

Joana Filipa Matos da Fonseca Rodrigues

**Diferenças entre a utilização da bota militar obrigatória
(bota militar recruta) e a bota facultativa mais utilizada
(bota *special force*) no controlo postural avaliado através
da posturografia em alunos da Academia Militar**

**Projecto elaborado com vista à obtenção
do grau de Mestre em Fisioterapia,
na Especialidade de Músculo-Esquelética**

Orientador: Professor José Manuel Fernandes Esteves

Julho, 2023



Joana Filipa Matos da Fonseca Rodrigues

Diferenças entre a utilização da bota militar obrigatória (bota militar recruta) e a bota facultativa mais utilizada (bota *special force*) no controlo postural avaliado através da posturografia em alunos da Academia Militar

**Projecto elaborado com vista à obtenção
do grau de Mestre em Fisioterapia,
na Especialidade de Músculo-Esquelética**

Orientador: Professor José Manuel Fernandes Esteves

Júri:

Presidente: Professora Doutora Maria da Lapa Rosado, Professor Adjunto da Escola Superior de Saúde do Alcoitão, Fisioterapeuta.

Arguente: Professora Doutora Maria António Castro, Docente no Instituto Politécnico de Leiria, Fisioterapeuta.

Vogal: Mestre com Título de Especialista José Manuel Fernandes Esteves, Professor Adjunto da Escola Superior de Saúde do Alcoitão, Fisioterapeuta.

Outubro, 2023

RESUMO

Introdução: O controlo postural resulta da interação do indivíduo com a tarefa e o ambiente. Controla o corpo no espaço permitindo a realização de atividades da vida diária, atividade física e desportiva. Uma estratégia comumente utilizada para a sua avaliação é a posturografia/estabilometria através de plataformas de força e que tem por base a análise do comportamento do centro de pressão (CoP). A análise do controlo postural através da posturografia tem sido explorada em diversas áreas e em diversas condições, nomeadamente, em estudos sobre calçado militar.

Objetivo: O presente estudo tem como objetivo perceber quais são as diferenças entre a utilização da bota militar obrigatória (bota militar recruta) e a bota militar facultativa (bota *special force*) no controlo postural avaliado através da posturografia em alunos da Academia Militar.

Metodologia: 30 Cadetes-Alunos da Academia Militar foram testados numa plataforma de força em três condições diferentes (apoio bipedal, apoio unipedal com o membro dominante e membro não dominante), três repetições, durante 30 segundos, com as botas militar recruta e as botas *special force*, numa ordem aleatória. As variáveis posturográficas analisadas foram os deslocamentos do CoP total, médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP), as amplitudes ML e AP, as velocidades médias do deslocamento do CoP total, AP e ML, e a área. As médias das variáveis foram comparadas de forma emparelhada com o teste de *t* de *Student* e o teste de *Wilcoxon*.

Resultados: Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$) entre a utilização da bota militar recruta e a bota *special force* no controlo postural avaliado através da posturografia.

Conclusão: Após a análise dos resultados dos testes estatísticos de comparação das variáveis posturográficas verificou-se que não existem diferenças entre a utilização da bota recruta militar e a bota *special force*. Recomenda-se assim, a realização de estudos futuros com outras metodologias que avaliem novas dimensões e indicadores que possibilitem um conhecimento mais alargado sobre a utilização do calçado militar.

Palavras-chave: controlo postural, posturografia, estabilometria, controlo motor, botas militares.

ABSTRACT

Introduction: Postural control results from the individual's interaction with the task and the environment. It controls the body in space allowing the performance of activities of daily living, physical activity and sports. A commonly used strategy for its evaluation is posturography/stabilometry through force platforms and which is based on the analysis of the behavior of the center of pressure (CoP). The analysis of postural control through posturography has been explored in several areas and under different conditions, namely, in studies on military footwear.

Purpose: The present study aims to understand the differences between the use of the mandatory military boot (recruit military boot) and the optional military boot (special force boot) in postural control evaluated through posturography in students of the Military Academy.

Methods: 30 Cadets of the Military Academy were tested on a force platform in three different conditions (bipedal support, unipedal support with the dominant limb and non-dominant limb), three repetitions, during 30 seconds, with the recruit military boots and the boots special force, in random order. The posturographic variables analyzed were total, mediolateral (ML) and anteroposterior (AP) CoP displacements, ML and AP amplitudes, average velocities of total, AP and ML CoP displacement, and area. The means of the variables were compared in pairs using the Student's t test and the Wilcoxon test.

Results: No statistically significant differences were found ($p > 0.05$) between the use of the recruit military boot and the special force boot in postural control assessed through posturography.

Conclusions: After analyzing the results of the statistical tests comparing the posturographic variables, it was verified that there are no differences between the use of the military recruit boot and the special force boot. It is therefore recommended that future studies be carried out with other methodologies that assess new dimensions and indicators that allow for a broader understanding of the use of military footwear.

Keywords: postural control, posturography, stabilometry, motor control, military boots.

1. INTRODUÇÃO

O controlo postural resulta da interação do indivíduo com a tarefa e o ambiente. A capacidade de controlar a posição do nosso corpo no espaço é fundamental em tudo o que fazemos, não só para a realização de atividades da vida diária como também para a prática de atividade física e desportiva (Duarte & Freitas, 2010a) e surge da complexa interação entre o sistema músculo-esquelético e o sistema neural que, por atuarem em conjunto, são muitas vezes denominados de “sistema de controlo postural” (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

O controlo postural permite o controlo da posição do corpo no espaço através do duplo objetivo de manter a estabilidade e permitir a orientação postural (capacidade de manter uma relação adequada entre os segmentos corporais e entre o corpo e o ambiente durante uma tarefa). Na maioria das tarefas funcionais utilizamos posições corporais com orientação vertical. Para conseguirmos manter a verticalidade usamos várias referências sensoriais, nomeadamente, a gravidade (sistema vestibular), a inter-relação dos vários segmentos do corpo, a relação do corpo com a superfície de apoio (sistema somatossensorial/prprioceptividade) e a relação do corpo com o ambiente (sistema visual) (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Interligado com o conceito de controlo postural, surge o conceito de estabilidade postural ou equilíbrio, que se caracteriza como a capacidade de controlar o centro de massa (ponto que está no centro da massa corporal total, sendo este ponto determinado através da média ponderada do centro de massa de cada segmento corporal, e indicado como a variável-chave que é controlada pelo sistema de controlo postural) em relação à base de apoio (área do corpo que está em contacto com a superfície de apoio). Alguns autores definem estabilidade como o controlo do centro de massa em relação à base de apoio, ou seja, controlar a projeção vertical do centro de massa em relação à base de apoio. Para garantir a estabilidade, o sistema nervoso (SN) gera forças para controlar o movimento do centro de massa. Surge assim o conceito de centro de pressão (o centro da distribuição da força total aplicada à superfície de apoio). O centro de pressão move-

se continuamente em torno do centro de massa para mantê-lo dentro da base de apoio (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

