



PROGRAMA
DE CIÊNCIAS
DA REABILITAÇÃO

CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Ciências da Reabilitação

Mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação

JOÃO PEDRO DELGADO DE ALMEIDA

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE MODELOS
EXPLANATÓRIOS DA ESTABILIDADE POSTURAL POR
PLATAFORMA DE FORÇA**

RIO DE JANEIRO

2025

JOÃO PEDRO DELGADO DE ALMEIDA

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE MODELOS
EXPLANATÓRIOS DA ESTABILIDADE POSTURAL POR
PLATAFORMA DE FORÇA**

Dissertação apresentado ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, do Centro Universitário Augusto Motta, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Linha de Pesquisa: Avaliação Funcional em Reabilitação

Orientador: Arthur de Sá Ferreira

RIO DE JANEIRO

2025

Autorizo a reprodução e a divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio, convencional ou eletrônico, para fins de estudo e de pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA
Elaborada pelo Sistema de Bibliotecas e
Informação – SBI – UNISUAM

615.8 Almeida, João Pedro Delgado
A447d Desenvolvimento e validação de modelos explanatórios da estabilidade postural por plataforma de força / João Pedro Delgado Almeida – Rio de Janeiro, 2025
96p.

Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) - Centro Universitário Augusto Motta, 2025.

1. Quedas acidentais. 2. Biomecânica. 3. Equilíbrio postural.
4. Reabilitação. 5. Modelos Estatísticos.I. Título.

CDD 22.ed.

JOÃO PEDRO DELGADO DE ALMEIDA

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE MODELOS
EXPLANATÓRIOS DA ESTABILIDADE POSTURAL POR
PLATAFORMA DE FORÇA**

Examinada em: 24/ 09/ 2025

Prof. Dr. Arthur de Sá Ferreira
Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM

Prof. Dr. Thiago Lemos de Carvalho
Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM

Profa. Dra. Erika Carvalho Rodrigues
Instituto D'Or de Pesquisa e Ensino – IDOR

RIO DE JANEIRO
2025

Resumo

Introdução: Embora muitos determinantes do equilíbrio já tenham sido examinados, poucos estudos integraram características pessoais e relacionadas à tarefa em modelos multivariáveis de predição com validação interna.

Objetivo: Desenvolver e validar internamente modelos de efeitos mistos capazes de prever a área elíptica de 95% do centro de pressão (COP) e a velocidade média do COP em adultos saudáveis, com base em fatores pessoais e experimentais.

Métodos: Análise secundária de um conjunto de dados público contendo 163 adultos realizando doze testes de posturografia de 60 segundos em condições randomizadas (superfície rígida/espuma; olhos abertos/fechados). Os preditores incluíram idade, sexo, altura corporal, peso corporal, visão, tipo de superfície e base de suporte. Modelos lineares de efeitos mistos foram desenvolvidos em participantes sem histórico de quedas ($n=121$) e validados internamente naqueles com ≥ 1 queda ($n=42$). O desempenho foi avaliado por meio de R^2 marginal e condicional, erro quadrático médio (RMSE), inclinação/intercepto da calibração e análises dos limites de concordância.

Resultados: A superfície de espuma e a privação visual foram os preditores mais fortes de oscilação postural, seguidos pela idade. A altura mostrou efeitos pequenos, porém estatisticamente significativos, enquanto sexo e massa corporal tiveram pouca influência. O modelo de velocidade do COP apresentou desempenho explicativo e preditivo robusto (R^2 marginal=0.821; R^2 condicional=0.925; R^2 de validação=0.688; RMSE=0.832). A inclinação de calibração (1.100) e o intercepto (-0.017) indicaram viés sistemático mínimo. O modelo de área do COP explicou proporção similar da variância durante o desenvolvimento (R^2 marginal=0.820; R^2 condicional=0.894), mas apresentou desempenho de validação mais fraco (R^2 =0.501; RMSE=1.320) e limites de concordância amplos.

Conclusão: A velocidade do COP pode ser prevista de maneira robusta a partir de fatores pessoais e relacionados à tarefa, apresentando forte validade interna e apoiando seu uso como métrica de referência em pesquisas e avaliações clínicas. A área do COP demonstrou generalização limitada e requer refinamento metodológico e validação externa antes de sua aplicação clínica.

Palavras-chave: Quedas acidentais; Biomecânica; Equilíbrio postural; Reabilitação; Modelos Estatísticos

Abstract

Introduction: Although many determinants of balance have been examined, few studies have integrated task-related and personal characteristics into internally validated multivariable prediction models.

Objective: To develop and internally validate mixed-effects models predicting center-of-pressure (COP) 95% elliptical area and mean COP velocity in healthy adults based on personal and experimental factors.

Methods: Secondary analysis of a public dataset with 163 adults performing twelve 60-s posturography trials under randomized conditions (firm/foam surface; eyes open/closed). Predictors included age, sex, body height, body weight, vision, surface, and base of support. Linear mixed-effects models were developed in participants without fall history ($n=121$) and internally validated in those with ≥ 1 fall ($n=42$). Performance was evaluated using marginal and conditional R^2 , root mean square error (RMSE), calibration slope/intercept, and limits-of-agreement analyses.

Results: Foam surface and visual deprivation were the strongest predictors of postural sway, followed by age. Height showed small but statistically significant effects, whereas sex and body mass had little influence. COP velocity model demonstrated strong explanatory and predictive performance (marginal $R^2=0.821$; conditional $R^2=0.925$; validation $R^2=0.688$; RMSE=0.832). Calibration slope (1.100) and intercept (-0.017) indicated minimal systematic bias. COP area model explained a similar proportion of variance during development (marginal $R^2=0.820$; conditional $R^2=0.894$) but showed weaker validation performance ($R^2=0.501$; RMSE=1.320) and wide limits-of-agreement.

Conclusion: COP velocity can be robustly predicted from personal and task-related factors and demonstrated strong internal validity, supporting its use as a reference metric in research and clinical assessment. COP area displayed limited generalizability and requires methodological refinement and external validation before clinical application.

Keywords: Accidental Falls; Biomechanic; Postural balance; Rehabilitation; Statistical Models

Resumo para leigos

Este estudo investigou fatores que influenciam a oscilação postural em adultos saudáveis, com o objetivo de desenvolver modelos para prever a área e a velocidade do centro de pressão (COP) durante o equilíbrio estático. Usando dados de 163 participantes, foram analisadas variáveis como idade, sexo, altura, peso, histórico de quedas, base de apoio, visão e superfície de apoio (firme vs. espuma). Os resultados mostraram que a superfície de espuma, a privação visual e a idade avançada são os principais preditores da oscilação postural. A velocidade do COP foi predita com boa precisão ($R^2 = 0,75$), enquanto a área do COP teve desempenho mais limitado. A velocidade do COP mostrou-se útil para avaliação clínica e pesquisa, enquanto a área do COP requer mais refinamento. Esses achados destacam a importância das condições sensoriais e de superfície no equilíbrio postural, especialmente em idosos.

Sumário

RESUMO	V
ABSTRACT	VI
RESUMO PARA LEIGOS	VII
PARTE I – PROJETO DE PESQUISA	X
CAPÍTULO 1 REVISÃO DE LITERATURA	11
1.1 INTRODUÇÃO	11
1.2 POSTURA E ESTABILIDADE POSTURAL.....	12
1.2.1 AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL: POSTUROGRAFIA	14
1.3 FATORES ASSOCIADOS À ESTABILIDADE POSTURAL.....	17
1.3.1 IDADE	18
1.3.2 ALTURA E MASSA CORPORAL.....	20
1.3.3 SEXO	22
1.3.4 QUEDAS	23
1.3.5 SUPERFÍCIE.....	24
1.3.6 VISÃO	25
1.3.7 BASE DE SUPORTE	28
1.4 MODELOS EXPLANATÓRIOS: DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO.....	29
1.5 JUSTIFICATIVAS	30
1.6 OBJETIVOS	32
1.7 HIPÓTESES	33
CAPÍTULO 2 PARTICIPANTES E MÉTODOS.....	34
2.1 ASPECTOS ÉTICOS.....	34
2.1.1 USO DE MODELOS GENERATIVOS EM REDAÇÃO CIENTÍFICA	34
2.2 DELINEAMENTO DO ESTUDO	34
2.2.1 LOCAL DE REALIZAÇÃO DO ESTUDO	34
2.3 AMOSTRA	35
2.4 PROCEDIMENTOS/METODOLOGIA PROPOSTA.....	35
2.5 ANÁLISE DOS DADOS	36
2.5.1 TAMANHO AMOSTRAL (CÁLCULO OU JUSTIFICATIVA)	36
2.5.2 VARIÁVEIS DEPENDENTES.....	36
2.5.3 VARIÁVEIS INDEPENDENTES	36
2.5.4 PLANO DE ANÁLISE ESTATÍSTICA	36
2.5.5 DISPONIBILIDADE E ACESSO AOS DADOS	37
2.5.6 ADEQUAÇÃO À LEI GERAL DE PROTEÇÃO DE DADOS	37

2.6 ORÇAMENTO E APOIO FINANCEIRO	38
2.7 ORÇAMENTO.....	38
2.8 CRONOGRAMA.....	39
 REFERÊNCIAS.....	 40
 PARTE II – PRODUÇÃO INTELECTUAL.....	 47
 CONTEXTUALIZAÇÃO DA PRODUÇÃO	 48
DISSEMINAÇÃO DA PRODUÇÃO.....	49
1. ENCONTRO DE PESQUISA E INICIAÇÃO CIENTÍFICA (RJ, 2023).....	49
2. XX SEMANA INTERNACIONAL DE PESQUISA, EXTENSÃO E INOVAÇÃO (RJ, 2023)	50
3. IX CONGRESSO INTERNACIONAL DE LA RED ACCINET (RJ, 2024)	53
4. 2º SIMPÓSIO INTERNACIONAL DE PREVENÇÃO DE QUEDAS EM PESSOAS IDOSAS (SP, 2024) .	55
MANUSCRITO(S) PARA SUBMISSÃO	56
3.1 MULTIVARIABLE PREDICTION OF POSTURAL SWAY: DEVELOPMENT AND INTERNAL VALIDATION OF MIXED-EFFECTS MODELS FOR COP VELOCITY AND SWAY AREA	57
3.1.1 CONTRIBUIÇÃO DOS AUTORES DO MANUSCRITO PARA SUBMISSÃO #1	57

PARTE I – PROJETO DE PESQUISA

Capítulo 1 Revisão de Literatura

1.1 Introdução

A estabilidade postural é um componente essencial para o desempenho funcional e a qualidade de vida, particularmente em adultos e populações com risco de desequilíbrios e quedas (Horak; Macpherson, 2011; Santos; Duarte, 2016). O controle postural envolve a interação dinâmica entre sistemas sensoriais e motores, com destaque para os subsistemas vestibular, somatossensorial e visual, que contribuem para manter o centro de massa (COM) dentro da base de suporte (Alonso et al., 2012; Hue et al., 2007). Entender os fatores que influenciam a estabilidade postural é crucial para desenvolver intervenções direcionadas à prevenção de quedas e à reabilitação motora.

A posturografia se apresenta como uma metodologia consolidada para mensurar e avaliar a estabilidade postural. Por meio do registro do deslocamento do centro de pressão (COP), é possível quantificar variações no equilíbrio em diferentes condições, como superfícies instáveis e variações no suporte visual (Duarte; Freitas, 2010; Santos; Duarte, 2016). Estudos prévios demonstraram que variáveis como idade, altura, massa corporal e sexo estão associadas à oscilação do COP, revelando padrões consistentes de instabilidade em populações mais idosas e em indivíduos com condições clínicas específicas (Chiari; Rocchi; Cappello, 2002; Gil et al., 2017). A análise dessas variáveis permite não apenas a compreensão dos mecanismos envolvidos no controle postural, mas também a criação de modelos explanatórios que podem ser aplicados na prática clínica.

O envelhecimento, em particular, é um dos fatores que mais afetam a estabilidade postural. A literatura aponta que há uma relação direta entre a idade e o aumento da oscilação do COP, sobretudo em superfícies instáveis ou com privação visual (Raymakers; Samson; Verhaar, 2005; Šarabon; Kozinc; Marković, 2022). Essa associação tem implicações importantes para a saúde pública, uma vez que quedas em idosos representam uma das principais causas de hospitalização e mortalidade (Lima et al., 2022). Nesse contexto, a aplicação de modelos explanatórios de controle postural pode ser estratégica para identificar fatores de risco e orientar intervenções preventivas e reabilitadoras, com impacto direto na qualidade de vida dos pacientes.

Além dos fatores pessoais, características ambientais e metodológicas também influenciam o controle postural. Estudos indicam que condições como o fechamento dos olhos e o uso de superfícies instáveis aumentam significativamente a variabilidade do COP (Lin et al., 2015; Patel et al., 2008). A base de suporte também é determinante para a estabilidade, uma vez que a redução do suporte, como nas tarefas unipodais, leva a um aumento substancial da oscilação (Gil et al., 2017; Mouzat; Dabonneville; Bertrand, 2004). Essas condições são frequentemente utilizadas em protocolos de avaliação postural para simular situações cotidianas de instabilidade e prever o desempenho funcional de indivíduos em diferentes contextos.

O presente estudo se insere na interseção entre avaliação postural e modelagem estatística, com o objetivo de desenvolver e validar modelos explanatórios da estabilidade postural por meio de plataformas de força. A partir da análise de dados secundários, pretende-se elaborar equações de predição baseadas em variáveis pessoais e condições de teste, com aplicação prática em estudos clínicos (Mouzat; Dabonneville; Bertrand, 2004; Santos; Duarte, 2016). Tais modelos podem contribuir para a criação de intervenções mais precisas e personalizadas, alinhadas tanto às necessidades dos indivíduos quanto às prioridades de saúde pública.

Ao integrar conceitos de controle postural com ferramentas de análise estatística, este trabalho busca oferecer um avanço significativo no campo da reabilitação. A validação dos modelos desenvolvidos permitirá não apenas a aplicação clínica imediata, mas também a construção de uma base científica robusta para futuras pesquisas na área de prevenção de quedas e manutenção da funcionalidade. A abordagem adotada, com foco em dados objetivos e análises preditivas, reforça o compromisso com a geração de conhecimento aplicável e relevante para a prática clínica e para a promoção de saúde em longo prazo.

1.2 Postura e estabilidade postural

O controle postural envolve aspectos sensoriais, motores e musculoesqueléticos relacionados à orientação postural e ao equilíbrio postural. A orientação postural refere-se à posição relativa dos segmentos corporais em relação aos outros segmentos e ao ambiente, enquanto o equilíbrio postural diz respeito às

forças que atuam no corpo e são equilibradas para manter a posição desejada (Horak, 1987; Horak; Macpherson, 2011). Por sua vez, a postura pode ser definida como a posição ou atitude do corpo (Czaprowski et al., 2018). O adequado funcionamento do sistema de controle postural é fundamental para a manutenção do equilíbrio e da orientação corporal em indivíduos. O controle postural engloba o gerenciamento da posição do corpo no espaço, visando à estabilidade e à orientação.

O equilíbrio é definido como o processo de manter o centro de massa corporal dentro da base de suporte. Esse processo demanda ajustes contínuos, proporcionados pela atividade muscular e pelo alinhamento das articulações. Sua preservação depende da detecção dos movimentos corporais, da integração das informações sensoriais pelo sistema nervoso central e da execução de uma resposta motora adequada. A posição do corpo no espaço é determinada pelas funções visuais, vestibulares e somatossensoriais (Alonso et al., 2012).

O controle postural é determinado por uma interação complexa entre fatores biomecânicos e neuromusculares, responsáveis por garantir a estabilidade e a orientação do corpo no espaço. Dentre esses fatores, destaca-se o centro de massa (CM), que representa o ponto de equilíbrio da distribuição da massa corporal, e o centro de gravidade (CG), cuja projeção varia conforme a posição do corpo em relação ao campo gravitacional. O centro de pressão (COP), por sua vez, refere-se ao ponto onde a força resultante do contato entre os pés e a superfície de suporte é aplicada, sendo um parâmetro amplamente utilizado para quantificar a oscilação postural e avaliar estratégias de controle postural (Alonso et al., 2012; Duarte; Freitas, 2010). Já a base de suporte (BoS), definida pela área delimitada pelo contato dos pés com o solo, é um fator determinante para a estabilidade: quanto maior a base, menor a oscilação do COP e maior a capacidade de controle postural. O alinhamento adequado entre CM, CG e COP é essencial para a manutenção da estabilidade postural e para a adaptação do corpo a diferentes condições, sendo um fator crítico na prevenção de quedas e na identificação de déficits motores (Chiari; Rocchi; Cappello, 2002; Hue et al., 2007).

1.2.1 Avaliação do controle postural: Posturografia

A posturografia é uma técnica utilizada para analisar a estabilidade postural, registrando e quantificando o balanço ou deslocamento do corpo. Geralmente, a medição é feita na postura ereta, por meio da análise do deslocamento do centro de pressão (COP), que é o ponto onde a resultante das forças verticais atua na superfície de suporte, utilizando plataformas de força. Essas plataformas são compostas por duas superfícies rígidas conectadas por quatro sensores de força do tipo célula de carga. Os sensores de força do tipo *strain gauge* permitem a medição dos componentes de força (F_x , F_y e F_z) e dos componentes de momento de força (M_x , M_y e M_z) em relação aos eixos (X, Y, Z), que representam as direções mediolateral (ML), anteroposterior (AP) e vertical na plataforma, respectivamente. Os sinais elétricos emitidos pela plataforma de força são convertidos em sinais digitais por meio de amplificadores e filtros, estabelecendo uma referência para a magnitude da força captada. Duas coordenadas na superfície da plataforma correspondem a uma medida de posição do COP (X, Y), em relação à orientação do indivíduo (Duarte; Freitas, 2010; Santos; Duarte, 2016).

Duarte e colaboradores revisaram os métodos de análise experimental de dados utilizados para avaliar a manutenção da postura em indivíduos, além de serem apresentados cálculos das principais medidas usadas nessa avaliação. Esses procedimentos e medidas podem contribuir para padronizar a análise do controle postural (Duarte; Freitas, 2010).

O COP é amplamente utilizado por ser um reflexo direto do controle neuromuscular da postura. Ele representa a projeção das forças de reação do solo sobre a base de suporte, permitindo quantificar a oscilação postural de forma objetiva (Duarte; Freitas, 2010; Oliveira; Simpson; Nadal, 1996).

O deslocamento do COP em uma das direções (AP ou ML) pode ser representado ao longo do tempo (estabilograma), enquanto o deslocamento corporal pode ser mostrado simultaneamente nas duas direções (AP e ML) no plano horizontal (estatocinesiograma 2D) (Figura 1) (Kapteyn et al., 1983).

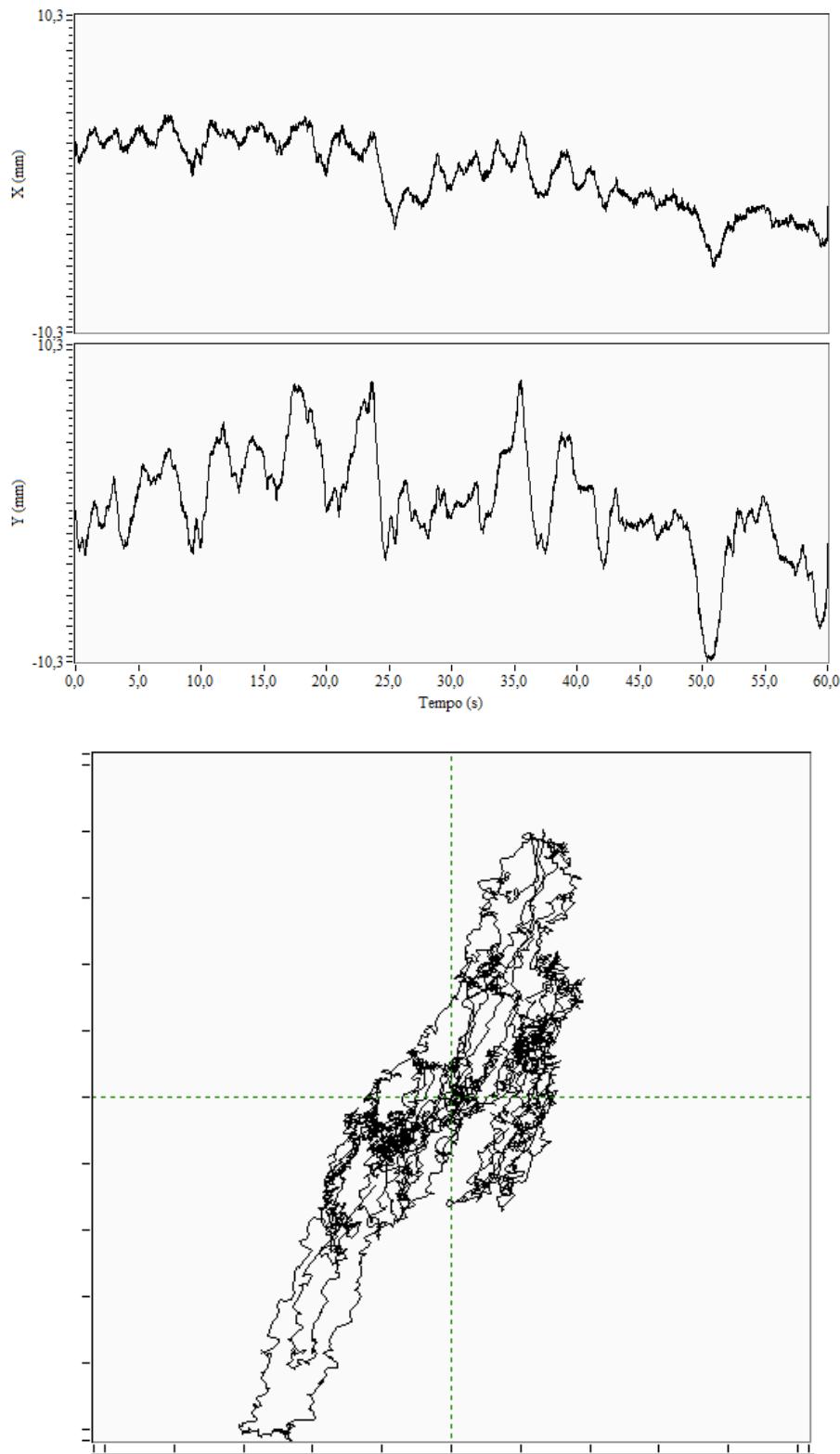


Figura 1: Deslocamento do centro de pressão em função do tempo nas direções mediolateral (paineis superior) ou anteroposterior (paineis inferior) no estabilograma. Deslocamento do centro de pressão no plano horizontal nas direções mediolateral e anteroposterior (paineis direito).

