CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA
Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Ciências da Reabilitação
Doutorado Acadêmico em Ciências da Reabilitação

CARLA PORTO LOURENÇO

INVESTIGAÇÃO DA ESTABILIDADE POSTURAL APLICANDO A TEORIA DE OTIMIZAÇÃO MATEMÁTICA NO SINAL POSTUROGRÁFICO EM ADULTOS

RIO DE JANEIRO
2019

CARLA PORTO LOURENÇO

INVESTIGAÇÃO DA ESTABILIDADE POSTURAL APLICANDO A TEORIA DE OTIMIZAÇÃO MATEMÁTICA NO SINAL POSTUROGRÁFICO EM ADULTOS

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

Linha de Pesquisa: Avaliação Funcional em Reabilitação

Orientador: Arthur de Sá Ferreira

Orientador: Thiago Lemos de Carvalho

RIO DE JANEIRO

2019

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

Ficha catalográfica

elaborada pelo Sistema de Bibliotecas e Informação – SBI

Centro Universitário Augusto Motta

612.76 Lourenço, Carla Porto.
L89i Investigação da estabilidade postural aplicando a teoria de otimização
matemática no sinal posturográfico em adultos / Carla Porto Lourenço. –
Rio de Janeiro, 2019.
128p.

Tese (Doutorado em Ciências da Reabilitação). Centro Universitário Augusto Motta, 2019.

1. Postura humana. 2. Controle postural. 3. Otimização matemática. 4. Reabilitação. I. Título.

CDD 22.ed.

INVESTIGAÇÃO DA ESTABILIDADE POSTURAL APLICANDO A TEORIA DE OTIMIZAÇÃO MATEMÁTICA NO SINAL POSTUROGRÁFICO EM ADULTOS

CARLA PORTO LOURENÇO

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, do Centro Universitário Augusto Motta, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Ciências da Reabilitação.

EXAMINADA EM: 04/11/19

DR. ARTHUR DE SÁ FERREIRA
CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

DR. THIAGO LEMOS DE CARVALHO
CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

DR. JULIO GUILHERME SIVA
CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

DR. ROGER GOMES TAVARES DE MELLO
ESCOLA NAVAL

DR. JURANDIR NADAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

RIO DE JANEIRO
2019

Agradecimentos

Minha gratidão à Deus primeiramente, à minha amada família pelo apoio e carinho de sempre, aos colegas da Fisioterapia e aos meus alunos por me inspirarem todos os dias ao crescimento profissional. Aos mestres do programa de pós graduação em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta por compartilharem seu conhecimento e me embasarem de forma tão responsável e cuidadosa para que eu pudesse chegar tão longe, especialmente ao meu orientador, querido professor Arthur de Sá Ferreira. À secretária Dayene sempre tão prestativa, carinhosa e com as melhores soluções para todas as questões, processos burocráticos e dúvidas que tive durante o doutorado.

Agradeço aos comentários e preciosas contribuições dos revisores internos e externos ao programa de Doutorado Acadêmico em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta, a serem considerados para a edição final desse documento.

Este estudo foi financiado pela Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ) [número de concessão E-26/202.769/2015] e pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código Financeiro 001.

