012.

ODA, D. T. M.; GANANÇA, C. F. Posturografia dinâmica computadorizada na avaliação do equilíbrio corporal de indivíduos com disfunção vestibular. **Audiology-Communication Research**, São Paulo, v. 20, n. 2, p. 89-95, 2015.

OSHIKAWA, T. et al. Electromyographic analysis of abdominal muscles during abdominal bracing and hollowing among six different positions. **The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine**, v. 9, n. 4, p. 157–163, 2020.

RODRIGO, B.; ALVES, F.; RIVERA, M. **Manual de testes brasil rugby fisioterapia**. Disponível em: <https://brasilrugby.com.br/wp-content/uploads/2020/07/Manual-de-Teste-Fisioterapia-Brasil-Rugby-BR.pdf>. Acesso em: 25 fev. 2025.

SILVA, B. F. N. et al. Efeitos agudos do aquecimento específico e exercícios de mobilidade articular no desempenho de repetições máximas e volume de treinamento. **ConScientiae Saúde**, Rio de Janeiro, v. 16, n. 1, p. 50-57, 2017.

SILVA, D. L. et al. Effects of myofascial release on flexibility: a systematic review. **Journal of Health Science**, Rio de Janeiro, v. 19, n. 2, p. 200-204, 2017.

SILVA, J. J. et al. Muscle activation differs between partial and full back squat exercise with external load equated. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, Champaign, IL, v. 31, n. 6, p. 1688-1693, 2017.

TAYASHIKI, K. et al. Intra-abdominal Pressure and Trunk Muscular Activities during Abdominal Bracing and Hollowing. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 37, n. 02, p. 134–143, 2015.

TOUTOUNGI, D. E. et al. Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. **Clinical biomechanics**, Bristol, UK, v. 15, n. 3, p. 176-187, 2000.

WHITTING, J. W. et al. Influence of footwear type on barbell back squat using 50, 70, and 90% of one repetition maximum: A biomechanical analysis. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, Champaign, IL, v. 30, n. 4, p. 1085-1092, 2016.