A análise do controle postural por meio do COP utiliza diferentes parâmetros globais que permitem avaliar a oscilação e a estabilidade postural. Dentre os principais parâmetros posturográficos, destacam-se a área elíptica do COP, que representa a amplitude de oscilação do centro de pressão no plano mediolateral e anteroposterior, e o comprimento da trajetória do COP, que quantifica o deslocamento total do COP ao longo do tempo (Duarte; Freitas, 2010; Oliveira; Simpson; Nadal, 1996). Outro parâmetro frequentemente analisado é a velocidade média do COP, que reflete a eficiência do controle postural e tem sido amplamente utilizada como um indicador robusto da estabilidade (Raymakers; Samson; Verhaar, 2005; Ruhe; Fejer; Walker, 2010). Além desses, métricas baseadas na frequência da oscilação do COP têm sido exploradas para caracterizar diferentes padrões de controle postural, especialmente em condições de perturbação (Chiari; Rocchi; Cappello, 2002; Gil et al., 2017).

No estatocinesiograma círculos e retângulos são ajustados no plano XY. Considerando que os dados posturográficos sigam uma distribuição bivariada gaussiana, os comprimentos dos eixos da elipse são determinados como o desvio-padrão nas respectivas direções. Um estudo sugere o uso da análise de componentes principais (PCA), que encontra a direção de máxima dispersão e a direção de dispersão mínima da distribuição no plano XY (Oliveira; Simpson; Nadal, 1996). Matematicamente, a PCA define a direção do primeiro vetor da matriz de covariância como o eixo principal, enquanto a covariância entre X e Y representa as médias. A covariância ao longo desse eixo é proporcional. O segundo vetor e seu valor correspondem ao eixo menor e sua variância. O comprimento dos dois eixos da elipse pode então ser utilizado para determinar o desvio-padrão na extensão, com o objetivo de incluir 95% das amostras em cada eixo. No entanto, é importante observar que apenas 85% das amostras estão dentro do perímetro da elipse (Oliveira; Simpson; Nadal, 1996).

Estudos sugerem que a velocidade de deslocamento do centro de pressão também fornece informações relevantes sobre o controle postural, uma vez que modificações na posição do centro de massa (COM) em relação ao tempo indicam a direção do movimento. Assim, a informação de velocidade parece ser bastante útil para o sistema nervoso central (SNC) antecipar a posição do COM e realizar ajustes por meio do deslocamento (Portela; Rodrigues; Sá Ferreira, 2014).

Ruhe e colaboradores realizaram uma investigação sobre a avaliação do centro de pressão como um índice de estabilidade postural em posição de pé. O objetivo foi

descrever e avaliar os procedimentos metodológicos utilizados na maioria dos estudos que medem o centro de pressão. Foram analisados sistematicamente seis bancos de dados online, abrangendo o período de janeiro de 1980 a fevereiro de 2009, e foi feita uma pesquisa manual dos artigos recuperados. Trinta e dois artigos atenderam aos critérios de inclusão, e a maioria deles demonstrou confiabilidade aceitável. Embora a velocidade média do centro de pressão tenha mostrado variabilidade, em geral, foi considerada confiável em todas as pesquisas, não havendo uma medição específica do COP que se mostrasse significativamente mais confiável do que as outras (Ruhe; Fejer; Walker, 2010).

O COP é um indicador sensível da estabilidade postural e auxilia na identificação de déficits de equilíbrio em idosos, pacientes neurológicos e indivíduos em reabilitação (Raymakers; Samson; Verhaar, 2005; Ruhe; Fejer; Walker, 2010). Seu monitoramento permite diagnósticos precoces, acompanhamento da progressão funcional e avaliação da eficácia de intervenções terapêuticas (Chiari; Rocchi; Cappello, 2002; Gil et al., 2017).

1.3 Fatores associados à estabilidade postural

A estabilidade na postura bípede é influenciada por diversos fatores pessoais, ambientais e metodológicos. A Tabela 1 resume os principais fatores encontrados na literatura.

Entre os fatores individuais mais estudados estão a idade, as características antropométricas (como altura e massa corporal), o sexo e o risco e/ou histórico de quedas. Já entre os fatores metodológicos, destacam-se as condições de teste, como a visão, a base de suporte e a superfície utilizada. Esses fatores parecem estar inter-relacionados, levando as pesquisas a considerarem múltiplos fatores simultaneamente, conforme será descrito a seguir.

Tabela 1: Fatores pessoais, ambientais e metodológicos com efeito sobre a estabilidade postural.

Dimensões	Fatores	Autores	Direção do efeito (Área ou Velocidade)
Pessoal	Idade	Kollegger et al., 1992	Mais velhos ↑
		Du Pasquier et al., 2003	Mais velhos ↑
		Raymakers et al., 2005	Mais velhos ↑
		Hue et al., 2007	Mais velhos ↑
		Vieira et al., 2009	Mais velhos ↑
		Gil et al., 2017	Mais velhos ↑
		Šarabon et al., 2022	Mais velhos ↑
	Altura corporal	Chiari et al., 2002	Altura ↑
		Alonso et al., 2012	Altura ↑
	Massa corporal	Chiari et al., 2002	Massa ↑
		Hue et al., 2007	Massa ↑
		Blaszczyk et al., 2009	Massa ↓
		Ku et al., 2012	Massa ↑
	Sexo	Kollegger et al., 1992	Masculino ↑
		Farenc et al., 2003	Masculino ↑
		Alonso et al., 2012	Masculino ↑
		Šarabon et al., 2022	Masculino ↑
Clínica	Quedas	Lázaro et al., 2011	Histórico ↑
Metodológico	Superfície	Raymakers et al., 2005	Espuma ↑
		Tanaka & Uetake, 2005	Espuma ↑
		Patel et al., 2008	Espuma ↑
		Lin et al., 2015	Espuma ↑
	Visão	Kollegger et al., 1992	Olhos fechados ↑
		Tanaka et al., 2000	Olhos fechados ↑
		Chiari et al., 2002	Olhos fechados ↑
		Hue et al. 2007	Olhos fechados ↑
		Albertsen et al., 2017	Olhos fechados ↑
		Gil et al., 2017	Olhos fechados ↑
	Base de suporte	Kirby et al., 1987	Base fechada ↑
		Mouzat et al., 2004	Base fechada ↑
		Albertsen et al., 2017	Base fechada ↑
		Gil et al., 2017	Base fechada ↑

1.3.1 Idade

Kollegger e colaboradores identificaram diferenças significativas em seu estudo com três faixas etárias diferentes, para indivíduos de ambos os sexos. Foram testadas as oscilações nos sentidos anteroposteriores, lateral e total, sendo as diferenças identificadas nas duas faixas etárias de indivíduos mais velhos, especialmente em indivíduos do sexo masculino. A faixa etária de 51-65 anos apresentou a maior oscilação postural em comparação com as faixas etárias mais jovens, tanto para indivíduos do sexo masculino quanto feminino (Kollegger et al., 1992).

Du Pasquier e colaboradores investigaram os efeitos da idade na e postural em uma população saudável. Em um estudo transversal, a velocidade de deslocamento foi estimada em diferentes faixas etárias com a participação de 50 indivíduos. Os resultados principais mostraram que os efeitos do envelhecimento se tornavam mais evidentes a partir dos 30 anos de idade. Em um estudo longitudinal, 28 participantes foram retestados após $2,2 \pm 0,5$ anos, e observou-se um aumento significativo na velocidade de deslocamento, de $0,66 \pm 0,013$ cm/s para $0,75 \pm 0,2$ cm/s ($p < 0,0001$) (Du Pasquier et al., 2003).

Raymakers e colaboradores, ao investigar e comparar um grupo de indivíduos jovens com 3 grupos diferentes de idosos (saudáveis, idosos com problemas de estabilidades em duas faixas etárias diferentes), concluíram que existem diferenças importantes nos resultados entre estes grupos (Velocidade média em cm/s: Jovens saudáveis – 0,94; Idosos saudáveis – 1,59; Pacientes geriátricos – 2,09), destacando a velocidade como o mais fidedigno à variação dos outros parâmetros em sua análise (Raymakers; Samson; Verhaar, 2005).

Hue e colaboradores analisaram a contribuição relativa da idade para controle de equilíbrio utilizando um modelo de regressão múltipla *stepwise*. Nesse estudo foi observada uma forte associação entre idade e o controle de equilíbrio, sugerindo assim que o peso seja um fator associado à estabilidade postural (Hue et al., 2007).

Vieira e colaboradores investigaram, em um estudo transversal, as diferenças na estabilidade postural entre grupos divididos por faixas etárias através da análise posturográfica. O estudo envolveu 57 participantes divididos igualmente em grupos adultos jovens, adultos e idosos. Foram realizados testes posturográficos com os participantes com os olhos abertos e fechados para avaliar o controle postural. Os valores da área elíptica não apresentaram diferenças significativas entre os grupos ou nas diferentes condições visuais, mesmo após a normalização. Os resultados sugerem que o envelhecimento em si não resulta em modificações significativas no controle postural, mas pode estar associado a um leve aumento na amplitude do torque de flexão (Vieira; Oliveira; Nadal, 2009).

Gil e colaboradores compararam um grupo de idosas *versus* um grupo de jovens ($n=83$), às quais apresentaram diferenças estatísticas significativas à partir dos dados coletados sobre o balanço na plataforma de força, sendo a velocidade média de oscilação do COP em cm/s 1,23 (0,99 DP) para o grupo de idosas e 1,00 (0,36 DP) com valor de $p>0,05$ (Gil et al., 2017).

Sarabon e colaboradores investigaram os efeitos da idade, sexo e tarefa no comportamento de oscilação postural durante a postura quieta em uma amostra de 149 indivíduos saudáveis, de diferentes faixas etárias (20-80 anos). Os participantes realizaram três tarefas: olhos abertos, olhos fechados e olhos abertos com suporte reduzido, enquanto a oscilação postural foi medida por uma plataforma de força. A idade foi significativamente associada ao aumento da oscilação postural, com os participantes mais velhos apresentando maiores valores de oscilação em comparação com os mais jovens ($F = 4.2\text{--}14.3$, $p = 0.000\text{--}0.016$). Conclui-se que o envelhecimento contribui para maior instabilidade postural, com as interações idade-tarefa e idade-sexo sendo particularmente marcantes (Šarabon; Kozinc; Marković, 2022).

1.3.2 Altura e massa corporal

Chiari e colaboradores investigaram a influência de fatores biomecânicos, especialmente antropometria, acrescentando parâmetros estocásticos de nova geração na medida mais simples de desempenho posturográfico. Os autores avaliaram uma coleção de 55 dos parâmetros posturográficos da literatura foram calculados a partir da série temporal. A avaliação dos componentes principais foi utilizada para a escolha de características entre diversos motivos biomecânicos. Associações lineares entre parâmetros posturográficos e fatores biomecânicos escolhidos foram investigados por método de regressão robusta; somente 11 dos 55 parâmetros posturográficos não foram associados a uma dependência linear dessas variáveis. O processo de escolha de recursos retornou altura e massa corporal como as variáveis biomecânicas relevantes em relação às análises de Distância média do COP, área elíptica e velocidade média como “fortemente dependentes”, com coeficiente de Spearman acima de 0,45 (Chiari; Rocchi; Cappello, 2002).

Hue e colaboradores também analisaram a contribuição relativa do peso corporal para controle de equilíbrio utilizando um modelo de regressão múltipla *stepwise*. Além da massa corporal, altura corporal, comprimento do pé e idade foram acrescentadas no modelo estatístico. Nesse estudo foi observada uma forte associação entre a magnitude da perda de peso e a melhoria no controle de equilíbrio, sugerindo assim que o peso seja um fator associado à estabilidade postural, sendo a distância média a variável mais destacada, com r de 0,48 e $p>0,001$ (Hue et al., 2007).

Błaszczyk e colaboradores analisaram a estabilidade estática e dinâmica para explicar o efeito do excesso de peso corporal no controle postural. Foram pesquisadas 100 mulheres obesas e 33 eutróficas, em um estudo transversal. Parâmetros principais de oscilação postural, isto é, o comprimento total da direção, assim como seu direcional os componentes correlacionaram-se negativamente com a massa corporal e o índice de massa corporal (IMC). O alcance de um corpo inteiro inclinado voluntariamente anteriormente não mostrou qualquer alteração significativa em participantes com obesidade grau de I e II. Tal alteração foi, contudo, observada em indivíduos com índice de massa corporal acima de 40 kg/m² (Błaszczyk et al., 2009).

Alonso e colaboradores analisaram a influência de propriedades antropométricas no equilíbrio postural em adultos irregularmente ativos posicionados em uma postura ereta sobre dois pés com os olhos abertos e fechados. Cem pacientes foram testados: sendo 50 mulheres; todos com idade entre 20-40 anos. Foram colhidos dados de composição corporal, bem como suas proporções para a distribuição corporal de cada indivíduo. Além disso, o índice de massa corporal (IMC) e a relação cintura-quadril foram calculados e os parâmetros antropométricos foram feitos. Em uma postura ereta sobre os dois pés afastados confortavelmente, a área da base de apoio do paciente foi analisada. A análise do equilíbrio postural foi feita em uma plataforma de força portátil com olhos abertos e fechados. Uma avaliação de regressão linear múltipla sugeriu que a altura de todo o grupo explicou 12% do deslocamento médio-lateral, 10% da velocidade de oscilação e 11% da área de deslocamento. No grupo completo, a altura foi consideravelmente correlacionada com todas as variáveis de equilíbrio (Alonso et al., 2012).

Ku e colaboradores investigaram o efeito da massa corporal, IMC e sexo no controle postural não estático. Foram feitas análises de cinco testes para cada teste de equilíbrio. Oitenta adultos (idade = 21 anos; altura = 1,65m; massa = 67,5 kg) colaboraram com a pesquisa e o controle postural estático foi analisado utilizando o Biodex Balance System, com uma taxa de amostragem de 20 Hz na posição bipedal (BLS) e unipedal (ULS) por 3 segundos. Os grupos abaixo do peso, peso normal e acima do peso mostraram maior estabilidade anterior-posterior em controle postural no decorrer da postura quieta. Assim, o IMC tem consequências específicas que devem ser levadas em consideração (Ku et al., 2012).

1.3.3 Sexo

Kollegger e colaboradores também identificaram diferenças significativas entre os sexos, para indivíduos de diversas faixas etárias. Foram testadas as oscilações nos sentidos anteroposteriores, lateral e total, sendo as diferenças identificadas nas duas faixas etárias de indivíduos mais velhos, especialmente em indivíduos do sexo masculino. O estudo revelou que as diferenças nas oscilações posturais associadas às faixas etárias foram mais pronunciadas entre os indivíduos do sexo masculino (Kollegger et al., 1992).

O estudo de Farenc e colaboradores analisou o impacto da morfologia corporal e do sexo em indivíduos saudáveis no controle postural de 57 indivíduos, 22 mulheres e 35 homens foram incluídos na pesquisa. Os autores sugerem que as diferenças morfológicas entre homens e mulheres promovem, na leitura dos resultados, que, os homens têm uma amplitude de oscilação maior do centro de gravidade do que as mulheres (Farenc; Rougier; Berger, 2003).

Alonso e colaboradores também analisaram a influência do sexo no equilíbrio postural em adultos irregularmente ativos posicionados em uma postura ereta sobre dois pés com os olhos abertos e fechados. A avaliação mostrou coeficientes de correlações simples entre o equilíbrio postural e as variáveis antropométricas, no grupo todo masculino e feminino foram separados conforme o sexo sob a situação de olhos abertos. No grupo feminino não teve nenhuma das variáveis antropométricas correlacionada com todas as variáveis de equilíbrio. Já no grupo masculino, entre todas as variáveis de equilíbrio, a altura foi a única variável consideravelmente correlacionada (Alonso et al., 2012).

Sarabon e colaboradores também identificaram que a variável sexo apresentou diferenças significativas no comportamento de oscilação postural. Homens exibiram maior oscilação postural do que as mulheres em 10 dos 21 parâmetros analisados ($t = 2.18\text{--}4.45$, $p = 0.001\text{--}0.037$). A amplitude do CoP foi menor nas mulheres, enquanto a velocidade total e a velocidade anteroposterior do CoP foram maiores em comparação com os homens ($p = 0.001\text{--}0.003$). Além disso, observou-se uma interação significativa entre sexo e tarefa em três parâmetros, incluindo amplitude e velocidade no eixo médio-lateral ($F = 4.21\text{--}26.17$, $p = 0.001\text{--}0.041$). Estes resultados indicam que há uma diferença significativa no controle postural entre homens e

mulheres, com os homens apresentando maior instabilidade postural (Šarabon; Kozinc; Marković, 2022).

Estudos indicam que as diferenças no balanço postural entre homens e mulheres não refletem uma superioridade funcional de equilíbrio em um dos sexos, mas sim características biomecânicas que influenciam o controle postural. Fatores como altura, distribuição de massa corporal e base de suporte são determinantes para as variações na oscilação do COP, tornando essencial a análise desses aspectos ao comparar grupos sexuais (Chiari; Rocchi; Cappello, 2002). Essas diferenças biomecânicas explicam, por exemplo, por que homens frequentemente apresentam maior amplitude de oscilação postural, enquanto mulheres tendem a apresentar menor controle no sentido mediolateral, devido a diferenças estruturais na largura da pelve e na distribuição do centro de massa (Błaszczyk et al., 2009; Ruhe; Fejer; Walker, 2010). Considerando essas evidências, a inclusão de variáveis no modelo estatístico deve levar em conta se elas refletem diferenças funcionais no equilíbrio ou apenas variações biomecânicas entre os sexos. Para evitar interpretações enviesadas, a normalização dos parâmetros posturográficos em relação a medidas antropométricas pode ser uma estratégia válida, permitindo uma melhor distinção entre efeitos biomecânicos e déficits reais de controle postural (Gil et al., 2017; Mouzat; Dabonneville; Bertrand, 2004). Esse ajuste poderia aprimorar a capacidade preditiva do modelo, tornando-o mais sensível à identificação de padrões individuais de controle postural, independentemente de diferenças estruturais entre os sexos.

1.3.4 Quedas

Lázaro e colaboradores investigaram possíveis mudanças na estabilidade estática e dinâmica de idosos com ou sem quedas recorrentes. A pesquisa caso-controle incluiu 226 idosos (65 anos ou mais) que tinham relatado duas ou mais quedas em 6 meses antes da inclusão no estudo, e os indivíduos que foram ao seu médico geriatra em um centro de saúde de atenção primária. Foram realizadas avaliações com o Balance Master. Foram utilizados o teste clínico modificado (mCTSIB) usado para Interação sensorial no equilíbrio, o teste de agachamento com suporte de peso (WBS), mudança de peso rítmica (RWS), sentar-se para ficar de pé (SS), o teste atravessar (WA) e o teste intensificar/ultrapassar. Os participantes com histórico de quedas recorrentes exibiram maior instabilidade quando em situação

visual e proprioceptiva mudando, principalmente quando ambas as entradas sensoriais foram abolidas simultaneamente. O tempo para se levantar de uma posição sem auxílio foi mais demorado para os participantes com histórico de queda recorrentes (Lázaro et al., 2011).