O controlo postural é um requisito comum a todas as tarefas, mas as exigências de estabilidade e de orientação variam consoante a tarefa e o ambiente. Para além de ser o responsável por tarefas na posição estática, o controlo postural é parte integrante em tarefas de mobilidade, como por exemplo, a marcha ou a corrida, uma vez que, em ambas as tarefas o centro de massa sai da base de apoio e o corpo tende a procurar continuamente o equilíbrio através das suas estratégias adaptativas de percepção/acção. Estas estratégias só são possíveis através da interação complexa entre os componentes dos sistemas músculo-esquelético (amplitudes de movimento articulares, flexibilidade da coluna vertebral, propriedades musculares e relação biomecânica entre os segmentos corporais) e o sistema neural (através de processos motores promotores de sinergias neuromusculares, processos sensoriais/perceptivos que envolvem a organização e integração dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial e, de processos de nível superior indispensáveis no mapeamento de sensações para a acção e para garantir os mecanismos antecipatórios e adaptativos inerentes ao controlo postural) (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Para além dos componentes músculo-esquelético e neural, também o sistema somatossensorial é parte integrante do mecanismo de controlo postural, fornecendo informações ao sistema neural sobre a posição dos segmentos corporais em relação ao resto do corpo e ao ambiente que o rodeia, para que este processe essas informações e as encaminhe, na forma de impulsos, às estruturas músculo-esqueléticas que geram respostas neuromusculares. (Duarte & Freitas, 2010).

Uma estratégia comumente utilizada para avaliar o controlo postural é a posturografia/estabilometria, através da análise das oscilações do corpo e das variáveis associadas a essas oscilações, sejam elas na posição estática ou em movimento. A análise do controlo postural através da posturografia tem por base a análise do comportamento do centro de pressão (CoP), caracterizado como aproximadamente a projecção do centro de gravidade, sendo a resultante do somatório de todos os vetores

de força verticais aplicados sobre a base de apoio. O equipamento mais utilizado na medição da deslocação do CoP são as plataformas de força (Duarte & Freitas, 2010).

As plataformas de força assemelham-se a “balanças”, e consistem numa placa sob a qual existem quatro sensores de força do tipo célula de carga ou piezoelétrico, que permitem medir os três componentes do vector força – F_x , F_y e F_z – direcções ântero-posterior (AP), médio-lateral (ML) e vertical (V) respetivamente e, os três componentes do momento de força/torque – M_x , M_y e M_z – sobre a plataforma. A medida relativa à posição do centro de pressão é definida por duas coordenadas na superfície da plataforma de acordo com a orientação do indivíduo. Tendo acesso aos sinais mensurados pela plataforma de força, é possível calcular a posição do centro de pressão nas direcções AP e ML. Os dados relativos ao centro de pressão podem ser visualizados através do estatocinesigrama ou do estabilograma (Duarte & Freitas, 2010). As variáveis mais comuns resultantes do estudo do comportamento do centro de pressão são: a distância percorrida pelo CoP, a área, as direcções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) do CoP, a amplitude (distância entre o deslocamento máximo e o mínimo), a velocidade média (permite determinar a rapidez dos deslocamentos do CoP), as frequências e a variabilidade.

Contudo, quando se utiliza a posturografia é importante ter em consideração alguns fatores na metodologia dos estudos, nomeadamente, o possível efeito de aprendizagem durante as várias repetições de uma mesma tarefa, bem como, a posição dos pés na plataforma. Relativamente ao primeiro fator, está relacionado com a grande variabilidade do sinal do centro de pressão, sendo que esse efeito de aprendizagem pode permitir uma progressiva redução da oscilação postural e, em casos muito extremos, um grande número de repetições pode desencadear fadiga e, conseqüentemente, um aumento da quantidade de oscilação postural, sendo que, a evidência recomenda que sejam feitas duas a quatro recolhas de dados relativos ao centro de pressão e que essas mesmas recolhas tenham uma duração de trinta segundos para a avaliação da oscilação postural. Quanto ao segundo fator, sabe-se que a base de apoio da posição estática corresponde ao polígono formado pelos bordos laterais dos pés e que a estabilidade do corpo é proporcional à área dessa base de apoio. Assim, quando se efectuam recolhas, a opção

mais aceite é a adoção de uma posição confortável para cada participante, tendo o avaliador o dever de verificar se a distância escolhida pelo participante não ultrapassa a largura dos ombros, considerando-se esta uma posição natural. Considerando o sistema visual como parte integrante do conceito de controlo postural, a distância entre os olhos e o campo visual focado pelo participante parece contribuir para a estabilidade postural, considerando que quanto mais próximo o olhar estiver do “alvo” visual, menores as oscilações (Duarte & Freitas, 2010).

A análise do controlo postural através da posturografia tem sido explorada em diversas áreas e em diversas condições (Duarte & Freitas, 2010). Os estudos com calçado militar, são uma área que desperta interesse nos investigadores.

A carga física durante o treino militar e as missões operacionais representam um risco significativo para a ocorrência de lesões músculo-esqueléticas em militares, sendo que ao nível dos membros inferiores este risco pode ser influenciado pelo tipo de calçado utilizado (Chander et al., 2019).

Chander et al, (2019) referem que o *design* do calçado militar está em constante atualização e modificação com o objetivo de melhorar o desempenho e prevenir lesões, bem como aumentar o conforto na utilização. As botas militares são usadas durante corridas, saltos, escaladas, marchas, caminhadas e inúmeras outras atividades diárias dos militares, tais como, exercícios de campo, trabalho de guarnição, cenários de combate e missões de combate real. O tipo de calçado pode ter impacto (seja ele positivo ou negativo) no desempenho do equilíbrio, atribuindo-se responsabilidades ao design e às características do material do calçado, como por exemplo, a altura do salto, a massa, a altura do cano da bota, a espessura da sola, se o tipo de sola é ou não antiderrapante, a idade do calçado e o ajuste do calçado. Estes autores referem que, a título de exemplo: botas de cano alto demonstram melhorar o equilíbrio em condições estáticas, através do suporte que dão ao tornozelo; a presença e a dureza da palmilha do calçado prejudicam o equilíbrio dinâmico; e, solas mais finas e mais duras aumentam o equilíbrio, uma vez que, é uma condição mais próxima da condição de descalço, aumentando o *feedback* proprioceptivo (Chander et al., 2019).

Chander et al. (2019), Hill et al. (2020) Arachchige et al. (2020) e DeBusk et al. (2018) referem que o *feedback* do sistema somatossensorial é particularmente afetado pelo calçado. Os mecanorreceptores existentes no pé são determinantes na deteção da força e na criação de ajustes posturais às perturbações do equilíbrio. A análise das características do calçado militar associado às tarefas militares fisicamente exigentes, como manobras em terrenos irregulares com cargas substanciais, demonstra que essas mesmas características do calçado predispõem o indivíduo a perturbações do equilíbrio estático e dinâmico, aumentando a predisposição a quedas e, consequentemente, lesões. O calçado é a *interface* entre o pé e o solo e é primordial na manutenção do equilíbrio na posição de pé, pois é através dessa *interface* que ocorre a grande maioria das interações físicas entre o indivíduo e o ambiente. Chander et al. (2020) e Fonseca et al. (2021) referem também nos seus estudos sobre controlo postural, que a utilização de botas militares associadas à utilização de cargas em mochilas militares tem impacto no comportamento do controlo postural, tendo utilizado como ferramenta de recolha de dados plataformas de força.