Resumo

Introdução: Métodos de avaliação postural evoluíram de forma notável nas últimas décadas, porém sua utilidade clínica e aplicações nas Ciências da Reabilitação ainda são limitadas. **Objetivos**: Investigar a estabilidade postural aplicando a teoria de otimização matemática no sinal posturográfico em adultos. **Métodos**: Estudo 1: Análise primária de dados de 94 indivíduos jovens, por simulação computacional de funções de benchmark para testar as variáveis de otimização (gerais τ e γ; locais min_N, min_L min_{SD} e global min_G); análise secundária de dados para investigar efeitos principais ou de interação de tarefas sensoriomotoras. Estudo 2: Análise secundária de dados posturográficos de 146 adultos, segundo recomendações metodológicas para estudos de confiabilidade e robustez. **Resultados:** A propriedade de declive mostrou interação de três fatores para $|\gamma|$ (ω^2 = 0,002), a propriedade de estabilidade mostrou interação de três fatores para min_L (ω^2 = 0,012) e a propriedade de convergência resultou em interação de três fatores para min_G (ω^2 = 0,009) e $|\Delta_{GL}|$ (ω^2 = 0,011). Foi observada confiabilidade excelente para a propriedade de estabilidade ($ICC_{2,k} \geq 0,772$); excelente para aceitável ($ICC_{2,3} \geq 0,540$) ou excelente para inaceitável ($ICC_{2,1} \geq 0,281$) para a propriedade em declive; e excelente a inaceitável ($ICC_{2,3} > 0,295$; $ICC_{2,1} > 0,122$) para a propriedade convergência. A análise da robustez mostrou efeitos principais da duração do sinal ($\omega^2 \leq 0,834$), frequência de amostragem ($\omega^2 \leq 0,526$) e frequência de corte do filtro passa-baixa ($\omega^2 \leq 0,523$); efeitos de dois e três fatores variavam de médio a trivial. **Conclusões**: Restrições visuais, de suporte e tarefas de atenção afetam as propriedades de declive, estabilidade e convergência na busca pela estabilidade postural ortostática. Confiabilidade das propriedades de otimização é excelente ou aceitável para derivar as propriedades de declive, estabilidade e inaceitável para convergência da média de três medidas. Propriedades de otimização são robustas à interação, mas não aos efeitos principais das fontes metodológicas de variação.

Palavras-chave: Controle Postural, Otimização, Reabilitação, Centro de Pressão.

Abstract

Introduction: Postural assessment methods have evolved remarkably in recent decades, but their clinical utility and applications in Rehabilitation Sciences are still limited. **Objectives**: To investigate postural stability by applying the theory of mathematical optimization to the posturography signal in adults. **Methods**: Study 1: Primary data analysis of 94 young individuals by computer simulation of benchmark functions to test the proposed optimization variables (general τ and γ;local min_N, min_L min_{SD} and global min_G) under known conditions, followed by secondary data analysis to investigate main effects or interaction of sensorimotor tasks on the proposed set of variables. Study 2: Secondary analysis of posturographic data from 146 adults according to methodological recommendations for reliability and robustness studies. **Results**: Downhill Property showed three-way interaction for $|\gamma|$ (ω^2 = 0,002), the stability property showed three-way interaction for min_L (ω^2 = 0,012) and the convergence property resulted in three-way interaction for min_G (ω^2 = 0,009) and $|\Delta_{GL}|$ (ω^2 = 0,011). Excellent reliability was observed for stability property ($ICC_{2,k} \geq 0,772$); excellent to acceptable ($ICC_{2,3} \geq 0,540$) or excellent to unacceptable ($ICC_{2,1} \geq 0,281$) for downhill property; excellent to unacceptable ($ICC_{2,3} > 0,295$; $ICC_{2,1} > 0,122$) for the convergence property. Robustness showed major effects of signal duration ($\omega^2 \leq 0,834$), sampling frequency ($\omega^2 \leq 0,526$) and low-pass filter cutoff frequency ($\omega^2 \leq 0,523$); Two- and three-way effects ranged from medium to trivial. **Conclusions**: Evidence that visual, supportive, and attentional constraints affect downhill, stability, and unacceptable convergence properties in the pursuit of orthostatic postural stability. Reliability of optimization properties is excellent or acceptable to derive slope, stability and convergence properties from the average of three measurements. Optimization properties are robust to interaction, but not the main effects of methodological sources of variation.

Keywords: Postural control, Optimization, Rehabilitation, Center of pressure.

Lista de Ilustrações

Figura 1: Número de publicações na biblioteca PubMed com os termos: *"force platform" OR "stabilometry" OR "posturography" OR "force plate" (busca em 10/10/2019)* 20

Figura 2: Representação esquemática do deslocamento do centro de pressão. Esquerda: Estatocinesiograma bidimensional (2D). Direita: Estabilograma de deslocamento anteroposterior (Y) e mediolateral (X) 22

Figura 3: Representação esquemática do vetor de deslocamento D do centro de pressão ao longo do tempo 23

Figura 4: Representação esquemática da distribuição espacial (histograma bivariado) do centro de pressão (estatocinesiograma 3D) 23

Figura 5: Representação esquemática de intervalo decrescente de uma função aleatória, destacando a propriedade downhill..... 28