1.3.5 Superfície

Raymakers e colaboradores investigaram em 114 indivíduos alocados em grupos por idade e patologia (Jovens saudáveis, idosos saudáveis, idosos com Doença de Parkinson e pacientes geriátricos), a interação entre diversos parâmetros na estabilometria e suas relações com as condições de teste e o desempenho médio de cada grupo. Em condições basais de testagem (superfície firme e olhos abertos), o parâmetro de área em cm² apresenta diferença estatística significativa entre todos os grupos (Jovens saudáveis – 2,3 DP 1,2, idosos saudáveis – 3.5 DP 2.1, idosos com Doença de Parkinson – 6.1 DP 4.2 e pacientes geriátricos 6,1 DP 3,1) (Raymakers; Samson; Verhaar, 2005).

Tanaka e colaboradores investigaram as características das respostas posturais a situações desafiadoras em idosos. Vinte e quatro participantes foram investigados (5 homens, 19 mulheres; faixa etária 56-83 anos). Os deslocamentos de variação do tempo de centro de pressão sob os pés de cada participante na posição em pé foram medidos por meio de uma plataforma de força instrumentada (ECG-S-1KNSA1, KYOWA Electronic Instruments, Japão). As coordenadas do centro de pressão médio-lateral (ML) e anteroposterior (AP) na plataforma foram coletadas por um período de teste de 20 segundos amostrado a 50 Hz para calcular a área e velocidade com olhos abertos e fechados sob a superfície rígida e com espuma. Na análise, as medidas de distância ML ($F(1, 22)=9.29$, $p <0.01$, ES=0.89) e AP ($F(1, 22)=5.00$, $p < .05$, ES=0.57) apresentaram diferença estatisticamente significante para as diferentes condições de superfície, mas não visão do teste (Tanaka; Uetake, 2005).

Patel e colaboradores compararam o controle postural humano em termos de variação de torque anteroposterior e lateral em três blocos de espuma de diferentes características em uma superfície sólida de controle registrada com olhos abertos e olhos fechados. Os participantes eram 30 indivíduos (19 homens e 11 mulheres) adultos com idade entre 19 e 43 anos. Foram analisados com posturografia utilizando

três tipos distintos de bloco de espuma colocado em uma plataforma de força. Verificou-se que estes blocos foram classificados em espuma macia, espuma média, espuma firme pelo seu módulo de elasticidade. Os resultados revelaram que as variações de torque $> 0,1$ Hz foram maiores quando em pé na espuma firme do que a espuma média e macia e, por sua vez, foram maiores na espuma média comparada com a espuma macia com os olhos fechados. De acordo com o demonstrado pelos valores de variação de torque mais altos, observou-se que o efeito do estabilizador da visão no sentido anteroposterior teve uma influência maior quando a estabilidade dos indivíduos foi cada vez mais afetada pelo suporte superfície (Patel et al., 2008).

Lin e colaboradores analisaram a confiabilidade dos parâmetros de oscilação postural no decorrer da utilização de dois tipos distintos de espuma que são utilizados na clínica e no laboratório e definir qual tipo de espuma é ideal para fornecer uma perturbação consistente e eficaz. O dispositivo Balance Accelerometry Measure foi usado para coletar a oscilação postural de 10 participantes por 90 s com os olhos abertos e fechados em três diferentes condições de superfície (firme espuma Airex e espuma Neurocom). Na superfície firme, com os olhos abertos e fechados, os resultados mostraram uma confiabilidade de moderada a boa, com valores de ICC (3,1) = 0,57–0,66, $p < 0,05$ para o comprimento do trajeto (*path length*) e outras medidas, como o valor pico a pico (PtP) e o RMS. Já nas condições com espuma, o desempenho variou. A espuma Airex apresentou confiabilidade de moderada a excelente para o comprimento do trajeto com os olhos fechados (ICC (3,1) = 0,81, $p < 0,05$), enquanto os resultados com os olhos abertos mostraram confiabilidade moderada (ICC (3,1) = 0,41, $p > 0,05$). Para a espuma Neurocom, a confiabilidade foi considerada de pobre a moderada, com valores de ICC (3,1) = 0,02–0,45, $p > 0,05$ para todas as condições testadas. Esses achados indicam que, embora ambas as superfícies de espuma apresentem aumento na oscilação postural em comparação à superfície firme, a espuma Airex proporcionou maior confiabilidade, especialmente na condição de olhos fechados (Lin et al., 2015).

1.3.6 Visão

Kollegger e colaboradores também identificaram diferenças significativas entre as condições de visão, para indivíduos de diversas faixas etárias e ambos os sexos. Foram testadas as oscilações nos sentidos anteroposteriores, lateral e total, sendo as

diferenças identificadas nas duas faixas etárias de indivíduos mais velhos. O estudo revelou que a visão – avaliada por meio dos testes com olhos abertos – tem função estabilizante da estabilidade postural em todas as idades, e particularmente no sexo masculino (Kollegger et al., 1992).

Tanaka e colaboradores examinaram alterações no controle postural com associação a entrada visual. Participaram da pesquisa onze indivíduos do sexo masculino (com idades entre 20-27 anos). Observaram novas medidas para caracterizar as trajetórias do centro de pressão. Os pacientes participaram de um conjunto de atividades posturais a primeira atividade seria ficar em pé em um ambiente adequado na plataforma de força com os braços adequadamente para baixo. Na postura estabelecida os pés do indivíduo serão abduzidos a 30 graus e seus calcanhares afastados médio lateralmente por um espaço cerca de 3 cm. Esta posição foi oferecida para diminuir os indícios da postura do pé na quantidade de oscilação postural e a posição média. Os indivíduos foram informados a olharem em um pequeno instrumento de cor vermelha posto em uma tela branca, na altura da visão, cerca de um espaço de 2 metros de distância da plataforma de força. A segunda atividade foi igual à primeira com exceção de que os indivíduos realizaram a atividade com os olhos fechados e completamente cobertos com uma máscara. Nenhuma diferença significativa entre a situação de visão foi observada para estatísticas de resumo convencionais, por exemplo, o comprimento total do deslocamento do COP. Entretanto, novos parâmetros de um modelo de autorregressão foram observados em intervalos de até 100 ms (Tanaka et al., 2000).

Chiari e colaboradores também observaram que as condições de teste de olhos abertos e fechados em relação às análises de distância média do COP, área elíptica e velocidade média foram “fortemente dependentes”, com coeficiente de Spearman acima de 0,45 (Chiari; Rocchi; Cappello, 2002).

Hue e colaboradores também analisaram a contribuição relativa da visão para controle de equilíbrio utilizando um modelo de regressão múltipla *stepwise*. A análise revelou que a visão teve uma contribuição significativa para a variação nos parâmetros de oscilação postural. Quando os participantes realizaram as tarefas com os olhos fechados, o aumento na oscilação postural foi significativamente maior do que nas condições com os olhos abertos, o que foi refletido pelos resultados estatísticos do modelo de regressão. O coeficiente de determinação ajustado (R^2 ajustado) para a visão foi de 0.45, indicando que aproximadamente 45% da variação na oscilação

postural pode ser explicada pela ausência de estímulos visuais. A inclusão da variável visão no modelo resultou em um valor de p significativo ($p < 0,001$), reforçando a importância desse fator no controle do equilíbrio. Esses achados demonstram que a visão tem uma influência crucial no desempenho postural, especialmente em condições de perturbação do equilíbrio (Hue et al., 2007).

Albertsen e colaboradores conduziram um estudo para analisar a influência da carga cognitiva no controle postural de jovens saudáveis, além de proporcionar dados prescritivos de equilíbrio postural em alguns fatores comparativos, entre eles, a visão. Foram avaliados 96 indivíduos saudáveis entre 18 e 43 anos que permaneceram sobre uma plataforma de força por 60 s. Foi avaliada a influência da visão (olhos abertos, OE; olhos fechados, EC) nos eixos anteroposterior (AP) e médio-laterais (ML), considerando ainda, área e velocidade planar da trajetória do COP. Os resultados mostraram aumento do balanço postural nas condições privação visual (FT (pés juntos) ou DT (dupla tarefa) $p = 0,002$; velocidade FA (pés afastados) /ST (tarefa simples) +16%; DT, +18%; FT/ST, +29%; DT, +23%, $p < 0,0002$ em todos). E carga cognitiva, a dupla tarefa diminuiu as oscilações de COP com FT (durante AP, EO, 15%; EC, 11%; intervalo ML, EO, 19%; EC, 13%; área, EO, 40%; EC, 28%, $p < 0,0002$ para todos) e a velocidade aumentou durante a maioria das variáveis (FA/EO, +15%; FA/EC, +16%; FT/EO, +7%, $p < 0,0002$ durante todos). Os resultados sugerem que, em indivíduos jovens saudáveis, com a redução de base de apoio e privação da visão, há aumento no deslocamento do centro de pressão (Albertsen et al., 2017).

O estudo de Gil e colaboradores investigou o equilíbrio postural de 43 idosas e 40 jovens adultas utilizando uma plataforma de força. O desenho do estudo incluiu cinco tarefas de equilíbrio postural (bipodal, semitandem e unipodal), com variações entre olhos abertos e fechados, medindo oscilação postural (COP) e velocidades nos eixos anteroposterior e médio-lateral. Os resultados mostraram que as idosas apresentaram maior instabilidade postural em relação às jovens ($p < 0,05$), especialmente na tarefa de apoio unipodal, com um valor médio do COP de 10,02 cm², velocidade anteroposterior de 3,00 cm/s e velocidade médio-lateral de 3,32 cm/s. Em conclusão, o estudo destaca que as idosas demonstram um maior déficit no equilíbrio postural comparado às jovens, sendo o apoio unipodal a tarefa mais desafiadora para ambos os grupos (Gil et al., 2017).

1.3.7 Base de suporte

Kirby e colaboradores analisaram a hipótese que variar a posição do pé abalaria significativamente a extensão da oscilação postural e a posição média do centro de pressão. Foram analisados dez indivíduos em uma plataforma de força Kistler (cinco do sexo masculino e cinco do feminino) com idade de 26 anos e a massa corporal média de 70,0 kg. Quando os participantes tinham os pés juntos, exibiram mais movimento medial-lateral (ML) em comparação com quando os pés estavam espaçados 15, 30 ou 45 cm ($p<0,01$). Não houve diferenças significativas no movimento ML entre as posições dos pés de 15, 30 e 45 cm. A quantidade de movimento anterior-posterior (AP) não diferiu em nenhuma das posições dos pés (Kirby; Price; MacLeod, 1987).

Mouzat e coabordadores analisaram a influência da posição dos pés no equilíbrio ortostático de 26 mulheres jovens saudáveis. O estudo testou 16 diferentes posições dos pés, variando a distância interna entre os pés (0, 2, 10 e 20 cm) e o ângulo entre eles (0° , 15° , 30° e 45°), e os resultados foram medidos em uma plataforma de força. Os parâmetros analisados incluíram o desvio-padrão do COP nos eixos anteroposterior (σX) e médio-lateral (σY), além da área da elipse de confiança de 95% (A95). Os resultados indicaram que o aumento da distância interna entre os pés teve um impacto significativo no equilíbrio médio-lateral (σY), com uma redução de 68% na oscilação à medida que a distância aumentava de 0 para 20 cm ($p<0.001$, ES=39.49%). O ângulo entre os pés também influenciou o equilíbrio, com uma redução de 36% na oscilação médio-lateral ao aumentar o ângulo de 0° para 45° ($p<0.001$, ES=4.96%). A área da elipse de confiança (A95) também diminuiu significativamente com o aumento da distância interna dos pés ($p<0.001$, ES=32.24%) e do ângulo ($p<0.001$, ES=4.21%). Em conclusão, o aumento da base de suporte, seja pela distância interna dos pés ou pelo ângulo entre eles, melhora significativamente o controle do equilíbrio ortostático, especialmente no eixo médio-lateral (Mouzat; Dabonneville; Bertrand, 2004).

Albertsen e colaboradores conduziram um estudo para proporcionar dados prescritivos de equilíbrio postural em alguns fatores comparativos. Foram avaliados 96 indivíduos saudáveis entre 18 e 43 anos que permaneceram sobre uma plataforma de força por 60 s. Os resultados sugerem que, em indivíduos jovens saudáveis, com

a redução de base de apoio e privação da visão, há aumento no deslocamento do centro de pressão (Albertsen et al., 2017).

Gil e colaboradores identificaram que a base de suporte foi um fator crítico para a estabilidade postural, com a tarefa de apoio unipodal, que possui a menor base de suporte, resultando nos maiores desafios para o controle postural. As idosas apresentaram maior oscilação do COP comparadas às jovens, com um valor médio de 10,05 cm², velocidade anteroposterior de 3,00 cm/s e médio-lateral de 3,32 cm/s, enquanto as jovens obtiveram valores significativamente menores: COP de 7,67 cm², Vel AP de 2,27 cm/s e Vel ML de 2,47 cm/s ($p<0,001$). A diminuição da base de suporte, especialmente nas tarefas unipodais, aumentou significativamente a instabilidade postural, sendo esse efeito mais acentuado nas idosas (Gil et al., 2017).

1.4 Modelos explanatórios: Desenvolvimento e validação

Modelos explanatórios de regressão linear são ferramentas estatísticas utilizadas para entender e quantificar a relação entre uma variável dependente e uma ou mais variáveis independentes. Por meio da construção de uma equação, esses modelos permitem prever o comportamento da variável dependente com base nas variações das variáveis explicativas. A interpretação dos coeficientes resultantes fornece informações sobre a força e a direção das associações, enquanto diagnósticos estatísticos ajudam a avaliar a adequação do modelo e a presença de possíveis violações de suposições (Hidalgo; Goodman, 2013).

Modelos explanatórios e confirmatórios desempenham papéis distintos na pesquisa e na análise de dados. Enquanto os modelos confirmatórios buscam validar hipóteses específicas previamente definidas, os modelos explanatórios são cruciais para descobrir e entender relações entre variáveis, permitindo a formulação de novas hipóteses. A importância dos modelos explanatórios reside na sua capacidade de revelar padrões e tendências nos dados, promovendo uma compreensão mais profunda dos fenômenos em estudo (Shmueli, 2010).

A etapa de desenvolvimento de modelos explanatórios envolve várias fases que garantem a eficácia e a robustez do modelo. Inicialmente, é necessário definir claramente o problema de pesquisa e identificar as variáveis que serão analisadas. Em seguida, coleta-se e prepara-se um conjunto de dados adequado. A modelagem

em si inclui a escolha do tipo de regressão mais apropriado, e a estimativa dos parâmetros por meio de métodos estatísticos. Após a construção do modelo, é fundamental realizar diagnósticos para avaliar a adequação e a validade dos resultados, como a análise de resíduos e testes de significância. Finalmente, a interpretação dos resultados deve ser contextualizada, considerando a teoria existente e a aplicação prática dos achados, promovendo um entendimento mais profundo das relações entre as variáveis (Collins et al., 2024).

A etapa de validação de modelos explanatórios é fundamental para avaliar a confiabilidade e a generalização dos resultados obtidos. Durante essa fase, é importante aplicar métodos estatísticos, como a divisão do conjunto de dados em amostras de treinamento e teste, para verificar se o modelo é capaz de prever adequadamente novas observações. Testes de robustez, como a análise de resíduos e a verificação de suposições (como linearidade e homocedasticidade), são essenciais para identificar possíveis problemas que possam comprometer a interpretação dos resultados (Riley et al., 2024).

A calibração de modelos após a validação visa ajustar e otimizar as previsões do modelo, garantindo que elas sejam precisas e confiáveis em condições do mundo real. Após a validação, onde se avaliam a performance e a robustez do modelo, podem surgir discrepâncias entre as previsões e os resultados observados. A calibração envolve a reavaliação dos parâmetros do modelo, considerando novas informações ou ajustes necessários com base nos dados de validação. Técnicas como a reamostragem podem ser empregadas para melhorar a precisão das previsões.

1.5 Justificativas

1.5.1 Relevância para as Ciências da Reabilitação

O estudo de Lima e colaboradores destaca o impacto econômico significativo das quedas de idosos no sistema de saúde, revelando a necessidade de estratégias mais eficazes para prevenir esses eventos. A relevância do presente trabalho se torna evidente nesse contexto, pois oferece uma abordagem fundamental para entender e melhorar a estabilidade postural, um dos principais fatores de risco para quedas em idosos. Ao desenvolver e validar modelos explicativos da estabilidade postural, o

estudo fornece ferramentas para uma avaliação mais precisa e objetiva do controle postural, permitindo o planejamento de ações mais eficazes no sentido da prevenção de quedas. Desta forma, a criação de programas preventivos mais eficazes, estarão, futuramente, diretamente relacionados à redução dos custos com internações e às complicações associadas, como observadas no estudo de Lima et al., que reportou um custo de mais de R\$ 2,3 bilhões devido a quedas de idosos no Brasil. Assim, a aplicação de modelos explanatórios na prática clínica pode impactar positivamente tanto a qualidade de vida dos pacientes quanto a sustentabilidade do sistema de saúde (Lima et al., 2022).

O estudo do controle da estabilidade postural e dos seus métodos de avaliação é fundamental a fim de auxiliar na procura de soluções e planos para a prevenção de quedas e outras enfermidades, além da melhora no desempenho de atividades de vida diária (AVD) (Quitschal et al., 2014). Em uma revisão de escopo (Santos et al., 2024) recente sobre das intervenções de fisioterapia para a prevenção de quedas em idosos, todos os dez artigos selecionados indicaram que programas de treinamento de força e equilíbrio reduzem significativamente o risco de quedas. A revisão destacou o papel crucial da fisioterapia de nível primário no enfrentamento das mudanças fisiológicas do envelhecimento, enfatizando a necessidade de políticas de saúde pública para mitigar complicações relacionadas a quedas. Esses resultados reforçam a justificativa para o desenvolvimento de modelos explanatórios de regressão para a estabilidade postural, pois tais modelos podem identificar fatores de risco específicos e prever a vulnerabilidade dos idosos, permitindo intervenções mais eficazes e personalizadas para a prevenção de quedas.

1.5.2 Relevância para a Agenda de Prioridades do Ministério da Saúde¹

Visando o incentivo à produção de pesquisa científica, o Ministério da Saúde por meio do Departamento de Ciência e Tecnologia da Secretaria de Ciência, Tecnologia e Insumos Estratégicos elaborou a Agenda de Prioridades do Ministério da Saúde. Ela permite que o financiamento responsável das pesquisas, buscando atender as necessidades da população, até mesmo solucionar problemas de saúde

¹ https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/agenda_prioridades_pesquisa_ms.pdf

pública (Brasil, 2018). A agenda lançada em 2018, possui 14 eixos temáticos, reunindo 172 linhas de pesquisa. Dentre os eixos, a saúde do idoso tem sua relevância reconhecida como uma prioridade e se encontra no décimo segundo eixo da agenda (Brasil et al., 2018).

1.5.3 Relevância para o Desenvolvimento Sustentável²

A atual pesquisa está associada aos Objetivos do Desenvolvimento Sustentável das Organizações das Nações Unidas através da ODS 3 Saúde e Bem estar (<http://www.agenda2030.com.br>). O ODS 3 sugere metas integradas que abordam a promoção da saúde e o bem estar como fundamental estímulo das capacidades humanas. Para atingir os Objetivos de Desenvolvimento Sustentável, é fundamental aumentar a capacidade tecnológica das populações mais desfavorecidas. Portanto, o estudo da estabilidade postural pode contribuir com importantes informações tecnológicas em manter um bom controle postural evitando assim o número de quedas e consequentemente reduzindo até 2030, a taxa de mortalidade global.

1.6 Objetivos

1.6.1 Geral

Desenvolver modelos explanatórios de área e velocidade baseada em características pessoais e da posturografia para adultos.

1.6.2 Específicos

1. Desenvolver modelos explanatórios de variáveis posturográficas (área e velocidade média) em função de características pessoais e condições de teste posturográfico.

² <https://odsbrasil.gov.br/objetivo/objetivo?n=3>

2. Validar os modelos explanatórios desenvolvidos para uso em pesquisas clínicas.

1.7 Hipóteses

A formulação das hipóteses deste estudo baseia-se em evidências que indicam a relação direta entre fatores individuais e metodológicos e a oscilação do COP. O aumento da idade está associado a maior oscilação postural devido à redução da função sensório-motora (Raymakers; Samson; Verhaar, 2005; Ruhe; Fejer; Walker, 2010). Da mesma forma, altura e massa corporal influenciam a estabilidade postural, uma vez que indivíduos mais altos apresentam maior momento de inércia, enquanto aqueles com maior massa corporal podem demandar ajustes motores mais amplos (Alonso et al., 2012; Błaszczyk et al., 2009). Além disso, a privação visual e a instabilidade da superfície desafiam os sistemas de controle postural, aumentando a oscilação do COP (Chiari; Rocchi; Cappello, 2002; Patel et al., 2008). Dessa forma, as hipóteses deste estudo foram estruturadas para refletir essas relações e fundamentar a modelagem preditiva da estabilidade postural.