No entanto, poucos autores analisaram apenas o comportamento do controlo postural dos participantes com as botas militares sem qualquer tipo de carga, uma vez que, tal como refere Chander et al. (2019) as botas militares são usadas em inúmeras atividades sem carga como corridas, saltos, escaladas, marchas, caminhadas e inúmeras outras atividades diárias dos militares. Além disso, em Portugal não existem estudos sobre o comportamento do controlo postural com as botas militares sem qualquer tipo de carga em militares em formação, nomeadamente, com os Cadetes-Alunos das Academias Militares nacionais.

Assim, o presente estudo tem como objetivo perceber quais são as diferenças entre a utilização da bota militar obrigatória (bota militar recruta) e a bota militar facultativa (bota *special force*) no controlo postural avaliado através da posturografia em alunos da Academia Militar.

2. METODOLOGIA

Este estudo é caracterizado como um estudo observacional e transversal, onde todos os participantes foram testados, no mesmo dia, quanto ao controlo postural numa plataforma de força enquanto usaram os dois tipos de bota: bota militar recruta e bota *special force*. O estudo foi aprovado pelo Senhor General Comandante da Academia Militar e pela Comissão de Ética da Escola Superior de Saúde do Alcoitão (projeto nº 56/2022).

2.1 Participantes

A população utilizada para este estudo foram os Cadetes Alunos da Academia Militar que estão alocados ao aquartelamento da Amadora, sendo os constituintes das Primeira, Segunda, Terceira e Quarta Companhias de Alunos. O estudo teve início com a aplicação de um inquérito (Apêndice 1 – Dossier 2) a 402 Cadetes-Alunos da Academia Militar (126 da 1ª Companhia de Alunos, 102 da 2ª Companhia de Alunos, 101 da 3ª Companhia de Alunos e 73 da 4ª Companhia de Alunos), sobre os quais foram aplicados os critérios de inclusão e exclusão previamente definidos. Como critérios de inclusão definiu-se que os participantes deveriam ter idades compreendidas entre os 18 e os 25 anos e que deveriam ter na sua posse os dois tipos de botas seleccionadas para o estudo (bota militar recruta e bota *special force*). Como critérios de exclusão definiu-se que os participantes não deveriam possuir diagnóstico de lesão músculo-esquelética nos últimos seis meses, diagnóstico de alterações motoras e/u neurológica, diagnóstico de compromisso visual e/ou auditivo e diagnóstico de compromisso cardiovascular. Após a aplicação dos critérios de inclusão e exclusão foi extraída uma amostra de conveniência de 30 participantes (24 homens e 6 mulheres), com uma média de alturas de 1,72 metros, uma média de peso de 71,10 kg, média de IMC (Índice de Massa Corporal) de 23,88 kg/m² e idades compreendidas entre os 19 e os 24 anos. Relativamente à dominância, 86,7% dos participantes são dominantes à direita e 13,3% são dominantes à esquerda (Tabela 1). Todos os participantes seleccionados na amostra foram informados sobre os procedimentos do estudo e qual o seu propósito, dando o seu consentimento informado por escrito.

Tabela 1 – Caracterização antropométrica e sócio-demográfica da amostra.

CARACTERÍSTICAS	FREQUÊNCIA	%
GÉNERO		
Feminino	6	20%
Masculino	24	80%
IDADE		
19-20 anos	19	63,3%
21-22 anos	5	16,7%
23-24 anos	6	20%
	Média =20,80	Dp 1,77
	Mín=19	Máx=24
PESO		
55-64 kg	8	26,7%
65-74 kg	11	36,7%
75-84 kg	8	26,7%
85-94 kg	3	10,0%
	Média =71,10	Dp=8,77
	Mín=56	Máx=91
ALTURA		
1,56-1,65 metros	5	16,7%
1,66-1,75 metros	15	50,0%
1,76-1,85 metros	10	33,3%
	Média =1,72	Dp=0,07
	Mín=1,57	Máx=1,85
IMC		
Peso normal (IMC: 18,5-24,9)	25	83,3%
Excesso de peso (IMC: 25-29,9)	5	16,7%
	Média =23,88	Dp=1,48
	Mín=21,5	Máx=27,8
DOMINÂNCIA		
Direita	26	86,7%
Esquerda	4	13,3%

(IMC = índice de massa corporal; Dp = desvio padrão; Máx = máximo; Mín = mínimo)

2.2 Instrumentos e variáveis

A avaliação do controlo postural através da posturografia foi realizada com a utilização de uma plataforma de força *Biosignalsplux Force Platform* (*Plux - Wireless Biosignals*, S.A., Lisboa, Portugal) (imagem 1). A plataforma de força *Biosignalsplux Force Platform* permite adquirir dados confiáveis relativos à distribuição de força e peso, incluindo a análise de saltos, distribuição do centro de massa, avaliação do peso, produção de força, entre outros. A plataforma é composta por quatro sensores de carga colocados na parte inferior da plataforma de alumínio e que são responsáveis pela deteção das forças de pressão que atuam na superfície da plataforma de força, através do peso do participante de pé ou através de um salto (*Biosignalsplux User Manual*, 2022). A plataforma está associada a um *hub biosignalplux*, que é um dispositivo de conversão analógico-digital, com quatro canais que se conectam à plataforma e digitalizam os sinais dos seus sensores, transmitindo-os via *Bluetooth* para o computador, onde são gravados e visualizados em tempo real no software *OpenSignals* (*OpenSignals* versão 2.2.1, *Plux -*

Wireless Biosignals, S.A., Lisboa, Portugal). Estes canais têm uma resolução de até 16 bits e uma frequência de amostragem de até 3000 Hz por canal (*Biosignalsplux User Manual*, 2022).