Capítulo 2 Participantes e Métodos

2.1 Aspectos éticos

Este protocolo de pesquisa prescinde de aprovação de Comitê de Ética em Pesquisa antes da execução do estudo, em consonância com a resolução 466/2012, por se tratar de análise secundária de dados anônimos e disponíveis na literatura (Santos; Duarte, 2016).

2.1.1 Uso de modelos generativos em redação científica

Durante a elaboração deste trabalho, os autores utilizaram modelos generativos para escrita científica a fim de revisão e tradução do texto para o inglês. Após o uso desses modelos, os autores revisaram e editaram o conteúdo gerado conforme necessário, garantindo sua precisão e coesão. Os autores assumem total responsabilidade pelo conteúdo final da publicação.

2.2 Delineamento do estudo

Análise secundária de dados e sinais biomédicos publicados. O manuscrito será redigido conforme o *Transparent reporting of a multivariable predicton model for individual prognosis or diagnosis* (TRIPOD) (Collins et al., 2015).

2.2.1 Local de realização do estudo

Este estudo será conduzido nos laboratórios de pesquisa do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto da Motta, localizado em Bonsucesso/RJ (Brasil). A análise dos sinais, tabulação dos resultados e análises estatísticas serão conduzidas no Laboratório de Simulação Computacional e Modelagem em Reabilitação.

2.3 Amostra

Para desenvolvimento do modelo será utilizado um conjunto de dados posturográficos disponibilizados em banco de dados de 146 participantes (idade 46 ± 23 anos, 104 mulheres) cujos sinais foram obtidos em três tentativas de 60 s, caracterizadas pela combinação de condições visão (“olhos abertos” ou “olhos fechados”) e superfície (“firme ou espuma”) (Santos; Duarte, 2016).

Para a validação do modelo, serão utilizados conjuntos de dados posturográficos obtidos em bancos de dados públicos da plataforma Mendeley Data (<https://data.mendeley.com>). A escolha dessa plataforma se justifica pela diversidade e acessibilidade dos dados disponíveis, que incluem uma variedade de estudos sobre equilíbrio e controle postural, permitindo uma análise abrangente das variáveis envolvidas. Serão considerados os conjuntos e dados que contenham como variáveis dependentes a área elíptica (Oliveira; Simpson; Nadal, 1996) e a velocidade média (Raymakers; Samson; Verhaar, 2005). Além disso, as variáveis independentes devem incluir idade, sexo, massa corporal, altura corporal e condições de teste, como visão, tipo de superfície e base de suporte.

2.4 Procedimentos/Metodologia proposta

Os participantes do banco de dados de Santos e Duarte foram avaliados quanto às seguintes variáveis que serão utilizadas aqui (Santos; Duarte, 2016):

1. Condição de visão no teste (olhos abertos, olhos fechados);
2. Condição de superfície no teste (firme, espuma);
3. Repetição no teste (1, 2, 3);
4. Idade;
5. Sexo;
6. Altura;
7. Massa corporal;
8. Doenças;
9. Medicações;
10. Uso de órteses e/ou próteses;
11. Presença de incapacidades;

12. Número de quedas nos últimos 12 meses;
13. Pontuação na escala *Short Falls Efficacy Scale International* (Short FES-I);
14. Pontuação na escala International Physical Activity Questionnaire (IPAQ).

2.5 Análise dos dados

2.5.1 Tamanho amostral (cálculo ou justificativa)

O tamanho amostral se justifica pela composição dos bancos de dados a serem utilizados nesta análise secundária. O modelo deverá conter pelo menos 25 eventos por variável dependente (Heinze; Wallisch; Dunkler, 2018).

2.5.2 Variáveis dependentes

Variáveis posturográficas: área elíptica (Oliveira; Simpson; Nadal, 1996) e velocidade média (Raymakers; Samson; Verhaar, 2005).

2.5.3 Variáveis independentes

Idade, sexo, massa corporal, altura corporal e condições de teste (visão, tipo de superfície, base de suporte).

2.5.4 Plano de análise estatística

A análise estatística será realizada no programa R Project versão 4.4.1 (<https://www.r-project.org>). O valor de significância estatística adotado será $P < 0,05$ (bicaudal).

Análise descritiva: Será aplicado o teste de normalidade de Shapiro-Wilk às variáveis contínuas. Valores no texto, tabelas e gráficos serão exibidos como média \pm DP (desvio-padrão) ou mediana [percentis 25 e 75] para variáveis contínuas com distribuição normal e não-normal, respectivamente; as variáveis categóricas serão descritas como frequência (%).

Análise de correlação: Análise bivariada será utilizada para explorar a correlação entre as variáveis de interesse e não para seleção das variáveis a comporem os modelos finais (Heinze; Dunkler, 2017). O coeficiente de correlação de Pearson ou Spearman será utilizado para análise da correlação entre as variáveis quantitativas de desfecho com distribuição normal ou não-normal, respectivamente.

Análise explanatória: Todas as variáveis dependentes serão forçadas no modelo como um conjunto inicial dado que sua associação à estabilidade postural foi evidenciada em estudos anteriores (*background knowledge*). Serão testados modelos de regressão linear múltipla considerando as variáveis posturográficas como variáveis dependentes e características sociodemográficas e clínicas como variáveis independentes.

Análise de desempenho do modelo: Serão utilizados os pacotes *performance* (<https://cran.r-project.org/web/packages/performance/index.html>) e *predRupdate* (<https://cran.r-project.org/web/packages/predRupdate/index.html>). O pacote ‘*predRupdate*’ permitirá avaliar o desempenho preditivo de modelos já desenvolvidos, utilizando informações como coeficientes e um novo conjunto de dados, além de oferecer métodos de atualização que ajustam o modelo à nova base. O pacote ‘*performance*’ fornecerá utilitários para calcular medidas de qualidade do modelo, como R-quadrado, coeficiente de correlação intraclasse, erro quadrático médio, e funções para verificar problemas como sobredispersão e singularidade em uma ampla gama de modelos de regressão.

2.5.5 Disponibilidade e acesso aos dados

O banco de dados será disponibilizado na íntegra, após a desidentificação dos participantes, via plataformas digitais como material anexo às submissões.

2.5.6 Adequação à Lei Geral de Proteção de Dados

O presente projeto de dissertação está em consonância com os princípios e normas da Lei Geral de Proteção de Dados Pessoais (LGPD), Lei nº 13.709/2018.

2.6 Orçamento e apoio financeiro

Este estudo é financiado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código Financeiro 001 e processos No. 88881.708719/2022-01 e No. 88887.708718/2022-00), Fundação Carlos Chagas Filho de Apoio à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ, No. E-26/211.104/2021; E- E-26/200.830/2024) e do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq, Processos 315453/2021-4 e 408494/2023-9).

Quadro 1: Apoio financeiro.

CNPJ	Nome	Tipo de Apoio financeiro	E-mail	Telefone
00889834/0001-08	CAPES	Bolsa	prosup@capes.gov.br	(061) 2022-6250

2.7 Orçamento

Quadro 2: Detalhamento do orçamento.

Identificação do orçamento	Tipo	Valor (R\$)
Material para impressão	Custeio	R\$ 500,00
Computador	Material permanente	R\$ 3.000,00
	Total em R\$	R\$ 3.500,00

2.8 Cronograma

Quadro 3: Cronograma de execução.

	ETAPA	INÍCIO	FIM
Projeto de	Elaboração do projeto de pesquisa	04/2023	10/2023
	Exame de Qualificação	10/2024	10/2024
Coleta de Dados	Treinamento dos procedimentos e/ou estudo piloto	11/2024	12/2024
	Modelagem do banco de dados	04/2023	04/2023
	Coleta e tabulação de dados	04/2023	04/2023
	Análise dos dados	05/2025	09/2025
	Elaboração de manuscrito	05/2025	09/2025
Produção	Elaboração do trabalho de conclusão	09/2025	09/2025
	Exame de Defesa	09/2025	09/2025
	Submissão de manuscrito (resultados)	09/2025	09/2025
	Elaboração de mídias para disseminação	09/2025	09/2025
	Entrega da versão final do trabalho de conclusão	09/2025	09/2025

Referências

ALBERTSEN, Inke Marie *et al.* Postural stability in young healthy subjects – Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 33, p. 27–33, 1 abr. 2017.

ALONSO, Angélica Castilho *et al.* The influence of anthropometric factors on postural balance: The relationship between body composition and posturographic measurements in young adults. **Clinics**, v. 67, n. 12, p. 1433–1441, dez. 2012.

ALTMAN, D. G.; BLAND, J. M. Measurement in Medicine : the Analysis of Method Comparison Studies. **Statistician**, v. 32, n. July 1981, p. 307–317, 1983.

BLAND, J. Martin *et al.* Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **International Journal of Nursing Studies**, v. 47, n. 8, p. 931–936, 2010.

BŁASZCZYK, Janusz W. *et al.* Effects of excessive body weight on postural control. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 9, p. 1295–1300, 19 jun. 2009.

BRASIL. **Agenda de Prioridades de Pesquisa do Ministério da Saúde**. Brasília: [S.n.].

BRASIL *et al.* **Agenda de Prioridades de Pesquisa do Ministério da Saúde APPMS**. Brasília: [S.n.].

CHIARI, Lorenzo; ROCCHI, Laura; CAPPELLO, Angelo. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 9–10, p. 666–677, 2002.

CIEZA, Alarcos *et al.* Global estimates of the need for rehabilitation based on the Global Burden of Disease study 2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. **The Lancet**, v. 396, n. 10267, p. 2006–2017, dez. 2020.

COLLINS, Gary S. *et al.* External validation of multivariable prediction models: a systematic review of methodological conduct and reporting. **BMC Medical Research Methodology**, v. 14, n. 1, p. 40, 2014.

COLLINS, Gary S. *et al.* Transparent reporting of a multivariable prediction model for individual prognosis or diagnosis (TRIPOD): The TRIPOD Statement. **BMC Medicine**, v. 13, n. 1, p. 1–10, 2015.

COLLINS, Gary S. *et al.* Evaluation of clinical prediction models (part 1): from development to external validation. **BMJ (Clinical research ed.)**, v. 384, n. part 1, p. e074819, 2024.

CORNILLEAU-PÉRÈS, V. *et al.* Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: Methodology and reliability. **Gait and Posture**, v. 22, n. 2, p. 96–106, out. 2005.

CZAPROWSKI, Dariusz *et al.* Non-structural misalignments of body posture in the sagittal plane. **Scoliosis and Spinal Disorders**, v. 13, n. 1, p. 6, 5 dez. 2018.

DA SILVA, Paulo José Guimarães; NADAL, Jurandir; INFANTOSI, Antonio Fernando Catelli. Avaliando a importância da visão nas oscilações posturais utilizando o quociente de Romberg da velocidade do centro de pressão. **Revista Brasileira de Engenharia Biomedica**, v. 28, n. 4, p. 319–326, dez. 2012.

DU PASQUIER, R. A. *et al.* The effect of aging on postural stability: A cross sectional and longitudinal study. **Neurophysiologie Clinique**, v. 33, n. 5, p. 213–218, 2003.

DUARTE, Marcos; FREITAS, S. M. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 183–192, 2010.

FARENC, I.; ROUGIER, P.; BERGER, L. The influence of gender and body characteristics on upright stance. **Annals of Human Biology**, v. 30, n. 3, p. 279–294, maio 2003.

GIL, André Wilson de Oliveira *et al.* Comparação do controle postural em cinco tarefas de equilíbrio e a relação dos riscos de quedas entre idosas e adultas jovens. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 24, n. 2, p. 120–126, jun. 2017.

HARTIG, Florian; LOHSE, Lukas; LEITE, Melina de Souza. Package “DHARMA”. [S.l.: S.n.]. Disponível em: <<https://github.com/florianhartig/DHARMA/issues>>.

HEINZE, Georg; DUNKLER, Daniela. Five myths about variable selection. **Transplant International**, v. 30, n. 1, p. 6–10, 2017.

HEINZE, Georg; WALLISCH, Christine; DUNKLER, Daniela. Variable selection – A review and recommendations for the practicing statistician. **Biometrical Journal**, v. 60, n. 3, p. 431–449, 2018.

HIDALGO, Bertha; GOODMAN, Melody. Multivariate or multivariable regression? **American Journal of Public Health**, v. 103, n. 1, p. 39–40, 2013.

HORAK, Fay B. Clinical measurement of postural control in adults. **Physical Therapy**, v. 67, n. 12, p. 1881–1885, 1 dez. 1987.

HORAK, Fay B.; MACPHERSON, Jane M. Postural Orientation and Equilibrium. In: **Comprehensive Physiology**. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2011.

HUE, Olivier et al. Body weight is a strong predictor of postural stability. **Gait and Posture**, v. 26, n. 1, p. 32–38, jun. 2007.

IVANENKO, Yury; GURFINKEL, Victor S. **Human postural control. Frontiers in Neuroscience**. Frontiers Media S.A., , 20 mar. 2018.

KAPTEYN, T. S. et al. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. **Agressologie: revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquées aux effets de l'agression**, v. 24, n. 7, p. 321–326, 1983.

KIRBY, R. L.; PRICE, N. A.; MACLEOD, D. A. The influence of foot position on standing balance. **Journal of Biomechanics**, v. 20, n. 4, p. 423–427, jan. 1987.

KOLLECKER, Harald *et al.* Spontaneous Body Sway as a Function of Sex, Age, and Vision: Posturographic Study in 30 Healthy Adults. **European Neurology**, v. 32, n. 5, p. 253–259, 1992.

KU, P. X. *et al.* Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 9, p. 1638–1642, 1 jun. 2012.

LÁZARO, M. *et al.* Postural stability in the elderly: Fallers versus non-fallers. **European Geriatric Medicine**, v. 2, n. 1, p. 1–5, fev. 2011.

LIANG, Huey-Wen *et al.* Fall risk classification with posturographic parameters in community-dwelling older adults: a machine learning and explainable artificial intelligence approach. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 21, n. 1, p. 15, 29 jan. 2024.

LIAO, Fang-Yin *et al.* Analysis of Center of Pressure Signals by Using Decision Tree and Empirical Mode Decomposition to Predict Falls among Older Adults. **Journal of Healthcare Engineering**, v. 2021, p. 1–10, 25 nov. 2021.

LIMA, Juliana da Silva *et al.* Costs of hospital admission authorizations due to falls among older people in the Brazilian National Health System, Brazil, 2000-2020: a descriptive study. **Epidemiologia e Servicos de Saude**, v. 31, n. 1, 2022.

LIN, Chia-Cheng *et al.* Test-retest reliability of postural stability on two different foam pads. **Journal of nature and science**, v. 1, n. 2, p. e43, 2015.

LÜDECKE, Daniel *et al.* performance: An R Package for Assessment, Comparison and Testing of Statistical Models. **Journal of Open Source Software**, v. 6, n. 60, p. 3139, 21 abr. 2021.

MAHBOOBIN, Arash *et al.* A mechanism for sensory re-weighting in postural control. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 47, n. 9, p. 921–929, 2009.

MARTIN, Glen P. **Package ‘predRupdate’**. **Statistical Methods in Medical Research**, 2023. Disponível em: <<https://cran.r-project.org/web/packages/predRupdate/index.html>>. Acesso em: 2 set. 2025

MOUZAT, Arnaud; DABONNEVILLE, Michel; BERTRAND, Pierre. The effect of feet position on orthostatic posture in a female sample group. **Neuroscience Letters**, v. 365, n. 2, p. 79–82, 22 jul. 2004.

OLIVEIRA, L. F.; SIMPSON, D. M.; NADAL, J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. **Physiol Meas**, v. 17, n. 4, p. 305–312, 1996.

PATEL, M. et al. The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. **Gait and Posture**, v. 28, n. 4, p. 649–656, nov. 2008.

PENNONE, Juliana et al. Fall prediction in a quiet standing balance test via machine learning: Is it possible? **PLOS ONE**, v. 19, n. 4, p. e0296355, 16 abr. 2024.

PORTELA, Fellipe M.; FERREIRA, Arthur S. Kinematic mapping reveals different spatial distributions of center of pressure high-speed regions under somatosensory loss. **Journal of Motor Behavior**, v. 46, n. 5, p. 369–379, 2014.

PORTELA, Fellipe Machado; RODRIGUES, Erika Carvalho; SÁ FERREIRA, Arthur De. A critical review of position-and velocity-based concepts of postural control during upright stance. **Human Movement**, v. 15, n. 4, p. 227–233, 2014.

QUIJOUX, Flavien et al. Center of pressure displacement characteristics differentiate fall risk in older people: A systematic review with meta-analysis. **Ageing Research Reviews**, v. 62, p. 101117, 1 set. 2020.

QUITSCHAL, Rafaela Maia et al. Evaluation of postural control in unilateral vestibular hypofunction. **Brazilian Journal of Otorhinolaryngology**, v. 80, n. 4, p. 339–345, jul. 2014.

RAYMAKERS, J. A.; SAMSON, M. M.; VERHAAR, H. J. J. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). **Gait and Posture**, v. 21, n. 1, p. 48–58, 2005.

RILEY, Richard D. et al. Evaluation of clinical prediction models (part 3): calculating the sample size required for an external validation study. n. part 3, 2024.

ROMAN-LIU, Danuta. **Age-related changes in the range and velocity of postural sway.** Archives of Gerontology and Geriatrics Elsevier Ireland Ltd, , 1 jul. 2018a.

ROMAN-LIU, Danuta. **Age-related changes in the range and velocity of postural sway.** Archives of Gerontology and Geriatrics Elsevier Ireland Ltd, , 1 jul. 2018b.

RUHE, Alexander; FEJER, René; WALKER, Bruce. The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions - A systematic review of the literature. **Gait and Posture**, v. 32, n. 4, p. 436–445, 2010.

SANTOS, Damiana A.; DUARTE, Marcos. A public data set of human balance evaluations. **PeerJ**, v. 4, p. e2648, 2 nov. 2016.

SANTOS, Luis Eduardo *et al.* The Importance of Physical Therapy in the Evaluation of Fall Prevention Programs in Older Adults. v. 40, n. 1, p. 83–92, 2024.

ŠARABON, Nejc; KOZINC, Žiga; MARKOVIĆ, Goran. Effects of age, sex and task on postural sway during quiet stance. **Gait and Posture**, v. 92, p. 60–64, 1 fev. 2022.

SHMUELI, Galit. To Explain or To Predict? **SSRN Electronic Journal**, v. 25, n. 3, p. 289–310, 2010.

TANAKA, H. *et al.* The effects of visual input on postural control mechanisms: an analysis of center-of-pressure trajectories using the auto-regressive model. **Journal of human ergology**, v. 29, n. 1–2, p. 15–25, 2000.

TANAKA, Hideyuki; NAKASHIZUKA, Makoto; UETAKE, Teruo. **THE EFFECTS OF VISUAL INPUT ON POSTURAL CONTROL MECHANISMS: AN ANALYSIS OF CENTER-OF-PRESSURE TRAJECTORIES USING THE AUTO-REGRESSIVE MODEL**. Human Ergol. [S.I.: S.n.].

TANAKA, Hideyuki; UETAKE, Teruo. Characteristics of postural sway in older adults standing on a soft surface. **Journal of human ergology**, v. 34, n. 1–2, p. 35–40, 2005.

VIEIRA, Taian de Mello Martins; OLIVEIRA, Liliam Fernandes de; NADAL, Jurandir. An overview of age-related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 6, dez. 2009.

PARTE II – PRODUÇÃO INTELECTUAL

Contextualização da Produção

Quadro 4: Declaração de desvios de projeto original.

Declaração dos Autores	Sim	Não
A produção intelectual contém desvios substantivos do <u>tema proposto</u> no projeto de pesquisa?		X
<i>Justificativas e Modificações</i>		
A produção intelectual contém desvios substantivos do <u>delineamento do projeto</u> de pesquisa?		X
<i>Justificativas e Modificações</i>		
A produção intelectual contém desvios substantivos dos <u>procedimentos de coleta e análise de dados</u> do projeto de pesquisa?		X
<i>Justificativas e Modificações</i>		

Disseminação da Produção

1. Encontro de Pesquisa e Iniciação Científica (RJ, 2023)

EPIC Encontro de Pesquisa e Iniciação Científica Inovação e Desenvolvimento Sustentável do Trabalho Humano

17 e 18 de Maio de 2023

DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE UM MODELO PREDITIVO DA ESTABILIDADE POSTURAL POR PLATAFORMA DE FORÇA

João Pedro Almeida¹, Ingrid Castro², Beatriz Borges², Fabio Anjos¹, Igor Jesus¹, Thiago Lemos¹, Arthur Ferreira¹

¹Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação; ²Graduação em Fisioterapia

Introdução

O controle da estabilidade da postural é um aspecto fundamental das atividades de vida diária, prática esportiva e de fato todas as outras ações motoras estáticas ou dinâmicas. Alterações da estabilidade postural têm grande efeito limitador na realização de atividades de vida diária, particularmente em idosos, estando também associadas com menor autonomia social, maior predisposição a quedas e fraturas, imobilidade, medo de cair de novo e altos custos para o sistema de saúde (WHO, 2001).

O controle da estabilidade postural pode ser analisado utilizando-se uma plataforma de força; para esta avaliação, a posturografia é considerada como método padrão-ouro (DUARTE; FREITAS, 2010; SANTOS; DUARTE, 2016). As mensurações do controle postural geralmente compreendem a quantificação do balanço corporal por meio do registro do centro de pressão (COP). Sabe-se há muito que a estabilidade postural está associada a diversos fatores individuais e metodológicos (DUARTE; FREITAS, 2010; RUHE; FEJER; WALKER, 2010; SANTOS; DUARTE, 2016). Dentre os fatores individuais mais pesquisados destacam-se a idade (DU PASQUIER et al., 2003), características antropométricas – ex.: altura e massa corporal (KU et al., 2012) –, sexo (ALONSO et al., 2012) e risco e/ou histórico de quedas (ALMEIDA et al., 2011). Dentre os fatores metodológicos destacam-se as condições de teste tais como disponibilidade de informação visual (TANAKA et al., 2000), largura da base de suporte (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002) e superfície (PATEL et al., 2008), (TANAKA; UETAKE, 2005).

Objetivos

Desenvolver e validar modelos explanatórios do deslocamento corporal baseados em características pessoais e metodológicos da posturografia para adultos saudáveis.

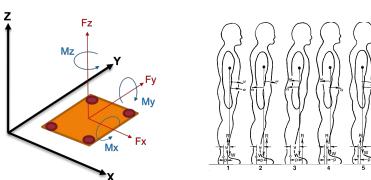


Figura 1: Esquema da plataforma de força e do balanço corporal na postura ortostática.

Métodos

Para desenvolvimento do modelo foi utilizado um conjunto de dados posturográficos disponibilizados em banco de dados de 146 participantes (idade 46 ± 23 anos, 104 mulheres) cujos sinais foram obtidos em três tentativas de 60 s, caracterizadas pela combinação de condições visão (“olhos abertos” ou “olhos fechados”) e superfície (“firme ou espuma”) (SANTOS; DUARTE, 2016).

Para a validação do modelo foi utilizado um conjunto de dados posturográficos obtidos em banco de dados 94 jovens saudáveis (idade 28 ± 6 anos 58 mulheres) cujos sinais do centro de pressão foram obtidos em 60 s usando uma plataforma de força. Os dados consistiam em sinais do centro de pressão (coordenadas AP e ML) obtidos durante condições caracterizadas por apoio (pés afastados; pés juntos), visão (olhos abertos; olhos fechados) e tarefas sensoriomotoras (simples; duplas) (ALBERTSEN et al., 2017).

2. XX Semana Internacional de Pesquisa, Extensão e Inovação (RJ, 2023)



QUE FATORES AFETAM O CONTROLE POSTURAL? REVISÃO DE LITERATURA

Beatriz Borges¹, Ingrid Castro¹, João Pedro Almeida², Fabio Anjos², Igor Jesus², Thiago Lemos², Arthur Ferreira²

¹Graduação em Fisioterapia; ²Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação

Introdução

Controle postural é a capacidade de conseguir estabilidade em diferentes posições corporais no espaço mantendo uma orientação vertical durante ações motoras da vida diária.

Fatores condicionantes:

- Idade
- Histórico de quedas
- Tarefa
- Entrada visual
- Condições de testes

Idosos são um grupo de interesse por estarem mais sujeitos a uma confluência desses fatores

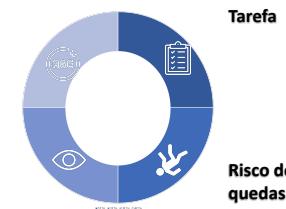
Riscos do desequilíbrio postural:

- Menor independência funcional
- Alto risco de quedas
- Lesões decorrentes das quedas
- Mortalidade relacionados às quedas
- Altos custos ao sistema de saúde

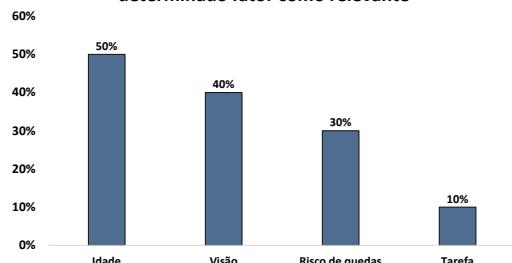
Métodos:

- Revisão de literatura
- Artigos publicados nos principais periódicos nacionais e internacionais
- Artigos publicados entre 2000 e 2017
- Descritores: controle postural, oscilação postural, visão, idade, tarefa, risco de quedas
- Total de 10 artigos revisados

Resultados



Revisão da literatura: Porcentagem de artigos que citam determinado fator como relevante



Conclusão

Os fatores quando analisados sob os parâmetros de estabilometria informam a confluência desses fatores e sua relevância individual para a oscilação postural, porém os fatores apresentados neste estudo não são os únicos, há outros fatores que interferem no controle postural e permitem outras associações. Dessa forma, permitem oportunidade de investigar variáveis adicionais de interesse tanto para pesquisa ou prática clínica.





Aprimoramento de Protocolos de Avaliação Postural e do Equilíbrio: Revisão de literatura

Ingrid Castro¹, Beatriz Borges¹, João Pedro Almeida², Fabio Anjos², Igor Jesus², Thiago

Lemos², Arthur Ferreira²

¹Graduação em Fisioterapia; ²Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação

Introdução

A postura corporal humana representa uma variável multifacetada e constante durante a execução das atividades cotidianas, tais como locomoção, deslocamento e manipulação de objetos, enquanto a permanência na posição ortostática pode induzir flutuações no estado de equilíbrio. Para manter o equilíbrio, o corpo humano depende da interação coordenada do centro de gravidade.

Objetivo

Identificar os fatores associados ao equilíbrio postural que permitam uma avaliação mais precisa e padronizada da estabilidade postural, contribuindo para um melhor entendimento dos mecanismos subjacentes ao equilíbrio corporal em condições de saúde.

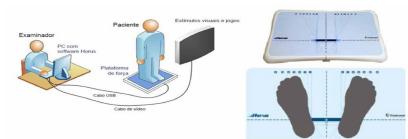


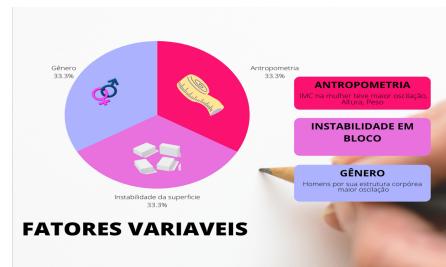
Figura 1 Coeficiente de Chonbach, Spearman-Brown e IVC - Validade de Conteúdo

Métodos

Realizamos uma análise abrangente por meio de revisão literária, incluindo avaliações da oscilação de equilíbrio em indivíduos saudáveis, empregando uma plataforma de força como instrumento de medida.

Resultados

A estabilidade de um indivíduo é suscetível a influências de diversos fatores, incluindo características antropométricas como peso, altura e índice de massa corporal (Albertsen et al., 2017; Awo Gil, 2017; Chiari et al., 2002; Ku et al., 2012), a natureza da superfície de apoio (Lin et al., 2015; Patel et al., 2008; Raymakers et al., 2001; Santos e Duarte, 2011), bem como fatores como o sexo (Alonso et al., 2011; Awo Gil, 2017; Farenc et al., 2003; Sarabona et al., 2022).



Conclusões

Esses resultados têm o potencial de aprimorar tanto a pesquisa clínica quanto as práticas de intervenção em áreas relacionadas à fisioterapia, medicina esportiva e reabilitação, promovendo uma abordagem mais informada e personalizada na manutenção da saúde postural.





DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE UM MODELO PREDITIVO DA ESTABILIDADE POSTURAL POR PLATAFORMA DE FORÇA

João Pedro Almeida¹, Ingrid Castro², Beatriz Borges², Fabio Anjos¹, Igor Jesus¹, Thiago Lemos¹, Arthur Ferreira¹

¹Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação; ²Graduação em Fisioterapia

Introdução

O controle da estabilidade da postural é um aspecto fundamental das atividades de vida diária, prática esportiva e de fato todas as outras ações motoras estáticas ou dinâmicas. Alterações da estabilidade postural têm grande efeito limitador na realização de atividades de vida diária, particularmente em idosos, estando também associadas com menor autonomia social, maior predisposição a quedas e fraturas, imobilidade, medo de cair de novo e altos custos para o sistema de saúde (WHO, 2001).

O controle da estabilidade postural pode ser analisado utilizando-se uma plataforma de força; para esta avaliação, a posturografia é considerada como método padrão-ouro (DUARTE; FREITAS, 2010; SANTOS; DUARTE, 2016). As mensurações do controle postural geralmente compreendem a quantificação do balanço corporal por meio do registro do centro de pressão (COP). Sabe-se há muito que a estabilidade postural está associada a diversos fatores individuais e metodológicos (DUARTE; FREITAS, 2010; RUHE; FEJER; WALKER, 2010; SANTOS; DUARTE, 2016). Dentre os fatores individuais mais pesquisados destacam-se a idade (DU PASQUIER et al., 2003), características antropométricas – ex.: altura e massa corporal (KU et al., 2012) –, sexo (ALONSO et al., 2012) e risco e/ou histórico de quedas (ALMEIDA et al., 2011). Dentre os fatores metodológicos destacam-se as condições de teste tais como disponibilidade de informação visual (TANAKA et al., 2000), largura da base de suporte (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002) e superfície (PATEL et al., 2008), (TANAKA; UETAKE, 2005).

Objetivos

Desenvolver e validar modelos explanatórios do deslocamento corporal baseados em características pessoais e metodológicos da posturografia para adultos saudáveis.

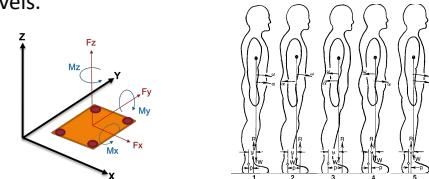


Figura 1: Esquema da plataforma de força e do balanço corporal na postura ortostática.

Métodos

Para desenvolvimento do modelo foi utilizado um conjunto de dados posturográficos disponibilizados em banco de dados de 146 participantes (idade 46 ± 23 anos, 104 mulheres) cujos sinais foram obtidos em três tentativas de 60 s, caracterizadas pela combinação de condições visão (“olhos abertos” ou “olhos fechados”) e superfície (“firme ou espuma”) (SANTOS; DUARTE, 2016).

Para a validação do modelo foi utilizado um conjunto de dados posturográficos obtidos em banco de dados 94 jovens saudáveis (idade 28 ± 6 anos 58 mulheres) cujos sinais do centro de pressão foram obtidos em 60 s usando uma plataforma de força. Os dados consistiam em sinais do centro de pressão (coordenadas AP e ML) obtidos durante condições caracterizadas por: Apoio, visão e tarefas (ALBERTSEN et al., 2017).



3. IX Congresso internacional de La Red Accinet (RJ, 2024)



MODELO PREDITIVO DA ESTABILIDADE POSTURAL POR PLATAFORMA DE FORÇA: ANÁLISE PRELIMINAR

João Pedro Almeida¹, Ingrid Castro², Brenda Santos², Larissa Siqueira², Fabio Anjos¹, Igor Ramathur¹, Thiago Lemos¹, Arthur Ferreira¹

¹Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências da Reabilitação, Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM)
²Curso de Fisioterapia, Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM)

INTRODUÇÃO

O controle da estabilidade postural pode ser analisado utilizando-se uma plataforma de força; para esta avaliação, a posturografia é considerada como método padrão-ouro (DUARTE; FREITAS, 2010; SANTOS; DUARTE, 2016). As mensurações do controle postural geralmente compreendem a quantificação do balanço corporal por meio do registro do centro de pressão (COP). Sabe-se há muito que a estabilidade postural está associada a diversos fatores individuais e metodológicos (DUARTE; FREITAS, 2010; RUHE; FEJER; WALKER, 2010; SANTOS; DUARTE, 2016). Dentre os fatores individuais mais pesquisados destacam-se a idade (DU PASQUIER et al., 2003), características antropométricas – estatura e massa corporal (KU et al., 2012) – e sexo (ALONSO et al., 2012). Dentre os fatores metodológicos destacam-se as condições de teste tais como disponibilidade de informação visual (TANAKA et al., 2000), largura da base de suporte (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002) e superfície (PATEL et al., 2008; TANAKA; UETAKE, 2005).

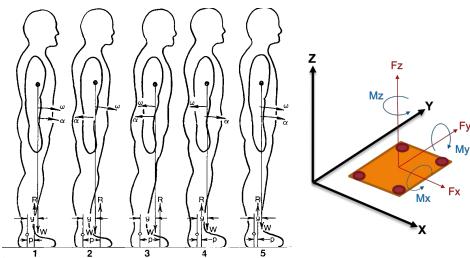


Figura 1: Esquerda: Esquema do balanço corporal anteroposterior. Direita: Representação das forças e momentos de força na plataforma.

OBJETIVOS

Desenvolver e validar modelos explanatórios do deslocamento corporal baseados em características pessoais e metodológicos da posturografia para adultos saudáveis.

MÉTODOS

Para desenvolvimento do modelo foi utilizado um conjunto de dados posturográficos disponibilizados em banco de dados de 146 participantes (idade 46 ± 23 anos, 104 mulheres, massa corporal 62 ± 8 kg) cujos sinais foram obtidos em três tentativas de 60s, caracterizadas pela combinação de condições visão ("olhos abertos" ou "olhos fechados") e superfície ("firme ou espuma") (SANTOS; DUARTE, 2016).

RESULTADOS

As seguintes equações foram desenvolvidas para previsão da área elíptica e velocidade de deslocamento do COP (R^2 ajustado = 0,823 e 0,845, respectivamente):

$$V_{avg} = 1,204S + 0,149V + 0,085G + 0,008I + 0,005E + 0,005MC - 1,705$$

$$A_e = 4,450S + 0,235V + 0,020G + 0,020I + 0,026E + 0,028MC - 9,414$$

S (firme = 0, espuma = 1), V (olhos abertos = 0, fechados = 1), G (feminino = 0, masculino = 1), I (anos), E (cm), MC (kg)

CONCLUSÃO

Os modelos apresentam boa qualidade de ajuste para previsão da área e velocidade de deslocamento do COP utilizando as condições de teste (superfície, visão) e pessoais (gênero, idade, estatura, massa corporal). Estudos são necessários para validação externa e calibração das equações propostas.

REFERÊNCIAS

- ALONSO, A. et al. The influence of anthropometric factors on postural balance: the relationship between body composition and posturographic measurements in young adults. *Clinics*, v. 67, n. 12, p. 1433–1441, 2012.
- CHIARI, L.; ROCCHI, L.; CAPPELLO, A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics*, v. 17, n. 9–10, p. 666–677, 2002.
- DU PASQUIER, R. A. et al. The effect of aging on postural stability: A cross sectional and longitudinal study. *Neurophysiologie Clinique*, v. 33, n. 5, p. 213–218, 2003.
- DUARTE, M.; FREITAS, S. M. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 14, n. 3, p. 193–192, 2010.
- PATEL, M. et al. The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Gait and Posture*, v. 28, n. 4, p. 649–656, 2008.
- RUHE, A.; FEJER, R.; WALKER, B. The test-retest reliability of centre of pressure measures in bimanual static task conditions - A systematic review of the literature. *Gait and Posture*, v. 32, n. 4, p. 436–445, 2010.
- SANTOS, D. A.; DUARTE, M. A public data set of human balance evaluations. *PeerJ*, v. 4, p. e2648, 2 nov. 2016.
- TANAKA, H. et al. The effects of visual input on postural control mechanisms: an analysis of center-of-pressure trajectories using the auto-regressive model. *Journal of human ergology*, v. 29, n. 1–2, p. 15–25, 2000.
- TANAKA, H.; UETAKE, T. Characteristics of postural sway in older adults standing on a soft surface. *Journal of human ergology*, v. 34, n. 1–2, p. 35–40, 2005.

**IX CONGRESSO
INTERNACIONAL
DA REDE ACINNET**



CERTIFICADO

O Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM) certifica que Arthur de Sá Ferreira; Brenda Mesquita dos Santos; Larissa Siqueira Xarão; Ingrid Vitória Castro Salvino Gomes ministraram a palestra com o tema “Desenvolvimento e validação de modelos explanatórios da estabilidade postural na postura ortostática” no **IX Congresso Internacional da Rede ACINNET** “Justiça Social e Desenvolvimento Sustentável”. Realizado nos dias 12 e 13 de junho de 2024 no Campus Bonsucesso – Rio de Janeiro – Brasil.

Carga horária: 20 horas

Rio de Janeiro, 12 de junho de 2024.



Arapuan Netto
Reitor UNISUAM

4. 2º Simpósio Internacional de Prevenção de Quedas em Pessoas Idosas (SP, 2024)



Manuscrito(s) para Submissão

NOTA SOBRE MANUSCRITOS PARA SUBMISSÃO

Este arquivo contém manuscrito(s) a ser(em) submetido(s) para publicação para revisão por pares interna. O conteúdo possui uma formatação preliminar considerando as instruções para os autores do periódico-alvo. A divulgação do(s) manuscrito(s) neste documento antes da revisão por pares permite a leitura e discussão sobre as descobertas imediatamente. Entretanto, o(s) manuscrito(s) deste documento não foram finalizados pelos autores; podem conter erros; relatar informações que ainda não foram aceitas ou endossadas de qualquer forma pela comunidade científica; e figuras e tabelas poderão ser revisadas antes da publicação do manuscrito em sua forma final. Qualquer menção ao conteúdo deste(s) manuscrito(s) deve considerar essas informações ao discutir os achados deste trabalho.

3.1 Multivariable Prediction of Postural Sway: Development and Internal Validation of Mixed-Effects Models for COP Velocity and Sway Area

3.1.1 Contribuição dos autores do manuscrito para submissão #1

Iniciais dos autores, em ordem:	JPDA	IVCSG	BMS	IRTJ	FVA	TL	ASF
Concepção							X
Métodos	X			X	X	X	X
Programação							X
Validação				X	X	X	X
Análise formal							X
Investigação	X	X	X				
Recursos							X
Manejo dos dados	X	X	X				X
Redação do rascunho	X			X	X	X	
Revisão e edição				X	X	X	X
Visualização	X						X
Supervisão							X
Administração do projeto	X						X
Obtenção de financiamento							X

Contributor Roles Taxonomy (CRediT)³

³ Detalhes dos critérios em: <https://doi.org/10.1087/20150211>

De: Gait & Posture em@editorialmanager.com
Assunto: GAIPOS-D-25-01332 - Confirming your submission to Gait & Posture
Data: 30 de novembro de 2025 às 12:35
Para: Arthur Sá Ferreira arthur_sf@icloud.com

This is an automated message.

Multivariable Prediction of Postural Sway: Development and Internal Validation of Mixed-Effects Models for COP Velocity and Sway Area

Dear Dr Ferreira,

We have received the above referenced manuscript you submitted to Gait & Posture. It has been assigned the following manuscript number: **GAIPOS-D-25-01332**.

To track the status of your manuscript, please log in as an author at <https://www.editorialmanager.com/gaipos/>, and navigate to the "Submissions Being Processed" folder.

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,
Gait & Posture

FAQ: How can I reset a forgotten password?
https://service.elsevier.com/app/answers/detail/a_id/28452/suporthub/publishing/
For further assistance, please visit our customer service site:
<https://service.elsevier.com/app/home/suporthub/publishing/>
Here you can search for solutions on a range of topics, find answers to frequently asked questions, and learn more about Editorial Manager via interactive tutorials. You can also talk 24/7 to our customer support team by phone and 24/7 by live chat and email

This journal uses the Elsevier Article Transfer Service. This means that if an editor feels your manuscript is more suitable for an alternative journal, then you might be asked to consider transferring the manuscript to such a journal. The recommendation might be provided by a Journal Editor, a dedicated Scientific Managing Editor, a tool assisted recommendation, or a combination. For more details see the journal guide for authors.

At Elsevier, we want to help all our authors to stay safe when publishing. Please be aware of fraudulent messages requesting money in return for the publication of your paper. If you are publishing open access with Elsevier, bear in mind that we will never request payment before the paper has been accepted. We have prepared some guidelines (<https://www.elsevier.com/connect/authors-update/seven-top-tips-on-stopping-apc-scams>) that you may find helpful, including a short video on Identifying fake acceptance letters (<https://www.youtube.com/watch?v=o5l8thD9XtE>). Please remember that you can contact Elsevier's Researcher Support team (<https://service.elsevier.com/app/home/suporthub/publishing/>) at any time if you have questions about your manuscript, and you can log into Editorial Manager to check the status of your manuscript (https://service.elsevier.com/app/answers/detail/a_id/29155/c/10530/suporthub/publishing/kw/status/).