Apesar de não existirem estudos específicos que validem esta plataforma, são vários os estudos sobre controlo postural e análise das variáveis posturográficas onde as plataformas de força são utilizadas como instrumento de recolha de dados. Silveira et al. (2017) no seu estudo demonstraram que a análise dos dados sobre as componentes de força vertical obtidos nas plataformas de força são precisos e exatos e, apesar da menor precisão relativamente ao componente de força ântero-posterior, esses erros foram sistemáticos, refletindo uma boa repetibilidade nas medidas. Harro et al (2016) determinaram, através do seu estudo com doentes de Parkinson, que os dados obtidos pelas plataformas de força (neste estudo utilizaram três plataformas diferentes) são confiáveis e válidos, fornecendo informações quantitativas importantes relativas às alterações do equilíbrio. Benvenuti et al (1999) referem que um protocolo de análise posturográfica através da utilização de plataformas de força, é uma ferramenta útil na avaliação da instabilidade e nos resultados dos tratamentos. Walsh et al (2021) mencionam no seu estudo que existe um coeficiente de correlação intraclasse nos vários testes realizados com várias plataformas de força, indicando confiabilidade na sua utilização, bem como validade. Com a utilização da plataforma de força *Biosignalsplux Force Platform (Plux - Wireless Biosignals*, S.A., Lisboa, Portugal) foi possível extrair as seguintes variáveis relativas ao estabílograma: deslocamento total, deslocamento médio-lateral (ML), deslocamento ântero-posterior (AP), amplitude médio-lateral (ML), amplitude ântero-posterior (AP), velocidade média total, velocidade média médio-lateral (ML), velocidade média ântero-posterior (AP) e área total do deslocamento.



Imagem 1 – *Biosignalsplux Force Platform (Plux - Wireless Biosignals, S.A., Lisboa, Portugal)*

2.3 PROCEDIMENTOS

Antes do início do estudo, foram realizados dois testes piloto para preparação da equipa de investigação e regularização dos procedimentos para as futuras recolhas de dados. As recolhas de dados decorreram no Laboratório de Avaliação Física e Fisiológica, Desempenho e Performance da Academia Militar (aquartelamento da Amadora). Todos os participantes apresentaram-se vestidos com calções e t-shirts da instituição militar (equipamento de treino físico). Numa primeira fase, foi solicitado a cada participante para assinar o consentimento informado (Anexos 1 e 2 – Dossier 2) e aplicado um questionário (Apêndice 2 – Dossier 2) onde era confirmado e registado o nome, número de participante, número de corpo (número de ordem no Corpo de Alunos), peso, altura e a dominância (avaliada através de três testes: chutar uma bola, subir e descer um degrau e teste do passo) (imagem 2).



a) Questionário

b) Pesagem e medição

c) Testes de dominância

Imagem 2 – a)Preenchimento do questionário b)Pesagem e medição c)Testes de dominância

Na segunda fase, os participantes entraram na sala onde estava posicionada a plataforma e onde lhes era explicado todo o procedimento que iria acontecer. Foi assim solicitado aos participantes para calçarem um dos tipos de botas, bota militar obrigatória (bota militar recruta) e bota militar facultativa (bota special force), (imagem 3), subir para a plataforma e manter uma das três posições: apoio bipedal, apoio unipedal direito e apoio unipedal esquerdo.



a) Bota Militar Recruta

b) Bota *Special Force*

Imagem 3 – a) Bota Militar Recruta; b) Bota *Special Force*

No apoio bipedal, os participantes tinham os pés apoiados na plataforma e afastados à largura das ancas. No apoio unipedal (direito e esquerdo), os participantes colocavam o pé no centro da plataforma, sobre a marca em forma de cruz, enquanto que o outro membro tinha o joelho fletido e afastado do membro do apoio. Em todas as posições, os

participantes posicionaram as mãos em cima das cristas ilíacas, com os olhos abertos e focavam um ponto previamente colocado a dois metros de distância, aproximadamente à altura dos olhos (imagem 4). Foram realizadas três recolhas de 30 segundos em cada uma das posições, com cada tipo de botas. A ordem de utilização do tipo de bota e a sequência das posições foram atribuídas aos participantes de forma aleatória. As recolhas deveriam ser repetidas em caso de queda da plataforma, o que nunca aconteceu.



a) apoio unipedal esquerdo b) apoio bipedal c) apoio unipedal direito

Imagem 4 – a) apoio unipedal esquerdo, b) apoio bipedal, c) apoio unipedal direito

2.4 PROCESSAMENTO DOS DADOS

Os dados recolhidos na plataforma de força foram gravados com o *software OpenSignals* e posteriormente processados com algoritmos criados no *software GNU Octave* (*software open source* de livre acesso, versão 7.3.0, 2022, *The Octave Project Developers*), com o objetivo de extrair as variáveis posturográficas em análise relativas ao comportamento do centro de pressão, nomeadamente, deslocamento total, deslocamento médio-lateral (ML), deslocamento ântero-posterior (AP), amplitude médio-lateral (ML), amplitude ântero-posterior (AP), velocidade média total, velocidade média médio-lateral (ML), velocidade média ântero-posterior (AP) e área total do deslocamento.

O processamento de sinal do centro de pressão foi realizado de acordo com os procedimentos propostos por Duarte & Freitas (2010). Os dados foram recolhidos com uma frequência de amostragem de 1000 Hz, durante 30 segundos. Iniciou-se o processamento com o cálculo das coordenadas do centro de pressão. Depois procedeu-se ao *detrend* do sinal (remoção da média) e de seguida, após o *downsample* dos dados recolhidos, a frequência de amostragem passou a 100 Hz. Para suavizar o sinal foi aplicado um *low pass filter* de 10 Hz do tipo *butterworth* de 7ª ordem. Por fim calcularam-se as variáveis posturográficas utilizando as fórmulas apresentadas por Duarte & Freitas (2010) e por Schubert & Kirchner (2014) (Apêndice 3 – Dossier 2).

2.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística do estudo foi realizada através do *Software Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) (IBM Corp. 2021. IBM SPSS Statistics for Windows, Versão 28.0. Armonk, NY: IBM Corp.). Para a caracterização da amostra do estudo foi realizada uma análise de frequências para as variáveis sócio-demográficas que têm uma escala qualitativa, nomeadamente, género, a que Companhia de Alunos pertence e qual é o curso que frequenta na Academia Militar. Para as variáveis quantitativas, nomeadamente, idade (em anos), peso (em quilogramas) e altura (metros) foi usada a média e desvio padrão e mínimo e máximo.

Neste estudo os mesmos participantes foram comparados em duas condições experimentais: bota militar obrigatória (bota militar recruta) e a bota militar facultativa (bota *special force*), sendo as medições recolhidas em três posições, numa plataforma de forças que fornece dados quantitativos (distância percorrida, área, amplitudes e velocidades). Para a comparação das duas condições experimentais, em cada uma das posições, na distância percorrida, na área, nas amplitudes e nas velocidades recorreu-se ao teste paramétrico *t* de *student* para amostras emparelhadas, depois de previamente se comprovar a existência de normalidade com o teste de *Shapiro* ou de desvios pouco severos à normalidade pela observação dos resultados do *Skewness* (simetria) e da *Kurtose* (achatamento). Segundo Kline (1998, citado por Marôco, 2018), se os testes de normalidade não revelarem a existência de uma distribuição normal, deverão observar-se os valores de *Skewness* (SK) e *Kurtose* (KU) e se estes valores

forem $SK < 3$ e $KU < 7$, podem ser considerados desvios pouco severos à normalidade e recorrer-se a testes paramétricos. No único caso em que se verificou que os desvios foram severos ($SK > 3$ e $KU > 7$), utilizou-se o teste de *Wilcoxon*, um teste não paramétrico. Os resultados do teste paramétrico *t* de *student* apresentam-se acompanhados pelo *d* de *Cohen*, por forma a obter a magnitude do efeito associada a cada variável dependente. No caso em que foi aplicado o teste de *Wilcoxon* foi verificada a magnitude de efeito adequada a esses testes através da fórmula $R = Z/\sqrt{n}$ (Tomczak & Tomczak, 2014) (Anexo 3 – Dossier 2).