#AU_GAIPOS#

To ensure this email reaches the intended recipient, please do not delete the above code

In compliance with data protection regulations, you may request that we remove your personal registration details at any time. ([Remove my information/details](#)). Please contact the publication office if you have any questions.

Multivariable Prediction of Postural Sway: Development and Internal Validation of Mixed-Effects Models for COP Velocity and Sway Area

Authors

João Pedro Delgado de Almeida¹, Ingrid Vitória Castro Salavino Gomes², Brenda Mesquista dos Santos³, Igor Ramathur Telles de Jesus⁴, Fábio Vieira dos Anjos⁵, Thiago Lemos⁶, Arthur de Sá Ferreira⁷

Affiliations

¹Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Centro Universitário Augusto Motta, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, joaodelgado@souunisuam.com.br, ORCID <https://orcid.org/0009-0001-9161-7879>

²Graduação em Fisioterapia, Centro Universitário Augusto Motta, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, ingridgomes@souunisuam.com.br, ORCID <https://orcid.org/0009-0003-2156-7348>

³Graduação em Fisioterapia, Centro Universitário Augusto Motta, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, brendamesquitasantos@souunisuam.com.br, ORCID <https://orcid.org/0009-0003-2519-1229>

⁴Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Centro Universitário Augusto Motta, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, ijesus@souunisuam.com.br, ORCID <https://orcid.org/0000-0002-9031-5609>

⁵Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Centro Universitário Augusto Motta, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, fabioanjos@souunisuam.com.br, ORCID <https://orcid.org/0000-0002-3966-2509>

⁶Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Centro Universitário Augusto Motta, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, thiago.lemos@souunisuam.com.br, ORCID <https://orcid.org/0000-0002-6657-5689>

⁷Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Centro Universitário Augusto Motta, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, arthurde@souunisuam.com.br, ORCID <https://orcid.org/0000-0001-7014-2002>

Corresponding author

Arthur de Sá Ferreira, MSc, DSc, Rua Dona Isabel 94, Bonsucesso, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, CEP 21032-060, arthurde@souunisuam.com.br

Conflicts of Interest Statement

The authors have no conflicts of interest to declare.

Funding

This study was supported by the Fundação Carlos Chagas Filho de Apoio à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ, No. E-26/211.104/2021, E-26/204.369/2024, E-26/200.830/2024), Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal (CAPES, Finance Code 001; No. 88881.708719/2022-01, and No. 88887.708718/2022-00), and Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq, No. 315453/2021-4, 311827/2025-0).

Highlights

- Multivariable models robustly predict COP velocity
- COP velocity model showed strong internal validity and calibration
- COP area requires methodological refinement for clinic use
- Foam surface and visual deprivation were the strongest predictors
- Age had a robust effect; sex/weight had little influence

Abstract

Introduction: Although many determinants of balance have been examined, few studies have integrated task-related and personal characteristics into internally validated multivariable prediction models.

Objective: To develop and internally validate mixed-effects models predicting center-of-pressure (COP) 95% elliptical area and mean COP velocity in healthy adults based on personal and experimental factors.

Methods: Secondary analysis of a public dataset with 163 adults performing twelve 60-s posturography trials under randomized conditions (firm/foam surface; eyes open/closed). Predictors included age, sex, body height, body weight, vision, surface, and base of support. Linear mixed-effects models were developed in participants without fall history ($n=121$) and internally validated in those with ≥ 1 fall ($n=42$). Performance was evaluated using marginal and conditional R^2 , root mean square error (RMSE), calibration slope/intercept, and limits-of-agreement analyses.

Results: Foam surface and visual deprivation were the strongest predictors of postural sway, followed by age. Height showed small but statistically significant effects, whereas sex and body mass had little influence. COP velocity model demonstrated strong explanatory and predictive performance (marginal $R^2=0.821$; conditional $R^2=0.925$; validation $R^2=0.688$; RMSE=0.832). Calibration slope (1.100) and intercept (-0.017) indicated minimal systematic bias. COP area model explained a similar proportion of variance during development (marginal $R^2=0.820$; conditional $R^2=0.894$) but showed weaker validation performance ($R^2=0.501$; RMSE=1.320) and wide limits-of-agreement.

Conclusion: COP velocity can be robustly predicted from personal and task-related factors and demonstrated strong internal validity, supporting its use as a reference

metric in research and clinical assessment. COP area displayed limited generalizability and requires methodological refinement and external validation before clinical application.

Keywords: Accidental Falls; Biomechanic; Postural balance; Rehabilitation; Statistical Models

RASCUNHO

1 Introduction

The ability to maintain postural stability relies on the seamless integration of visual, vestibular, and somatosensory inputs, along with efficient neuromuscular responses (Horak; Macpherson, 2011; Ivanenko; Gurfinkel, 2018). When this control is impaired, the risk of falls increases—a leading cause of injury, hospitalization, and healthcare expenditure among older adults (Lima et al., 2022). Globally, nearly one in three community-dwelling elders experience at least one fall annually, reinforcing the public health importance of accurate assessment tools and targeted preventive strategies (Cieza et al., 2020). Given that physiotherapeutic exercise protocols can reduce fall risk in older individuals (Santos et al., 2024), there is growing interest in methods to assess individualized fall risk more effectively.

Posturography offers an objective means of evaluating balance by measuring center-of-pressure (COP) displacement during quiet stance (Duarte; Freitas, 2010). COP variables—particularly the 95% elliptical area (Oliveira; Simpson; Nadal, 1996) and mean velocity (Kapteyn et al., 1983)—serve as reliable markers of postural steadiness and are sensitive to risk of falling (Portela; Ferreira, 2014; Raymakers; Samson; Verhaar, 2005; Ruhe; Fejer; Walker, 2010). Both personal and experimental factors are known to influence postural sway. Among personal characteristics, older age (Chiari; Rocchi; Cappello, 2002; Du Pasquier et al., 2003; Gil et al., 2017; Kollegger et al., 1992; Raymakers; Samson; Verhaar, 2005; Roman-Liu, 2018a; Šarabon; Kozinc; Marković, 2022; Vieira; Oliveira; Nadal, 2009), male sex (Alonso et al., 2012; Farenc; Rougier; Berger, 2003; Kollegger et al., 1992; Šarabon; Kozinc; Marković, 2022), higher body height (Alonso et al., 2012; Chiari; Rocchi; Cappello, 2002) and body mass (Błaszczyk et al., 2009; Chiari; Rocchi; Cappello, 2002; Hue et al., 2007; Ku et al., 2012) are consistently associated with greater COP displacement

and velocity. Experimental conditions such as visual deprivation (Albertsen et al., 2017; Chiari; Rocchi; Cappello, 2002; Cornilleau-Pérès et al., 2005; Da Silva; Nadal; Infantosi, 2012; Gil et al., 2017; Kollegger et al., 1992; Tanaka et al., 2000), narrowed or unipedal stance (Albertsen et al., 2017; Gil et al., 2017; Kirby; Price; MacLeod, 1987; Mouzat; Dabonneville; Bertrand, 2004), and standing on foam or other compliant surfaces (Cornilleau-Pérès et al., 2005; Lin et al., 2015; Patel et al., 2008; Raymakers; Samson; Verhaar, 2005; Tanaka; Uetake, 2005) also contribute significantly to increased sway. Few studies have integrated these variables into comprehensive, externally validated models.

Systematic reviews show that COP-based posturography has yielded inconsistent results when distinguishing fallers from non-fallers, particularly in community settings (Quijoux et al., 2020). Recent analyses using machine-learning techniques applied to static COP data have reported limited ability to classify individuals based on fall history, even when using many COP-derived parameters (Liao et al., 2021; Pennone et al., 2024). Recent work further indicates that even advanced ML classifiers show only modest performance when applied to COP features alone, reinforcing the need for integrative multivariable approaches (Liang et al., 2024). This gap limits the clinical applicability of current findings and underscores the need for predictive equations capable of synthesizing multiple determinants of postural control in diverse populations.

The present study aimed to develop multivariable mixed-effects models that predict COP 95% elliptical area and mean COP velocity based on readily measured personal characteristics and task-related conditions. Using a large open-access dataset, we derived models in adults without a recent history of falling and performed internal validation in an independent subgroup of fallers. We hypothesized that task-

related sensory and mechanical constraints would be the strongest predictors of postural sway and that models developed in healthy adults would demonstrate acceptable predictive performance when applied to individuals with fall history.

2 Methods

2.1 Study Design

This is secondary data analysis for a development and internal validation study. This manuscript is reported following the Transparent Reporting of a Multivariable Prediction Model for Individual Prognosis or Diagnosis (TRIPOD) guidelines (Collins et al., 2015).

2.2 Source of data

Primary data were obtained from a public dataset (Santos; Duarte, 2016). Briefly, data were collected in a single session per participant. The dataset includes force-platform posturography and associated demographic, anthropometric, and self-reported health data from 163 community-dwelling adults. Each participant completed twelve 60-s trials of quiet bipedal stance under randomized conditions: firm vs. foam surface and eyes open vs. closed. Raw and processed signals are available at PhysioNet (DOI:[10.13026/C2WW2W](https://doi.org/10.13026/C2WW2W)) and Figshare (DOI:[10.6084/m9.figshare.3394432](https://doi.org/10.6084/m9.figshare.3394432)).

The computational methodology followed a fully automated, predictive modeling pipeline implemented entirely in R (version 4.5.1), adhering to a split-sample approach for development and external validation. This automated structure guarantees full reproducibility of the entire analysis from CoP data preprocessing to final statistical reporting. The R codes are available at a public repository (DOI: [10.17632/4n5n5pptsd.1](https://doi.org/10.17632/4n5n5pptsd.1)).

2.3 Participants

Table 1 shows the descriptive characteristics of participants in the development and internal validation samples. For model development, we included 121 (74% of the dataset) participants with no history of falls in the past 12 months (68% women, median age 41 [25–71] years). For internal validation, we used an independent subgroup of 42 (26% of the dataset) participants who reported at least one fall in the past year (81% women, median age 47 [26–68] years). The validation group showed lower median body weight (59 vs. 65 kg, $p = 0.002$) but was otherwise broadly comparable in age distribution, sex, BMI, race/ethnicity, and self-reported functional measures.

PLEASE INSERT TABLE 1 HERE

2.4 Outcomes

COP signals were sampled at 100 Hz, low-pass filtered (10 Hz, fourth-order Butterworth), and processed according to standard formulas (Santos; Duarte, 2016). Primary outcomes were center-of-pressure (COP) 95% elliptical area (cm^2) and mean COP velocity (cm/s) during quiet stance. The ellipse was derived from the principal components of COP trajectories (Oliveira; Simpson; Nadal, 1996), and mean velocity from total path length divided by trial duration (Raymakers; Samson; Verhaar, 2005).

2.5 Predictors

Candidate predictors were selected a priori from the dataset based on established literature: age (years) (Chiari; Rocchi; Cappello, 2002; Du Pasquier et al., 2003; Gil et al., 2017; Kollegger et al., 1992; Raymakers; Samson; Verhaar, 2005; Roman-Liu,

2018a; Šarabon; Kozinc; Marković, 2022; Vieira; Oliveira; Nadal, 2009), sex (male = 1; female = 0) (Alonso et al., 2012; Farenc; Rougier; Berger, 2003; Kollegger et al., 1992; Šarabon; Kozinc; Marković, 2022), height (cm) (Alonso et al., 2012; Chiari; Rocchi; Cappello, 2002), body mass (kg) (Błaszczyk et al., 2009; Chiari; Rocchi; Cappello, 2002; Hue et al., 2007; Ku et al., 2012), base of support (close = 1; open = 0) (Albertsen et al., 2017; Gil et al., 2017; Kirby; Price; MacLeod, 1987; Mouzat; Dabonneville; Bertrand, 2004), visual condition (closed = 1; open = 0) (Albertsen et al., 2017; Chiari; Rocchi; Cappello, 2002; Cornilleau-Pérès et al., 2005; Da Silva; Nadal; Infantosi, 2012; Gil et al., 2017; Kollegger et al., 1992; Tanaka et al., 2000), and surface type (foam = 1; firm = 0) (Cornilleau-Pérès et al., 2005; Lin et al., 2015; Patel et al., 2008; Raymakers; Samson; Verhaar, 2005; Tanaka; Uetake, 2005). Predictors were measured prior to outcome computation and independently from the derivation of COP variables.

2.6 Sample Size

The analytic dataset included 163 participants, of whom 121 were assigned to model development and 42 to internal validation, each contributing up to 12 trials under different experimental conditions. This resulted in more than 1,900 observations overall. With eight candidate predictors, this exceeds the recommended events-per-variable threshold for multivariable modeling (Heinze; Wallisch; Dunkler, 2018).

2.7 Missing data

No missing values were identified for predictors or outcomes. One participant (ID 89) lacked self-reported ethnicity, which was not included in the analysis.

2.8 Statistical Analysis

Analyses were performed in R (version 4.5.1) using a two-sided $\alpha = 0.05$. Parametric data were expressed as mean \pm standard deviation (SD) and non-parametric data as median [25th–75th percentiles]. Categorical variables were summarized as absolute and relative frequencies. Exploratory bivariate associations between predictors and outcomes were examined using Pearson correlation coefficients. These analyses were descriptive and did not determine variable inclusion, which was based on an a priori rationale.

Prior to model fitting, preliminary assessments of functional form and linearity between continuous predictors and outcomes were conducted using scatterplots. These analyses revealed nonlinear (exponential-type) relationships for both COP area and velocity, particularly evident in heteroscedastic residuals of the untransformed models. To address these deviations and stabilize variance, both outcomes were log-transformed before modeling.

Model development was conducted using linear mixed-effects regression models fitted separately for log(COP area) and log(COP velocity), with subject as a random intercept to account for repeated measures. All candidate predictors were force-entered in each model. Estimation used restricted maximum likelihood and the *nloptwrap* optimizer. Model assumptions (normality, homoscedasticity, and multicollinearity) were examined using the *performance* (Lüdecke et al., 2021), *predRUpdate* (Martin, 2023), and *DHARMA* (Hartig; Lohse; Leite, 2025) packages. Multicollinearity was assessed using variance inflation factors (VIF). Model performance was summarized by marginal and conditional R^2 , as well as root mean squared error (RMSE).

For internal validation, the final log-linear models derived from participants without a fall history (development sample) were applied to the independent validation subgroup with ≥ 1 fall in the past 12 months (validation sample). Predictive performance was evaluated through calibration plots comparing observed versus predicted log outcomes, as well as calibration slope and intercept, marginal and conditional R^2 , and RMSE. Agreement between predicted and observed (back-transformed) outcomes was further examined with Bland-Altman analysis, reporting bias (mean difference), standard deviation of the differences, and 95% limits of agreement ($LoA = \text{bias} \pm 1.96 \cdot SD$) with 95% confidence intervals for bias and LoA (Altman; Bland, 1983; Bland et al., 2010).

3 Results

3.1 Exploratory bivariate correlations

Exploratory correlations between predictors and outcomes are summarized in Figure 1, with the full matrix available in Supplementary File 1. COP area and COP velocity were strongly correlated ($r = 0.88$, $p < 0.001$). Surface condition (firm vs. foam) showed the largest associations with both outcomes, particularly with COP velocity ($r = 0.79$, $p < 0.001$) and with COP area to a similar extent ($r = 0.74$, $p < 0.001$). Vision (open vs. closed) demonstrated small but significant associations with COP velocity ($r = 0.15$, $p < 0.001$) and COP area ($r = 0.11$, $p < 0.001$). Age showed modest correlations with COP outcomes ($r = 0.23$ for velocity; $r = 0.23$ for area; both $p < 0.001$) and strong associations with anthropometry, being negatively correlated with height ($r = -0.53$, $p < 0.001$) and positively correlated with BMI ($r = 0.53$, $p < 0.001$). As expected, anthropometric variables were collinear—height–mass ($r = 0.41$), mass–BMI ($r = 0.57$),

and height–BMI ($r = -0.51$)—but none showed strong linear associations with postural sway.

PLEASE INSERT FIGURE 1 HERE

3.2 Prediction model

The linear mixed-effects models identified surface condition, vision, and age as the most influential predictors of COP outcomes (Table 2; full model report in Supplementary File 2). For COP area, standing on a foam surface ($\beta = 0.907$, 95% CI 0.881–0.934, $p < 0.001$) and older age ($\beta = 0.006$, 95% CI 0.004–0.008, $p < 0.001$) were the strongest fixed-effect predictors. Height showed a small but statistically significant association ($\beta = 0.007$, 95% CI 0.002–0.012, $p = 0.007$), whereas vision, sex, and weight were not significant. For COP velocity, visual deprivation ($\beta = 0.038$, 95% CI 0.021–0.055, $p < 0.001$) and foam surface ($\beta = 0.660$, 95% CI 0.643–0.678, $p < 0.001$) were associated with higher values, with age also contributing significantly ($\beta = 0.005$, 95% CI 0.004–0.007, $p < 0.001$). Male sex higher uncertainty ($\beta = 0.074$, 95% CI –0.002 to 0.150, $p = 0.057$), and neither height nor weight had clinically meaningful influence. The interaction between eyes closed and foam surface amplified instability across outcomes, increasing both COP area ($\beta = 0.151$, 95% CI 0.113–0.188, $p < 0.001$) and COP velocity ($\beta = 0.142$, 95% CI 0.117–0.166, $p < 0.001$).

The final log-linear mixed-effects models were expressed as predictive equations for both COP area and COP velocity. The full predictive forms of the models are shown in equations (1) and (2).

(1) $\ln(COP \text{ Area}) = -1.327 + 0.010 \times \text{Vision} + 0.907 \times \text{Surface} + 0.006 \times \text{Age} + 0.058 \times \text{Gender} + 0.007 \times \text{Height} + 0.002 \times \text{Weight} + 0.151 \times (\text{Vision} \times \text{Surface})$

(2) $\ln(COP \text{ Velocity}) = -0.455 + 0.038 \times \text{Vision} + 0.660 \times \text{Surface} + 0.005 \times \text{Age} + 0.074 \times \text{Gender} + 0.005 \times \text{Height} + 0.001 \times \text{Weight} + 0.142 \times (\text{Vision} \times \text{Surface})$

where: Vision = 0 (Open), 1 (Closed); Surface = 0 (Firm), 1 (Foam); Gender = 0 (Female), 1 (Male); Age in years, Height in cm, and Weight in kg. These equations provide predicted values of log-transformed COP outcomes based on fixed effects; exponentiating the model output yields COP area (cm^2) and COP velocity (cm/s) in their original scales:

$$(3) COP \text{ Area} = e^{\text{Equation 1}}$$

$$(4) COP \text{ Velocity} = e^{\text{Equation 2}}$$

PLEASE INSERT TABLE 2 HERE

3.3 Model diagnosis: Assumptions and performance

For COP area, multicollinearity was modest, with VIF values ranging from 1.38 to 3.02; height and the vision×surface interaction showed the highest values (≈ 3.0), indicating low-to-moderate collinearity (Supplementary File 3). The model demonstrated strong explanatory power in the development sample, with a marginal $R^2 = 0.82$ and a conditional $R^2 = 0.894$ (Table 3). In validation, predictive accuracy decreased ($R^2 = 0.501$; RMSE = 1.320), and calibration indicated systematic overprediction (slope =

1.282; intercept = 0.089). Residual analyses showed deviations from normality and heteroscedasticity, consistent with the skewed distribution of COP area.

For COP velocity, VIF values were similar (1.38–3.02), again suggesting acceptable levels of collinearity (Supplementary File 3). The model achieved a marginal R^2 of 0.821 and a conditional R^2 of 0.925 (Table 3). Internal validation showed strong performance, with $R^2 = 0.688$ and RMSE = 0.832, along with near-ideal calibration (slope = 1.100; intercept = -0.017). As with COP area, residual checks indicated non-normality and heteroscedasticity, but no evidence of residual dispersion.

PLEASE INSERT FIGURE 2 HERE

3.4 Model internal validation

When applied to the independent validation sample (fallers, $n = 42$), model performance differed between outcomes (Table 3). For COP area, predictive accuracy was modest, with a validation R^2 of 0.501 and higher error (RMSE = 1.320). Calibration plots showed systematic bias, with an intercept of 0.089 and a slope of 1.282, reflecting a tendency to overpredict lower sway values and underpredict higher values.

The COP velocity model demonstrated strong predictive performance. Validation yielded $R^2 = 0.688$ and RMSE = 0.832, indicating substantial retention of explanatory power. Calibration metrics showed minimal systematic bias (intercept = -0.017; slope = 1.100), with close agreement between predicted and observed values across the continuum of sway.