3. RESULTADOS

Após a aplicação do protocolo experimental a todos os participantes, foram recolhidos os dados da plataforma de força e posteriormente, os mesmos foram processados através do *software Octave*, do qual foram extraídos os valores das variáveis posturográficas em estudo (deslocamento total, deslocamento ML, deslocamento AP, amplitude ML, amplitude AP, velocidade média total, velocidade média ML, velocidade média AP e área total) nas duas condições (bota militar recruta e bota *special force*) e nas três posições (apoio bipedal, apoio unipedal com o membro dominante e apoio unipedal com o membro não dominante). Em seguida, apresentam-se os resultados obtidos, com o apoio das respetivas tabelas, em cada posição.

Antes da análise inferencial com testes estatísticos, foi verificada a normalidade da amostra com o teste de *Shapiro-Wilk* ($p \geq 0,5$). Quando os testes de normalidade não apresentaram a existência de uma distribuição normal, procedeu-se à observação dos valores da simetria (*SK*) e do achatamento (*KU*) da curva, sendo que se estes valores forem $SK < 3$ e $KU < 7$, podem ser considerados desvios pouco severos à normalidade e recorrer-se a testes paramétricos, segundo Kline (1998, citado por Marôco, 2018).

Após a verificação da existência de normalidade da amostra para as medições realizadas em apoio bipedal, recorreu-se à realização do teste paramétrico *t* de *student* para amostras emparelhadas em todas as variáveis e em ambas as condições.

Na posição em apoio bipedal, os resultados dos testes estatísticos de comparação das variáveis posturográficas demonstra que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois tipos de botas, uma vez que, nenhum valor de p é inferior a 0,05 e que o valor de d de *Cohen* é sempre inferior a 0,20, mostrando-nos que a magnitude do efeito é sempre pequena. No entanto, quando se analisam os valores das médias das variáveis posturográficas, com a exceção da amplitude ML e da área, existe uma aparente tendência para as medições com a utilização da bota *special force* apresentarem valores inferiores aos valores com a utilização da bota recruta militar. Contudo, é importante destacar que tal facto não tem significado estatístico relevante (tabela 2).

Tabela 2 – Comparação estatística das variáveis posturográficas na posição bipedal

	Bota recruta		Bota <i>special</i>		Diferença de médias	t de <i>student</i> amostras emparelhadas	d de <i>Cohen</i> ²
	Média	¹ Dp	Média	¹ Dp			
Deslocamento total (mm)	364,74	71,98	357,06	11,81	7,68	$t = 0,846$ $p = 0,405$	$d = 0,154$
Deslocamento ML (mm)	200,97	40,076	196,39	33,89	4,58	$t = 0,831$ $p = 0,413$	$d = 0,152$
Deslocamento AP (mm)	260,40	56,24	255,97	53,83	4,43	$t = 0,597$ $p = 0,555$	$d = 0,109$
Amplitude ML (mm)	14,54	4,28	14,59	4,55	-0,05	$t = -0,086$ $p = 0,932$	$d = -0,016$
Amplitude AP (mm)	23,92	9,17	23,71	10,18	0,20	$t = 0,224$ $p = 0,825$	$d = 0,041$
Velocidade média total (mm/s)	12,15	2,34	11,90	2,15	0,25	$t = 0,846$ $p = 0,405$	$d = 0,154$
Velocidade média ML (mm/s)	6,70	1,34	6,54	1,13	0,15	$t = 0,831$ $p = 0,413$	$d = 0,152$
Velocidade média AP (mm/s)	8,68	1,87	8,53	1,79	0,15	$t = 0,597$ $p = 0,555$	$d = 0,109$
Área total (mm ²)	27,34	11,31	27,96	10,93	-0,62	$t = -0,334$ $p = 0,741$	$d = -0,061$

¹ Dp = Desvio padrão

² d de *Cohen* – Valores de referência: 0,20 a 0,49 (efeito pequeno); 0,50 a 0,79 (efeito moderado); igual ou acima de 0,80 (efeito grande)

Na verificação da normalidade de distribuição da amostra, utilizando o teste de *Shapiro-Wilk*, concluiu-se que era possível utilizar o teste t de *Student* para a maioria das variáveis na posição de apoio unipedal com o membro dominante, pois mesmo as variáveis em que apresentavam o $p < 0,05$, não tinham desvios severos à normalidade.

Contudo, não foi verificada uma distribuição normal na variável posturográfica amplitude AP com a bota *special force* em apoio unipedal dominante, uma vez que o valor de $p < 0,05$ e que a KU está apresenta um valor de 8,507, ou seja, existem desvios severos à normalidade. Neste caso utilizou-se o teste não paramétrico de *Wilcoxon* para a análise estatística desta variável, e complementou-se com a magnitude do efeito ($R = Z/\sqrt{n}$, em que R representa a magnitude do efeito).

Relativamente à posição unipedal com o membro dominante, e de forma semelhante à posição anterior, os resultados dos testes estatísticos demonstram que não existe nenhum valor de p inferior a 0,05 e que o valor de d de *Cohen* é sempre inferior a 0,20, mostrando-nos que a magnitude do efeito é sempre pequena, donde se conclui que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois tipos de botas (tabela 3).

Tabela 3 – Comparação estatística das variáveis posturográficas com o membro dominante em apoio unipedal

	Bota recruta		Bota <i>special</i>		Diferença de médias	<i>t</i> de <i>student</i> amostras emparelhadas	<i>d</i> de <i>Cohen</i>
	Média	Dp	Média	Dp			
Deslocamento total (mm)	1482,15	311,69	1464,88	338,93	17,27	$t = 0,574$ $p = 0,570$	$d = 0,105$
Deslocamento ML (mm)	1044,85	223,87	1017,80	222,82	27,04	$t = 1,303$ $p = 0,203$	$d = 0,238$
Deslocamento AP (mm)	849,42	192,85	857,33	236,54	-7,91	$t = -0,364$ $p = 0,718$	$d = -0,067$
Amplitude ML (mm)	38,45	6,09	38,78	6,97	-0,33	$t = -0,306$ $p = 0,762$	$d = -0,056$
Velocidade média total (mm/s)	49,39	10,39	48,81	11,29	0,58	$t = 0,574$ $p = 0,570$	$d = 0,105$
Velocidade média ML (mm/s)	34,82	7,46	33,92	7,42	0,90	$t = 1,303$ $p = 0,203$	$d = 0,238$
Velocidade média AP (mm/s)	28,30	6,43	28,57	7,88	-0,26	$t = -0,364$ $p = 0,718$	$d = -0,067$
Área total (mm ²)	49,23	13,10	50,19	14,18	-0,96	$t = -0,296$ $p = 0,769$	$d = -0,054$

¹ Dp = Desvio padrão

² *d* de *Cohen* – Valores de referência: 0,20 a 0,49 (efeito pequeno); 0,50 a 0,79 (efeito moderado); igual ou acima de 0,80 (efeito grande)

Na amplitude AP com a bota *special force* em apoio unilateral dominante, o teste de *Wilcoxon* não revelou uma diferença significativa ($p < 0.05$) e também apresenta uma magnitude de efeito muito pequena ($R = -0,1$), conforme se verifica na tabela 4.

Tabela 4 – Teste não paramétrico de *Wilcoxon* (amplitude AP – bota especial membro dominante)

Membro Dominante - Amplitude AP (mm)		
	Bota recruta	Bota <i>special</i>
Média	43,95	45,68
Dp	8,71	12,69
Mediana	42,45	44,13
Mínimo	25,89	29,81
Máximo	69,03	96,16
Teste de Wilcoxon	$Z = -0,915$ $p = 0,360$ $^1R = -0,17$	

¹ Valores de referência: 0,10 a 0,29 (efeito pequeno); 0,30 a 0,49 (efeito moderado); igual ou acima de 0,50 (efeito grande)

Para as variáveis na posição unipedal com o membro não dominante, na análise da normalidade da distribuição das amostras, verificou-se ser possível utilizar o teste paramétrico *t* de *Student* na estatística inferencial.

Na posição unipedal com o membro não dominante, os resultados do teste *t* de *Student* revelam que não existe nenhum valor de *p* inferior a 0,05 e que o valor de *d* de *Cohen* é sempre inferior a 0,20, mostrando-nos que a magnitude do efeito é sempre pequena, demonstrando que não existem diferenças com significado estatístico relevante (tabela 5).

Tabela 5 – Comparação estatística das variáveis posturográficas com o membro não dominante em apoio unipedal

	Bota recruta		Bota <i>special</i>		Diferença de médias	<i>t</i> de <i>student</i> amostras emparelhadas	<i>d</i> de <i>Cohen</i>
	Média	Dp	Média	Dp			
Deslocamento total (mm)	1464,57	360,30	1445,58	64,84	18,98	$t = 0,577$ $p = 0,569$	$d = 0,105$
Deslocamento ML (mm)	1010,44	250,18	972,99	214,34	37,45	$t = 1,430$ $p = 0,163$	$d = 0,261$
Deslocamento AP (mm)	867,52	230,20	879,16	261,33	-11,63	$t = -0,571$ $p = 0,572$	$d = -0,104$
Amplitude ML (mm)	37,84	4,87	37,90	4,46	-0,06	$t = -0,079$ $p = 0,938$	$d = -0,014$
Amplitude AP (mm)	44,95	8,94	44,84	10,01	0,12	$t = 0,075$ $p = 0,941$	$d = 0,014$
Velocidade média total (mm/s)	48,80	12,01	48,17	11,83	0,63	$t = 0,577$ $p = 0,569$	$d = 0,105$
Velocidade média ML (mm/s)	33,67	8,34	32,42	7,14	1,25	$t = 1,430$ $p = 0,163$	$d = 0,261$
Velocidade média AP (mm/s)	28,91	7,67	29,30	8,71	-0,39	$t = -0,571$ $p = 0,572$	$d = -0,104$
Área total (mm ²)	48,63	15,83	52,82	13,94	-4,19	$t = -1,226$ $p = 0,230$	$d = -0,224$

¹ Dp = Desvio padrão

² *d* de *Cohen* – Valores de referência: 0,20 a 0,49 (efeito pequeno); 0,50 a 0,79 (efeito moderado); igual ou acima de 0,80 (efeito grande)

4. DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo perceber as diferenças entre a utilização da bota militar obrigatória (bota militar recruta) e a bota militar facultativa (bota *special force*) no controlo postural avaliado através da posturografia em alunos da Academia Militar.

Após a análise dos resultados dos testes estatísticos de comparação das variáveis posturográficas, verificou-se que não existem diferenças estatísticas significativas no comportamento do controlo postural entre a utilização da bota recruta militar e a bota *special force*. Estes resultados alinham-se com os obtidos nos estudos de Fonseca et al. (2021) e Hill et al. (2017), que referem que considerar apenas a utilização das botas militares na avaliação do controlo postural através da posturografia, não demonstra ter nenhuma alteração no comportamento do controlo postural, uma vez que o fator que vai diferenciar o comportamento do controlo postural aquando da utilização de diferentes tipos de bota militar é a adição de carga, como por exemplo, uma mochila, tendo analisado os dados recolhidos antes e depois da adição de carga. Esta questão poderá ter tido impacto nos resultados obtidos no presente estudo.

Tal como no apoio bipedal, também nos apoios unipedais com o membro dominante e com o membro não dominante, a análise dos resultados dos testes estatísticos de comparação das variáveis posturográficas não demonstrou diferenças entre a utilização da bota recruta militar e a bota *special force*. Nos estudos referidos anteriormente, bem como noutros previamente consultados, não foi incluída a análise das variáveis posturográficas nestas duas condições (apoio unipedal com o membro dominante e com o membro não dominante).

Relativamente à amostra utilizada neste estudo, não aparenta ser uma causa para a obtenção dos presentes resultados, uma vez que, tanto em estudos onde a amostra era inferior a 30 participantes (Fonseca et al., 2021; Hill et al., 2017) ou superior a 30 (Chander et al., 2021; Chander, Knight, Garner, et al., 2019), foram obtidos os mesmos resultados, ou seja, foram observadas diferenças entre os vários tipos de botas apenas com adição de carga ou de outro fator.

Chander et al. (2019), Hill et al. (2017), DeBusk et al., (2018) e Simpson et al., (2018) sujeitaram previamente os seus participantes a sessões de treino físico, tendo realizado recolhas antes e depois desse mesmo treino, demonstrando que após o mesmo existiam diferenças significativas. Outro fator que poderá ter condicionado a obtenção dos presentes resultados foi o fato dos participantes não apresentarem fadiga física no momento das recolhas, visto que nenhum dos participantes esteve presente nos procedimentos após a realização de um esforço físico exigente.

Sen et al (2019) referem no seu estudo que observaram diferenças entre os dois tipos de bota militar utilizados pelos participantes. Contudo estas diferenças foram atribuídas à utilização de palmilhas que permitiam uma melhor absorção do impacto. No presente estudo, este deveria ter sido um ponto de observação a ser realizado, porque de acordo com a opinião subjetiva dos participantes, a palmilha da bota *special force* é mais confortável do que a palmilha da bota militar recruta.