PLEASE INSERT TABLE 3 HERE

Agreement analyses between predicted and observed outcomes are summarized in Table 4. For COP area, the mean bias was 0.456 cm² (95% CI 0.346 to 0.565), with limits of agreement ranging from -1.975 cm² (95% CI -2.165 to -1.785) to 2.886 cm² (95% CI 2.696 to 3.077). These findings indicate a systematic overestimation across the range of sway values, accompanied by wide dispersion, reflecting limited agreement between predicted and observed area estimates.

For COP velocity, the mean bias was smaller at 0.184 cm/s (95% CI 0.112 to 0.255), with narrower limits of agreement (-1.408 cm/s, 95% CI -1.532 to -1.283; to 1.775 cm/s, 95% CI 1.650 to 1.899). These results indicate closer agreement and substantially less systematic bias for velocity compared with area, supporting the stronger predictive validity of the velocity model.

PLEASE INSERT TABLE 4 HERE

4 Discussion

This study developed and internally validated multivariable models to predict log-transformed COP velocity and 95% elliptical area in healthy adults. Task-related sensory conditions (particularly visual deprivation and standing on a foam surface) were the dominant determinants of postural sway, with aging contributing additional and consistent effects. The COP velocity model demonstrated strong generalizability, with high explained variance, excellent calibration, and minimal systematic bias in the independent validation sample. These findings support its use as a reference equation for research and potential clinical assessment. In contrast, the COP area model showed reduced predictive accuracy, substantial calibration bias, and wide limits of agreement, indicating that this outcome requires methodological refinement and

external validation before it can be applied confidently in clinical or translational contexts.

The present results highlight the influence of task-related sensory conditions on postural sway (Albertsen et al., 2017; Chiari; Rocchi; Cappello, 2002; Cornilleau-Pérès et al., 2005; Gil et al., 2017; Lin et al., 2015; Patel et al., 2008; Tanaka; Nakashizuka; Uetake, 2000; Tanaka; Uetake, 2005). Standing on a foam surface produced the largest increases in both COP velocity and area, and visual deprivation further exacerbated instability—particularly through its interaction with foam—reflecting the well-established effects of somatosensory and visual disruption on balance control. This interaction is consistent with sensory reweighting principles, whereby the nervous system adjusts the relative contribution of each sensory modality when reliability decreases in one or more channels (Horak; Macpherson, 2011; Ivanenko; Gurfinkel, 2018; Mahboobin et al., 2009). Our findings also reinforce that COP velocity is especially sensitive to sensorimotor challenge, a pattern previously associated with fall risk and impaired stability (Portela; Rodrigues; Sá Ferreira, 2014; Raymakers; Samson; Verhaar, 2005; Ruhe; Fejer; Walker, 2010). Overall, these observations support the use of controlled manipulations of vision and surface as effective probes of balance mechanisms and as essential components of predictive modeling and clinical assessment protocols.

Beyond sensory and surface conditions, several personal characteristics also influenced sway outcomes. Age consistently predicted higher COP velocity and area, supporting evidence that age-related changes in sensory integration and motor responses contribute to increased postural instability even among healthy adults (Chiari; Rocchi; Cappello, 2002; Du Pasquier et al., 2003; Raymakers; Samson; Verhaar, 2005; Roman-Liu, 2018b; Šarabon; Kozinc; Marković, 2022; Vieira; Oliveira;

Nadal, 2009). Male sex showed a small, borderline association with greater COP velocity, in line with studies reporting sex-related differences under specific balance challenges (Alonso et al., 2012; Farenc; Rougier; Berger, 2003; Kollegger et al., 1992; Šarabon; Kozinc; Marković, 2022). In contrast, height exhibited only a minor effect, and weight was not significant after accounting for task conditions, suggesting that anthropometric contributions are overshadowed when major sensory and mechanical constraints dominate sway behavior (Błaszczyk et al., 2009; Hue et al., 2007; Ku et al., 2012). Together, these findings indicate that age exerts a robust and generalizable influence on postural control, whereas the effects of sex and anthropometry appear more modest, context-dependent, and secondary to the task demands themselves.

Limitations must be acknowledged. Residual non-normality and heteroscedasticity persisted—particularly for COP area—indicating that alternative model specifications or distributional assumptions may yield more stable predictions. In addition, reliance on secondary data from healthy adults performing quiet stance limits generalizability to clinical or dynamic contexts. Finally, although multicollinearity was modest, anthropometric predictors were interrelated, suggesting that future work may benefit from shrinkage methods or non-linear modeling frameworks to optimize explanatory and predictive performance (Heinze; Wallisch; Dunkler, 2018). Conversely, this study presents several methodological strengths. The use of multivariable mixed-effects models allowed us to incorporate repeated trials and individual heterogeneity directly into the estimation process, reducing bias and enhancing the generalizability of fixed-effect estimates. Internal validation using an independent subgroup of fallers provided an objective and transparent assessment of predictive performance, in accordance with TRIPOD recommendations, and enabled a realistic appraisal of model transportability (Collins et al., 2014, 2024; Riley et al.,

2024). We also conducted detailed calibration, collinearity, and residual diagnostics, offering a comprehensive evaluation of model behavior.

Future work should pursue external validation of these models across different laboratories, force platforms, and population subgroups to assess transportability and determine whether recalibration is necessary. Non-linear approaches or alternative distributional assumptions may further improve calibration—particularly for COP area, which displayed systematic bias in the present analysis. Incorporating functional measures such as muscle strength, proprioception, or dual-task performance could elucidate additional mechanisms underlying sway and enhance predictive accuracy.

From a clinical perspective, the strong internal validity of the COP velocity model indicates that it may serve as a practical and reliable reference metric for balance assessment in rehabilitation and preventive care. In contrast, the COP area model requires refinement and external validation before its application can be recommended. Linking these predictive equations to prospective fall outcomes will be crucial to translate explanatory performance into meaningful risk stratification and informed clinical decision-making.

5 Conclusions

The multivariable models developed in this study showed strong predictive accuracy and excellent calibration for COP velocity, supporting its use as a reliable reference metric for research and potential clinical assessment. In contrast, the model for COP elliptical area demonstrated lower predictive performance and systematic calibration bias. This outcome requires additional methodological refinement and external validation before it can be confidently applied in clinical practice.

Declaration of generative AI and AI-assisted technologies in the manuscript preparation process.

During the preparation of this work the author(s) used ChatGPT 5.1 to revise the translated version from Portuguese. After using this tool/service, the authors reviewed and edited the content as needed and take full responsibility for the content of the published article.

References

ALBERTSEN, Inke Marie *et al.* Postural stability in young healthy subjects – Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 33, p. 27–33, 1 abr. 2017.

ALONSO, Angélica Castilho *et al.* The influence of anthropometric factors on postural balance: The relationship between body composition and posturographic measurements in young adults. **Clinics**, v. 67, n. 12, p. 1433–1441, dez. 2012.

ALTMAN, D. G.; BLAND, J. M. Measurement in Medicine : the Analysis of Method Comparison Studies. **Statistician**, v. 32, n. July 1981, p. 307–317, 1983.

BLAND, J. Martin *et al.* Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **International Journal of Nursing Studies**, v. 47, n. 8, p. 931–936, 2010.

BŁASZCZYK, Janusz W. *et al.* Effects of excessive body weight on postural control. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 9, p. 1295–1300, 19 jun. 2009.

BRASIL. **Agenda de Prioridades de Pesquisa do Ministério da Saúde**. Brasília: [S.n.].

BRASIL *et al.* **Agenda de Prioridades de Pesquisa do Ministério da Saúde APPMS**. Brasília: [S.n.].

CHIARI, Lorenzo; ROCCHI, Laura; CAPPELLO, Angelo. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 9–10, p. 666–677, 2002.

CIEZA, Alarcos *et al.* Global estimates of the need for rehabilitation based on the Global Burden of Disease study 2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. **The Lancet**, v. 396, n. 10267, p. 2006–2017, dez. 2020.

COLLINS, Gary S. *et al.* External validation of multivariable prediction models: a systematic review of methodological conduct and reporting. **BMC Medical Research Methodology**, v. 14, n. 1, p. 40, 2014.

COLLINS, Gary S. *et al.* Transparent reporting of a multivariable prediction model for individual prognosis or diagnosis (TRIPOD): The TRIPOD Statement. **BMC Medicine**, v. 13, n. 1, p. 1–10, 2015.

COLLINS, Gary S. *et al.* Evaluation of clinical prediction models (part 1): from development to external validation. **BMJ (Clinical research ed.)**, v. 384, n. part 1, p. e074819, 2024.

CORNILLEAU-PÉRÈS, V. *et al.* Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: Methodology and reliability. **Gait and Posture**, v. 22, n. 2, p. 96–106, out. 2005.

CZAPROWSKI, Dariusz *et al.* Non-structural misalignments of body posture in the sagittal plane. **Scoliosis and Spinal Disorders**, v. 13, n. 1, p. 6, 5 dez. 2018.

DA SILVA, Paulo José Guimarães; NADAL, Jurandir; INFANTOSI, Antonio Fernando Catelli. Avaliando a importância da visão nas oscilações posturais utilizando o quociente de Romberg da velocidade do centro de pressão. **Revista Brasileira de Engenharia Biomedica**, v. 28, n. 4, p. 319–326, dez. 2012.

DU PASQUIER, R. A. *et al.* The effect of aging on postural stability: A cross sectional and longitudinal study. **Neurophysiologie Clinique**, v. 33, n. 5, p. 213–218, 2003.

DUARTE, Marcos; FREITAS, S. M. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 183–192, 2010.

FARENC, I.; ROUGIER, P.; BERGER, L. The influence of gender and body characteristics on upright stance. **Annals of Human Biology**, v. 30, n. 3, p. 279–294, maio 2003.

GIL, André Wilson de Oliveira et al. Comparação do controle postural em cinco tarefas de equilíbrio e a relação dos riscos de quedas entre idosas e adultas jovens. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 24, n. 2, p. 120–126, jun. 2017.

HARTIG, Florian; LOHSE, Lukas; LEITE, Melina de Souza. Package “DHARMa”. [S.I.: S.n.]. Disponível em: <<https://github.com/florianhartig/DHARMa/issues>>.

HEINZE, Georg; DUNKLER, Daniela. Five myths about variable selection. **Transplant International**, v. 30, n. 1, p. 6–10, 2017.

HEINZE, Georg; WALLISCH, Christine; DUNKLER, Daniela. Variable selection – A review and recommendations for the practicing statistician. **Biometrical Journal**, v. 60, n. 3, p. 431–449, 2018.

HIDALGO, Bertha; GOODMAN, Melody. Multivariate or multivariable regression? **American Journal of Public Health**, v. 103, n. 1, p. 39–40, 2013.

HORAK, Fay B. Clinical measurement of postural control in adults. **Physical Therapy**, v. 67, n. 12, p. 1881–1885, 1 dez. 1987.

HORAK, Fay B.; MACPHERSON, Jane M. Postural Orientation and Equilibrium. In: **Comprehensive Physiology**. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2011.

HUE, Olivier et al. Body weight is a strong predictor of postural stability. **Gait and Posture**, v. 26, n. 1, p. 32–38, jun. 2007.

IVANENKO, Yury; GURFINKEL, Victor S. **Human postural control. Frontiers in Neuroscience**. Frontiers Media S.A., , 20 mar. 2018.

KAPTEYN, T. S. et al. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. **Agressologie: revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquees aux effets de l'agression**, v. 24, n. 7, p. 321–326, 1983.

KIRBY, R. L.; PRICE, N. A.; MACLEOD, D. A. The influence of foot position on standing balance. **Journal of Biomechanics**, v. 20, n. 4, p. 423–427, jan. 1987.

KOLLEGGER, Harald et al. Spontaneous Body Sway as a Function of Sex, Age, and Vision: Posturographic Study in 30 Healthy Adults. **European Neurology**, v. 32, n. 5, p. 253–259, 1992.

KU, P. X. et al. Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 9, p. 1638–1642, 1 jun. 2012.

LÁZARO, M. et al. Postural stability in the elderly: Fallers versus non-fallers. **European Geriatric Medicine**, v. 2, n. 1, p. 1–5, fev. 2011.

LIANG, Huey-Wen et al. Fall risk classification with posturographic parameters in community-dwelling older adults: a machine learning and explainable artificial intelligence approach. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 21, n. 1, p. 15, 29 jan. 2024.

LIAO, Fang-Yin et al. Analysis of Center of Pressure Signals by Using Decision Tree and Empirical Mode Decomposition to Predict Falls among Older Adults. **Journal of Healthcare Engineering**, v. 2021, p. 1–10, 25 nov. 2021.

LIMA, Juliana da Silva et al. Costs of hospital admission authorizations due to falls among older people in the Brazilian National Health System, Brazil, 2000-2020: a descriptive study. **Epidemiologia e Servicos de Saude**, v. 31, n. 1, 2022.

LIN, Chia-Cheng et al. Test-retest reliability of postural stability on two different foam pads. **Journal of nature and science**, v. 1, n. 2, p. e43, 2015.

LÜDECKE, Daniel *et al.* performance: An R Package for Assessment, Comparison and Testing of Statistical Models. **Journal of Open Source Software**, v. 6, n. 60, p. 3139, 21 abr. 2021.

MAHBOOBIN, Arash *et al.* A mechanism for sensory re-weighting in postural control. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 47, n. 9, p. 921–929, 2009.

MARTIN, Glen P. **Package ‘predRupdate’**. **Statistical Methods in Medical Research**, 2023. Disponível em: <<https://cran.r-project.org/web/packages/predRupdate/index.html>>. Acesso em: 2 set. 2025

MOUZAT, Arnaud; DABONNEVILLE, Michel; BERTRAND, Pierre. The effect of feet position on orthostatic posture in a female sample group. **Neuroscience Letters**, v. 365, n. 2, p. 79–82, 22 jul. 2004.

OLIVEIRA, L. F.; SIMPSON, D. M.; NADAL, J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. **Physiol Meas**, v. 17, n. 4, p. 305–312, 1996.

PATEL, M. *et al.* The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. **Gait and Posture**, v. 28, n. 4, p. 649–656, nov. 2008.

PENNONE, Juliana *et al.* Fall prediction in a quiet standing balance test via machine learning: Is it possible? **PLOS ONE**, v. 19, n. 4, p. e0296355, 16 abr. 2024.

PORTELA, Fellipe M.; FERREIRA, Arthur S. Kinematic mapping reveals different spatial distributions of center of pressure high-speed regions under somatosensory loss. **Journal of Motor Behavior**, v. 46, n. 5, p. 369–379, 2014.

PORTELA, Fellipe Machado; RODRIGUES, Erika Carvalho; SÁ FERREIRA, Arthur De. A critical review of position-and velocity-based concepts of postural control during upright stance. **Human Movement**, v. 15, n. 4, p. 227–233, 2014.

QUIJOUX, Flavien *et al.* Center of pressure displacement characteristics differentiate fall risk in older people: A systematic review with meta-analysis. **Ageing Research Reviews**, v. 62, p. 101117, 1 set. 2020.

QUITSCHAL, Rafaela Maia et al. Evaluation of postural control in unilateral vestibular hypofunction. **Brazilian Journal of Otorhinolaryngology**, v. 80, n. 4, p. 339–345, jul. 2014.

RAYMAKERS, J. A.; SAMSON, M. M.; VERHAAR, H. J. J. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). **Gait and Posture**, v. 21, n. 1, p. 48–58, 2005.

RILEY, Richard D. et al. Evaluation of clinical prediction models (part 3): calculating the sample size required for an external validation study. n. part 3, 2024.

ROMAN-LIU, Danuta. **Age-related changes in the range and velocity of postural sway.** *Archives of Gerontology and Geriatrics* Elsevier Ireland Ltd, , 1 jul. 2018a.

ROMAN-LIU, Danuta. **Age-related changes in the range and velocity of postural sway.** *Archives of Gerontology and Geriatrics* Elsevier Ireland Ltd, , 1 jul. 2018b.

RUHE, Alexander; FEJER, René; WALKER, Bruce. The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions - A systematic review of the literature. **Gait and Posture**, v. 32, n. 4, p. 436–445, 2010.

SANTOS, Damiana A.; DUARTE, Marcos. A public data set of human balance evaluations. **PeerJ**, v. 4, p. e2648, 2 nov. 2016.

SANTOS, Luis Eduardo et al. The Importance of Physical Therapy in the Evaluation of Fall Prevention Programs in Older Adults. v. 40, n. 1, p. 83–92, 2024.

ŠARABON, Nejc; KOZINC, Žiga; MARKOVIĆ, Goran. Effects of age, sex and task on postural sway during quiet stance. **Gait and Posture**, v. 92, p. 60–64, 1 fev. 2022.

SHMUELI, Galit. To Explain or To Predict? **SSRN Electronic Journal**, v. 25, n. 3, p. 289–310, 2010.

TANAKA, H. et al. The effects of visual input on postural control mechanisms: an analysis of center-of-pressure trajectories using the auto-regressive model. **Journal of human ergology**, v. 29, n. 1–2, p. 15–25, 2000.

TANAKA, Hideyuki; NAKASHIZUKA, Makoto; UETAKE, Teruo. **THE EFFECTS OF VISUAL INPUT ON POSTURAL CONTROL MECHANISMS: AN ANALYSIS OF CENTER-OF-PRESSURE TRAJECTORIES USING THE AUTO-REGRESSIVE MODEL**. *J. Human Ergol. [S.I.: S.n.]*.

TANAKA, Hideyuki; UETAKE, Teruo. Characteristics of postural sway in older adults standing on a soft surface. **Journal of human ergology**, v. 34, n. 1–2, p. 35–40, 2005.

VIEIRA, Taian de Mello Martins; OLIVEIRA, Liliam Fernandes de; NADAL, Jurandir. An overview of age-related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 6, dez. 2009.

Supplementary files

Supplementary file 1: Correlation analysis.

Supplementary file 2: Model fit report.

Supplementary file 3: Variance inflation factors.

RASCUNHO

Figure captions

Figure 1. Correlation matrix of sensory/task conditions, anthropometric characteristics, and COP outcomes. Pearson correlation coefficients (r) among visual condition, surface condition, age, height, weight, BMI, and center-of-pressure (COP) velocity and area in the development dataset (non-fallers). Upper-triangle circles represent the direction and magnitude of correlations, while lower-triangle numbers show exact r values with significance indicators ($p < 0.05$). Stronger colors denote stronger linear associations.

Figure 2. Calibration and Bland–Altman plots for COP area and COP velocity in development and validation datasets. Panels (top row) show calibration plots for the development sample (non-fallers), comparing predicted vs. observed COP area (left) and COP velocity (right), including 1:1 reference lines and linear fit with 95% confidence intervals. Panels (middle row) show external validation performance for fallers, with predicted vs. observed scatterplots, regression lines, RMSE, R^2 , slope, and intercept values. Panels (bottom row) display Bland–Altman agreement analyses for COP area (left) and COP velocity (right) in the validation sample, including mean bias and 95% limits of agreement (LoA). Positive values indicate overestimation of the observed measurement.

Table 1. Descriptive characteristics of participants in the development (non-fallers) and validation (fallers) samples.

Characteristic	Development (No Falls) N = 121 ¹	Validation (Fallers) N = 42 ¹	Overall N = 163 ¹	p-value ²
Age (years)	41 (25, 71)	47 (26, 68)	44 (25, 70)	0.9
Age Group				0.8
Old	57 (47%)	19 (45%)	76 (47%)	
Young	64 (53%)	23 (55%)	87 (53%)	
Gender				0.10
Female	82 (68%)	34 (81%)	116 (71%)	
Male	39 (32%)	8 (19%)	47 (29%)	
Body Height (cm)	162 (155, 170)	160 (155, 166)	162 (155, 169)	0.11
Body Mass (kg)	65 (57, 69)	59 (53, 64)	63 (56, 69)	0.002
Body Mass Index (kg/m²)	23.9 (21.8, 26.1)	22.6 (20.7, 25.4)	23.7 (21.5, 25.9)	0.2
Race/Ethnicity				0.7
Black	3 (2.5%)	0 (0%)	3 (1.8%)	
Indigenous	1 (0.8%)	1 (2.4%)	2 (1.2%)	
Pardo/Brown	25 (21%)	12 (29%)	37 (23%)	
White	83 (69%)	27 (64%)	110 (67%)	
Yellow	8 (6.6%)	2 (4.8%)	10 (6.1%)	
Unknown	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	
-	1 (0.8%)	0 (0%)	1 (0.6%)	
Falls (past 12 months)	0 (0, 0)	1 (1, 3)	0 (0, 1)	<0.001
Falls Efficacy Scale— International (score)	10.0 (8.0, 12.0)	10.0 (8.0, 13.0)	10.0 (8.0, 12.0)	0.7

Characteristic	Development (No Falls) N = 121¹	Validation (Fallers) N = 42¹	Overall N = 163¹	p- value²
FES-I Classification				0.6
Low Concern	38 (31%)	15 (36%)	53 (33%)	
Moderate Concern	60 (50%)	17 (40%)	77 (47%)	
High Concern	23 (19%)	10 (24%)	33 (20%)	
International Physical Activity Level				0.2
Low	22 (18%)	10 (24%)	32 (20%)	
Moderate	53 (44%)	22 (52%)	75 (46%)	
High	46 (38%)	10 (24%)	56 (34%)	
Balance Evaluation Systems Test (score)	22.0 (19.0, 25.0)	21.0 (16.0, 24.0)	22.0 (18.0, 25.0)	0.085
COP Velocity (cm/s)	1.53 (0.85, 3.21)	1.78 (0.78, 3.22)	1.73 (0.82, 3.21)	0.8
COP Area (cm²)	0.61 (0.23, 2.07)	1.04 (0.22, 2.37)	0.62 (0.22, 2.13)	0.8

¹Median (Q1, Q3); n (%)

²Wilcoxon rank sum test; Pearson's Chi-squared test; Fisher's exact test

Table 2. Log-linear mixed model estimates for COP area and COP velocity in the development sample.