Para além de todos os fatores anteriormente apresentados representarem limitações neste estudo, é também importante salientar o fato de não ter sido concretizada uma avaliação objetiva da percepção que os participantes têm do conforto das botas. Não só os participantes referiram essas diferenças ao longo do processo de recolhas, como também os estudos de Simpson et al. (2018), DeBusk et al. (2018) e Hill et al., (2020) referem a importância do conforto e do design dos diferentes tipos de botas militares.

Tendo por base as limitações reconhecidas neste estudo, sugerem-se assim estudos futuros com a população em estudo, com os mesmos tipos de botas militares (bota recruta militar e bota *special force*) e com o mesmo instrumento de medida, mas que devam considerar a adição de carga, as características das botas e a percepção do conforto que os participantes têm relativamente à utilização das botas. Esta diferenciação por parte dos participantes, encontra suporte nos estudos de Chander et al. (2020), Hill et al. (2020), Arachchige et al. (2020) e DeBusk et al. (2018), na medida em que estes autores defendem que apesar da utilização de carga ter impacto nas alterações do controlo postural, o *design* das botas militares e o conforto proporcionado aos seus utilizadores, têm um impacto muito importante no comportamento do controlo

postural na posição estática e em atividade. Chander et al. (2020), Hill et al. (2020), Arachchige et al. (2020) e DeBusk et al. (2018), referem que os diferentes tipos de bota militar devem cada vez mais estar adaptados aos vários tipos de atividades que estes profissionais realizam, uma vez que, alguns modelos exigem maior ativação muscular dos músculos da articulação do tornozelo, havendo tendência para atingir mais facilmente a fadiga muscular e, conseqüentemente, instabilidade postural, provocando lesões. A adaptação do calçado militar aos vários tipos de atividade, permitirá assim mais conforto e mais segurança.

Sugere-se também que estudos futuros considerem outro tipo de fatores nos seus procedimentos. A realização de estudos num contexto outdoor e não em laboratório, permitindo compreender como é que o controlo postural dos participantes reage quando sujeito a estímulos exteriores, nomeadamente, em contextos como a parada militar e exercícios em campo. Estudos futuros poderão também considerar realizar os mesmos procedimentos que os efetuados no presente estudo, mas nas condições de olhos abertos e olhos fechados como sugerido nos estudos de Chander et al. (2019), Hill et al. (2017), DeBusk et al., (2018) e Hill et al., (2020), por forma a avaliar o comportamento do controlo postural nestas duas condições. Tal como referido por (Shumway-Cook & Woollacott, 2012), a interação entre sistema visual, sistema vestibular e sistema somatosensorial (proprioceutividade) permite manter a estabilidade e a orientação postural, sendo que se um desses sistemas for inibido, neste caso o sistema visual, promove-se o destaque do sistema proprioceutivo, o qual poderá estar mais relacionado com a utilização das botas. Outra sugestão para estudos futuros, é a adição de sessões de treino físico ou treino militar (por exemplo, uma pista de obstáculos), procedendo às recolhas de dados antes e depois desse mesmo treino físico, com o objetivo de compreender o comportamento do controlo postural antes e depois do mesmo. Por último, tal como sugerido na metodologia do estudo de Hill et al. (2020) poderá ser considerada a utilização da eletromiografia de superfície em estudos futuros, com o objetivo de analisar a atividade muscular dos músculos inversores e eversores da articulação do tornozelo.

5. CONCLUSÃO

A realização deste estudo permitiu investigar se existiam diferenças entre a utilização da bota militar obrigatória (bota militar recruta) e a bota militar facultativa (bota *special force*) no controlo postural avaliado através da posturografia em alunos da Academia Militar.

Os resultados obtidos após a análise das variáveis posturográficas, mostraram que não existem diferenças estatísticas significativas entre a utilização dos dois tipos de bota (bota militar recruta e bota *special force*) em alunos da Academia Militar, seja na posição bipedal ou nas posições unipedais com o membro dominante e com o membro não dominante.

As conclusões obtidas neste tipo de estudos, poderão apoiar as equipas de preparação física e militar, bem como as equipas de saúde militar (onde está inserido o Fisioterapeuta), na decisão do tipo de botas a usar pelos militares. Tendo em conta os resultados obtidos, a decisão do tipo de bota a utilizar deve considerar as preferências do próprio utilizador da bota, uma vez que, não existem factos que permitam assumir que uma é mais estável que a outra. A decisão sobre o tipo de bota deverá ter sempre como principal objetivo a melhoria do conforto e desempenho dos militares e, consequentemente, melhorar a sua qualidade de vida e a sua prontidão para o exercício das suas funções.

Recomenda-se que estudos futuros tenham em consideração nos seus procedimentos: a adição de carga (através de uma mochila, colete ou arma); a introdução de treino físico antes das recolhas, permitindo avaliar o comportamento das variáveis posturográficas antes e depois da instalação de algum grau de fadiga; as características dos vários tipos de botas militares, permitindo adequá-las às inúmeras atividades diárias destes profissionais, seja em contexto formativo ou em contexto operacional; a aplicação de um instrumento de medida que permita avaliar a perceção subjetiva do conforto dos participantes e da estabilidade com as botas utilizadas; a realização de estudos em contexto outdoor; a realização de estudos com os olhos abertos e os olhos fechados; e, por fim, a utilização da eletromiografia para a análise da ativação muscular dos músculos inversores e eversores da articulação do tornozelo.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Benvenuti, F., Mecacci, R., Gineprari, I., Bandinelli, S., Benvenuti, E., Ferrucci, L., Stanhope, S. J. (1999). Kinematic characteristics of standing disequilibrium: Reliability and validity of a posturographic protocol. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(3), 278–287.

Biosignalsplux User Manual. (2022). Retrieved July 15, 2022, from <https://www.pluxbiosignals.com/products/force-platform>

Chander, H., Arachchige, S. N. K. K., Turner, A. J., Burch, R. F. V., Reneker, J. C., Knight, A. C., Garner, J. C. (2021). Sensory organization test conditions influence postural strategy rather than footwear or workload. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(19).

Chander, H., Knight, A. C., & Carruth, D. (2019). Does Minimalist Footwear Design Aid in Postural Stability and Fall Prevention in Ergonomics? *Ergonomics in Design*, 27(4), 22–25.

Chander, H., Knight, A. C., Garner, J. C., Wade, C., Carruth, D., Wilson, S. J., Williams, C. C. (2019). Impact of military type footwear and load carrying workload on postural stability. *Ergonomics*, 62(1), 103–114.

Chander, H., Kodithuwakku Arachchige, S. N. K., Wilson, S. J., Knight, A. C., Burch, R. F. V., Carruth, D. W., Garner, J. C. (2020). Impact of military footwear type and a load carriage workload on slip initiation biomechanics. *International Journal of Human Factors and Ergonomics*, 7(2), 125–143.

DeBusk, H., Hill, C. M., Chander, H., Knight, A. C., & Babski-Reeves, K. (2018). Influence of military workload and footwear on static and dynamic balance performance. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 64, 51–58.

Duarte, M., & Freitas, S. M. S. F. (2010a). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio Revision of posturography based on force plate for balance evaluation, *14*(3).

Duarte, M., & Freitas, S. M. S. F. (2010b). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista Brasileira de Fisioterapia (Sao Carlos (Sao Paulo, Brazil))*, *14*(3), 183–192. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20730361>

Fonseca, P., Sebastião, R., Sousa, M., Machado, L., Sousa, F., Vilas-Boas, J. P., Vaz, M. (2021). Postural control in military personnel: Effect of load and footwear. *Advances and Current Trends in Biomechanics*, *26*(M1), 158–162.

Harro, C. C., Marquis, A., Piper, N., & Burdis, C. (2016). Reliability and validity of force platform measures of balance impairment in individuals with Parkinson disease. *Physical Therapy*, *96*(12), 1955–1964.

Hill, C. M., Debusk, H., Knight, A. C., & Chander, H. (2020). Military-type workload and footwear alter lower extremity muscle activity during unilateral static balance: implications for tactical athletic footwear design. *Sports*, *8*(5).

Hill, C. M., DeBusk, H., Knight, A. C., & Chander, H. (2017). Influence of military-type workload and footwear on muscle exertion during static standing. *Footwear Science*, *9*(3), 169–180.

Kodithuwakku Arachchige, S. N. K., Chander, H., Turner, A. J., Wilson, S. J., Simpson, J. D., Knight, A. C., ... Carruth, D. (2020). Muscle activity during postural stability tasks: Role of military footwear and load carriage. *Safety*, *6*(3).

Maciej Tomczak, & Ewa Tomczak. (2014). The need to report effect size estimates revisited. An overview of some recommended measures of effect size. *Trends in Sport Sciences*, *1*(21), 19–25. Retrieved from <https://www.researchgate.net/publication/303919832>

Marôco, J. (2018). *Análise Estatística com o SPSS Statistics*. (R. Number, Ed.) (7ª). Pêro Pinheiro.

Peterson Silveira, R., Stergiou, P., Carpes, F. P., Castro, F. A. d. S., Katz, L., & Stefanyshyn, D. J. (2017). Validity of a portable force platform for assessing biomechanical parameters in three different tasks. *Sports Biomechanics*, 16(2), 177–186.

Schubert, P., & Kirchner, M. (2014). Ellipse area calculations and their applicability in posturography. *Gait and Posture*, 39(1), 518–522.

Sen, S., Chatterjee, S., Sahrawat, T. R., Singh, S. B., & Pal, M. (2019). Effect of military footwear on balance and stability: A pilot study. *Ijrar*, 6(2), 464–469.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2012). *MOTOR CONTROL TRANSLATING RESEARCH INTO CLINICAL PRACTICE FOURTH EDITION Motor Control Motor Control*. Retrieved from <http://www.lww.com>.

Simpson, J. D., DeBusk, H., Hill, C., Knight, A., & Chander, H. (2018). The role of military footwear and workload on ground reaction forces during a simulated lateral ankle sprain mechanism. *Foot*, 34(November 2017), 53–57.

Walsh, M., Church, C., Hoffmeister, A., Smith, D., & Haworth, J. (2021). Validation of a Portable Force Plate for Evaluating Postural Sway. *Perceptual and Motor Skills*, 128(1), 191–199.

7. AGRADECIMENTOS

A realização desta dissertação de mestrado contou com importantes apoios e incentivos sem os quais não se teria tornado uma realidade e aos quais a minha gratidão é eterna.

Agradeço à Academia Militar, na pessoa do Excelentíssimo Senhor Major-General Comandante João Carlos Cabral de Almeida Loureiro Magalhães, que desde o primeiro momento me abriu as portas desta nobre casa e me permitiu aceder à minha amostra e a todo o equipamento necessário para a recolha dos dados.

Agradeço ao CINAMIL, na pessoa do Excelentíssimo Senhor Professor Doutor Thomas Gasche, por me receberem como investigadora na sua estrutura.

Agradeço ao Departamento de Ciências Militares da Academia Militar, especialmente, ao Senhor Tenente-Coronel Rui Lucena e ao Professor Nuno Almeida, pelo apoio incansável na realização deste estudo e por me permitirem utilizar o espaço do Laboratório de Avaliação Física e Fisiológica, Desempenho e Performance.

Agradeço aos Segundos Comandantes das Companhias de Alunos, o Tenente João Pascoal, o Tenente Tiago Lomba, o Tenente Pedro Marujo e o Tenente Rocha pela disponibilidade na organização dos horários dos Cadetes-Alunos para as recolhas.

Agradeço a todos os Cadetes-Alunos da Academia Militar por estarem sempre disponíveis para este estudo e por terem tido um desempenho extraordinário em cada recolha que fizemos juntos. Este estudo não seria possível sem eles.

Agradeço à Professora Doutora Maria António Castro e ao Professor Doutor Orlando Fernandes pela gentil cedência dos algoritmos de MatLab para o processamento dos dados deste estudo.

Agradeço ao meu Orientador, Professor José Esteves, por ter “agarrado” nas minhas ideias logo no primeiro ano do Mestrado, por me ter orientado neste estudo, com constante disponibilidade e por toda a paciência.

Agradeço à minha Unidade, a Unidade de Saúde Tipo II – Amadora, nomeadamente aos meus Chefes, Major Médico Pedro Ananias e Major Médico Luís Moreno por acreditarem em mim, no meu trabalho e por me motivarem a concretizar este Mestrado.

Agradeço às minhas amigas e colegas, Ana Sousa e Bruna Teixeira por estarem sempre disponíveis para me apoiar em todo o processo de concretização deste Mestrado com amizade e dedicação.

Agradeço à minha amiga e colega Rita Sousa por ser o meu braço direito, pelo carinho e amizade, por “segurar” tantas vezes o nosso serviço para que eu pudesse ir às aulas e fazer trabalhos e, por me apoiar desde o primeiro dia na realização deste Mestrado.

Agradeço ao meu irmão João por acreditar sempre em mim, mesmo quando eu própria não acreditei, desde os dias tenebrosos da Anatomia.

Agradeço aos meus pais, Teresa e Carlos, por todo o apoio, incentivo e carinho que me deram ao longo da vida e por me terem dado o instrumento essencial para concluir esta tese: o ser Fisioterapeuta.

Agradeço ao meu marido, Ruben, por tudo. Pelo amor, pelo apoio em casa, pelo apoio no processamento dos dados deste estudo e, sobretudo, por me ter incentivado a avançar no sonho de fazer um Mestrado e por acreditar sempre em mim, mesmo quando eu própria não acreditei.

Por último e, mais importante, agradeço à minha filha Matilde, por ter sempre um sorriso e um abraço para mim quando chegava das aulas e nem sempre tinha total disponibilidade para ela. Esta tese de Mestrado é para ela e espero que um dia, quando compreender, sinta orgulho no trabalho que fizemos juntas.

Um eterno agradecimento a todos.