Characteristic ¹	COP Area (cm ²)			COP Velocity (cm/s)		
	Beta ¹	95% CI ¹	p-value ¹	Beta ¹	95% CI ¹	p-value ¹
(Intercept)	-1.327	-2.128, -0.526	0.001	-0.455	-1.156, 0.247	0.2
Vision						
Open	—	—		—	—	
Closed	0.010	-0.017, 0.037	0.5	0.038	0.021, 0.055	<0.001
Surface						
Firm	—	—		—	—	
Foam	0.907	0.881, 0.934	<0.001	0.660	0.643, 0.678	<0.001
Age (year)	0.006	0.004, 0.008	<0.001	0.005	0.004, 0.007	<0.001
Gender						
Female	—	—		—	—	
Male	0.058	-0.029, 0.145	0.2	0.074	-0.002, 0.150	0.057
Height (cm)	0.007	0.002, 0.012	0.007	0.005	0.000, 0.009	0.037
Weight (kg)	0.002	-0.003, 0.006	0.4	0.001	-0.003, 0.005	0.6
Vision * Surface						

Characteristic¹	COP Area (cm²)			COP Velocity (cm/s)		
	Beta¹	95% CI¹	p-value¹	Beta¹	95% CI¹	p-value¹
Closed * Foam	0.151	0.113, 0.188	<0.001	0.142	0.117, 0.166	<0.001

¹Model fit indices — AIC: Area = -448.5; Velocity = -1651.2 · Marginal R²: Area = 0.82; Velocity = 0.821 · Conditional R²: Area = 0.894; Velocity = 0.925 · ICC: Area = 0.413; Velocity = 0.582

Abbreviation: CI = Confidence Interval

RASCUNHO

Table 3. Model performance and calibration metrics for COP area and COP velocity in the development and validation samples.

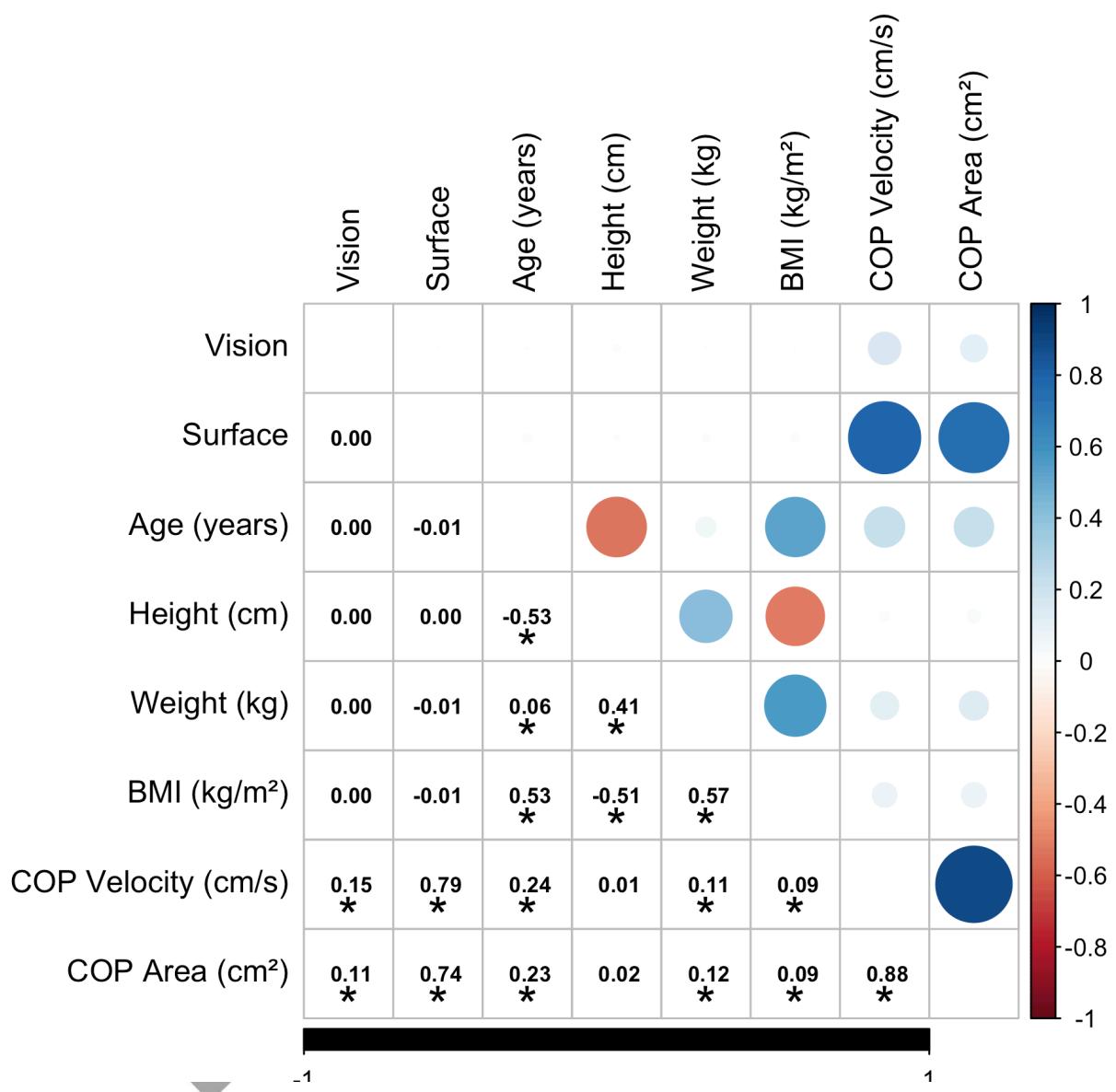
Outcome	Conjunto	N subjects	N observations	Marginal R^2	Conditional R^2	R^2 (Validation)	RMSE	Slope	Intercept
COP Area (cm ²)	Development	121	1,440	0.820	0.894	-	-	-	-
COP Area (cm ²)	Validation	42	490	-	-	0.501	1.320	1.282	0.089
COP Velocity (cm/s)	Development	121	1,440	0.821	0.925	-	-	-	-
COP Velocity (cm/s)	Validation	42	490	-	-	0.688	0.832	1.100	-0.017

RASCUNHO

Table 4. Bland–Altman agreement analysis for predicted vs. observed COP outcomes in the validation sample (fallers).

Outcome	N	SD diff	Bias (95% CI)	LoA low (95% CI)	LoA high (95% CI)
COP Area (cm ²)	490	1.240	0.456 (0.346, 0.565)	-1.975 (-2.165, -1.785)	2.886 (2.696, 3.077)
COP Velocity (cm/s)	490	0.812	0.184 (0.112, 0.255)	-1.408 (-1.532, -1.283)	1.775 (1.650, 1.899)

RASCUNHO



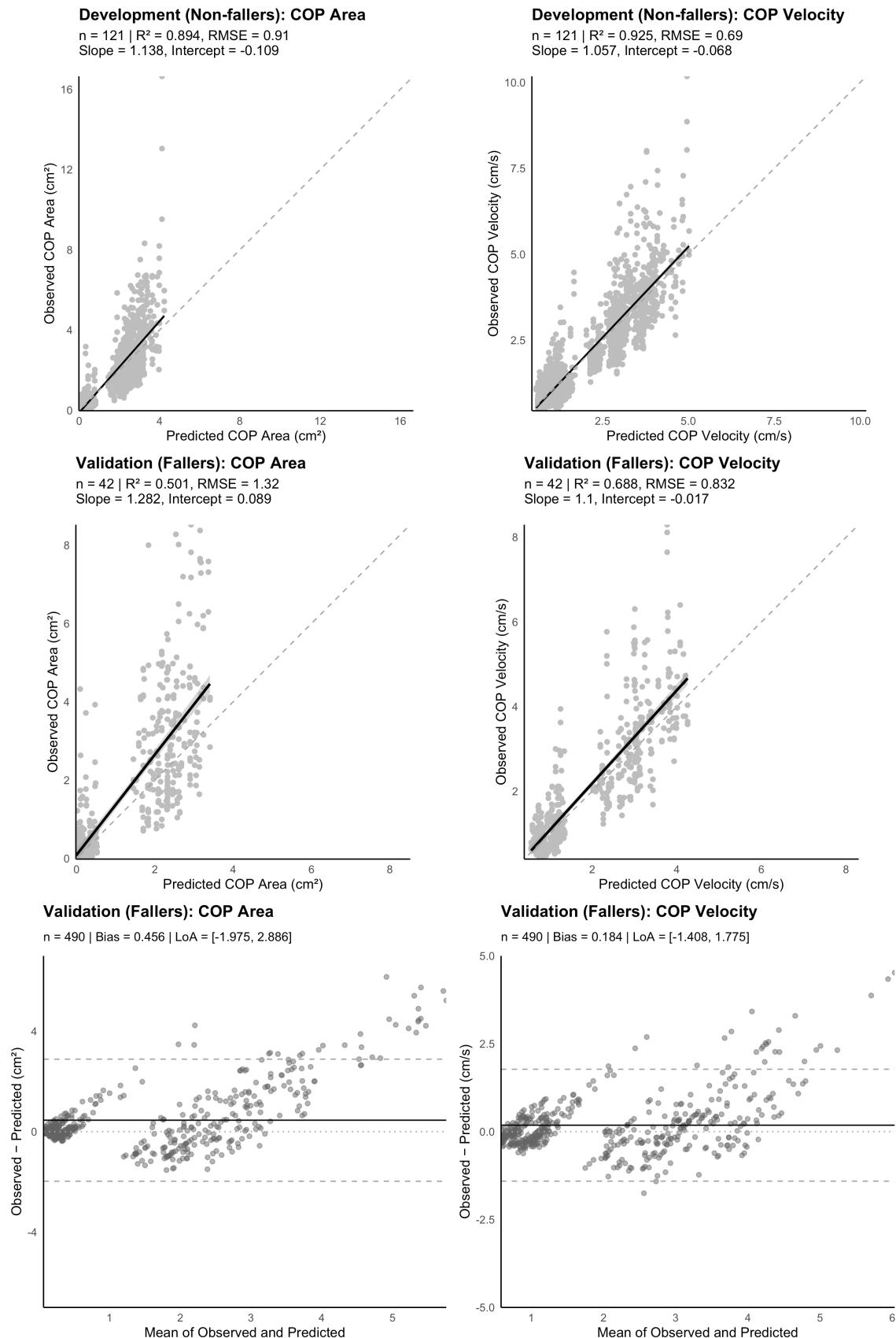


Table S1. Pearson correlation matrix among sensory/task conditions, anthropometric variables, and COP outcomes.

Variable	Vision (0=Open, 1=Closed)	Surface (0=Firm,1 =Foam)	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)	BMI (kg/m ²)	COP Velocity (cm/s)	COP Area (cm ²)
Vision (0=Open,1=Closed)	0.000 (p=1.000)	-0.000 (p=1.000)	0.000 (p=1.000)	0.000 (p=1.000)	-0.000 (p=1.000)	-0.000 (p=1.000)	0.154 (p=0.000)	0.105 (p=0.000)
Surface (0=Firm,1=Foam)	0.000 (p=1.000)		-0.009 (p=0.747)	0.003 (p=0.917)	-0.005 (p=0.836)	-0.008 (p=0.772)	0.786 (p=0.000)	0.739 (p=0.000)
Age (years)		-0.000 (p=1.000)	-0.009 (p=0.747)		-0.534 (p=0.000)	0.056 (p=0.034)	0.530 (p=0.000)	0.239 (p=0.000)
Height (cm)		0.000 (p=1.000)	0.003 (p=0.917)	-0.534 (p=0.000)		0.410 (p=0.000)	-0.513 (p=0.000)	0.011 (p=0.668)
Weight (kg)		0.000 (p=1.000)	-0.005 (p=0.836)	0.056 (p=0.034)	0.410 (p=0.000)		0.565 (p=0.000)	0.113 (p=0.000)
BMI (kg/m ²)		-0.000 (p=1.000)	-0.008 (p=0.772)	0.530 (p=0.000)	-0.513 (p=0.000)	0.565 (p=0.000)		0.087 (p=0.001)
COP Velocity (cm/s)		0.154 (p=0.000)	0.786 (p=0.000)	0.239 (p=0.000)	0.011 (p=0.668)	0.113 (p=0.000)	0.087 (p=0.001)	0.882 (p=0.000)
COP Area (cm ²)		0.105 (p=0.000)	0.739 (p=0.000)	0.229 (p=0.000)	0.023 (p=0.391)	0.123 (p=0.000)	0.089 (p=0.001)	0.882 (p=0.000)

RA

Log-Linear Mixed Models – Narrative Reports

COP Area model

We fitted a linear mixed model (estimated using REML and nloptwrap optimizer) to predict log_Area with Vision, Surface, Age, Gender, Height and Weight (formula: $\text{log_Area} \sim \text{Vision} * \text{Surface} + \text{Age} + \text{Gender} + \text{Height} + \text{Weight}$). The model included Subject as random effect (formula: $\sim 1 | \text{Subject}$). The model's total explanatory power is substantial (conditional R² = 0.89) and the part related to the fixed effects alone (marginal R²) is of 0.82. The model's intercept, corresponding to Vision = Open, Surface = Firm, Age = 0, Gender = Female, Height = 0 and Weight = 0, is at -1.33 (95% CI [-2.12, -0.53], t(1430) = -3.28, p = 0.001). Within this model: - The effect of Vision [Closed] is statistically non-significant and positive (beta = 9.80e-03, 95% CI [-0.02, 0.04], t(1430) = 0.72, p = 0.472; Std. beta = 0.02, 95% CI [-0.03, 0.06]) - The effect of Surface [Foam] is statistically significant and positive (beta = 0.91, 95% CI [0.88, 0.93], t(1430) = 66.25, p < .001; Std. beta = 1.61, 95% CI [1.56, 1.65]) - The effect of Age is statistically significant and positive (beta = 6.06e-03, 95% CI [4.41e-03, 7.72e-03], t(1430) = 7.18, p < .001; Std. beta = 0.25, 95% CI [0.18, 0.31]) - The effect of Gender [Male] is statistically non-significant and positive (beta = 0.06, 95% CI [-0.03, 0.14], t(1430) = 1.32, p = 0.188; Std. beta = 0.10, 95% CI [-0.05, 0.25]) - The effect of Height is statistically significant and positive (beta = 7.10e-03, 95% CI [2.05e-03, 0.01], t(1430) = 2.76, p = 0.006; Std. beta = 0.13, 95% CI [0.04, 0.22]) - The effect of Weight is statistically non-significant and positive (beta = 1.82e-03, 95% CI [-2.52e-03, 6.15e-03], t(1430) = 0.82, p = 0.412; Std. beta = 0.03, 95% CI [-0.04, 0.09]) - The effect of Vision [Closed] × Surface [Foam] is statistically significant and positive (beta = 0.15, 95% CI [0.11, 0.19], t(1430) = 7.78, p < .001; Std. beta = 0.27, 95% CI [0.20, 0.33]) Standardized parameters were obtained by fitting the model on a standardized version of the dataset. 95% Confidence Intervals (CIs) and p-values were computed using a Wald t-distribution approximation.

COP Velocity model

We fitted a linear mixed model (estimated using REML and nloptwrap optimizer) to predict log_Velocity with Vision, Surface, Age, Gender, Height and Weight (formula: $\text{log_Velocity} \sim \text{Vision} * \text{Surface} + \text{Age} + \text{Gender} + \text{Height} + \text{Weight}$). The model included Subject as random effect (formula: $\sim 1 | \text{Subject}$). The model's total explanatory power is substantial (conditional R² = 0.93) and the part related to the fixed effects alone (marginal R²) is of 0.82. The model's intercept, corresponding to Vision = Open, Surface = Firm, Age = 0, Gender = Female, Height = 0 and Weight = 0, is at -0.45 (95% CI [-1.15, 0.24], t(1430) = -1.28, p = 0.199). Within this model: - The effect of Vision [Closed] is statistically significant and positive (beta = 0.04, 95% CI [0.02, 0.06], t(1430) = 4.38, p < .001; Std. beta = 0.09, 95% CI [0.05, 0.13]) - The effect of Surface [Foam] is statistically significant and positive (beta = 0.66, 95% CI [0.64, 0.68], t(1430) = 75.23, p < .001; Std. beta = 1.54, 95% CI [1.50, 1.58]) - The effect of Age is statistically significant and positive (beta = 5.49e-03, 95% CI [4.04e-03, 6.94e-03], t(1430) = 7.42, p < .001; Std. beta = 0.29, 95% CI [0.22, 0.37]) - The effect of Gender [Male] is statistically non-significant and positive (beta = 0.07, 95% CI [-1.58e-03, 0.15], t(1430) = 1.92, p = 0.055; Std. beta = 0.17, 95% CI [-3.67e-03, 0.35]) - The effect of Height is statistically significant and positive (beta = 4.76e-03, 95% CI [3.40e-04, 9.19e-03], t(1430) = 2.11, p = 0.035; Std. beta = 0.11, 95% CI [7.94e-03, 0.21]) - The effect of Weight is statistically non-significant and positive (beta = 1.08e-03, 95% CI [-2.72e-03, 4.88e-03], t(1430) = 0.56, p = 0.576; Std. beta = 0.02, 95% CI [-0.05, 0.09]) - The effect of Vision

[Closed] × Surface [Foam] is statistically significant and positive (beta = 0.14, 95% CI [0.12, 0.17], $t(1430) = 11.44$, $p < .001$; Std. beta = 0.33, 95% CI [0.27, 0.39]) Standardized parameters were obtained by fitting the model on a standardized version of the dataset. 95% Confidence Intervals (CIs) and p-values were computed using a Wald t-distribution approximation.

RASCUNHO

Table S2. Variance inflation factors (VIF) and tolerance statistics for predictors in the COP area model.

Term	VIF	VIF_CI_low	VIF_CI_high	SE_factor	Tolerance	Tolerance_CI_low	Tolerance_CI_high
Vision	1.983	1.843	2.148	1.408	0.504	0.466	0.543
Surface	1.993	1.851	2.159	1.412	0.502	0.463	0.540
Age	1.715	1.601	1.851	1.310	0.583	0.540	0.625
Gender	1.911	1.777	2.067	1.382	0.523	0.484	0.563
Height	3.023	2.780	3.299	1.739	0.331	0.303	0.360
Weight	1.383	1.302	1.485	1.176	0.723	0.674	0.768
Vision:Surface	2.977	2.738	3.248	1.725	0.336	0.308	0.365

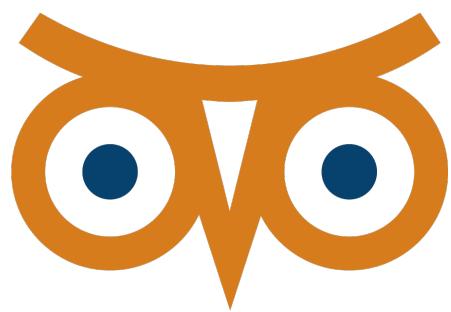
Table S3. Variance inflation factors (VIF) and tolerance statistics for predictors in the COP velocity model.

Term	VIF	VIF_CI_low	VIF_CI_high	SE_factor	Tolerance	Tolerance_CI_low	Tolerance_CI_high
Vision	1.983	1.843	2.148	1.408	0.504	0.466	0.543
Surface	1.993	1.851	2.158	1.412	0.502	0.463	0.540
Age	1.716	1.601	1.852	1.310	0.583	0.540	0.624
Gender	1.910	1.777	2.067	1.382	0.523	0.484	0.563
Height	3.024	2.781	3.300	1.739	0.331	0.303	0.360
Weight	1.383	1.302	1.485	1.176	0.723	0.674	0.768

K

Term	VIF	VIF_CI_low	VIF_CI_high	SE_factor	Tolerance	Tolerance_CI_low	Tolerance_CI_high
Vision:Surface	2.976	2.738	3.247	1.725	0.336	0.308	0.365

RASCUNHO



UNISUAM

COMPROMISSO PARA A VIDA TODA