Figura 6: Representação esquemática de uma função custo destacando os valores máximos (picos em azul) e mínimos (vales em vermelho) locais, e valores globais (máximo em verde e mínimo em amarelo) 29

Figura 7: Representação esquemática das fases do procedimento de coleta do sinal posturográfico 39

Figura 8: Representação do intervalo de um sinal colhido de um participante destacando em vermelho o *Cop Traked* – momento do rastreamento capturado durante o deslocamento do CoP no estabilograma (imagem superior) e no estatocinesiograma (imagem inferior) a representação gráfica de cada captura de rastreamento separadamente na sequência de aquisição - tarefa controle (*baseline)*, 3 ensaios (t*rials*) e 5 tarefas (*tasks) .....* 102

Figura 9: Intervalos de estabilograma de cada captura de rastreamento separadamente na sequência de aquisição - tarefa controle (*baseline)*, 3 ensaios (t*rials*) e 5 tarefas (*tasks*), destacando em vermelho o processo de otimização da função custo representada pelo CoP 103

Lista de Quadros e Tabelas

Tabela 1: Principais parâmetros posturográficos utilizados na quantificação da estabilidade postural, encontrados na literatura 24

Tabela 2: Exemplos de analogia entre teoria matemática e aquisição de sinal posturográfico do COP 28

Sumário

AGRADECIMENTOS v

RESUMO vi

ABSTRACT vii

LISTA DE ILUSTRAÇÕES viii

LISTA DE QUADROS E TABELAS ix

CAPÍTULO 1 REVISÃO DE LITERATURA 12

1.1 INTRODUÇÃO 12
1.2 ESTABILIDADE POSTURAL E MECANISMOS DE CONTROLE POSTURAL 12
1.2.1 CONTROLE MOTOR E VARIABILIDADE DO MOVIMENTO HUMANO 14
1.3 POSTUROGRAFIA 16
1.3.1 REPRESENTAÇÕES GRÁFICAS DOS SINAIS POSTUROGRÁFICOS 18
1.3.2 VARIÁVEIS QUANTITATIVAS DA ESTABILIDADE POSTURAL E SUA INTERPRETAÇÃO 21
1.3.3 PROTOCOLOS DE TAREFAS MOTORAS PARA AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL 23
1.4 OTIMIZAÇÃO MATEMÁTICA 24
1.4.1 FUNDAMENTOS BÁSICOS DA OTIMIZAÇÃO 24
1.4.2 ESTUDOS SOBRE OTIMIZAÇÃO DO MOVIMENTO HUMANO E SUAS FUNÇÕES-CUSTO 27
1.5 JUSTIFICATIVAS 28
1.5.1 RELEVÂNCIA PARA AS CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO 28
1.5.2 RELEVÂNCIA PARA A AGENDA DE PRIORIDADES DO MINISTÉRIO DA SAÚDE 29
1.5.3 RELEVÂNCIA PARA O DESENVOLVIMENTO SUSTENTÁVEL 29
1.6 OBJETIVOS 30
1.6.1 GERAL 30
1.6.2 ESPECÍFICOS 30

CAPÍTULO 2 PARTICIPANTES E MÉTODOS 31

2.1 ORGANIZAÇÃO DOS ESTUDOS 31
2.2 ESTUDO 1 31
2.3 ESTUDO 2 32
2.4 ESTUDO 3 33
2.4.1 ASPECTOS ÉTICOS 33
2.5 DELINEAMENTO DO ESTUDO 33
2.5.1 LOCAL DE REALIZAÇÃO DO ESTUDO 33
2.6 AMOSTRA 33
2.6.1 LOCAL DE RECRUTAMENTO DO ESTUDO 34

2.6.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO 34
2.6.3 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO 34
2.7 PROCEDIMENTOS **35**
2.8 DESFECHOS **35**
2.8.1 DESFECHO PRIMÁRIO 35
2.9 ANÁLISE DOS DADOS **36**
2.9.1 PLANO DE ANÁLISE ESTATÍSTICA 36
2.9.2 DISPONIBILIDADE E ACESSO AOS DADOS 37
2.10 ORÇAMENTO E APOIO FINANCEIRO **37**

CAPÍTULO 3 PRODUÇÃO INTELECTUAL **38**

3.1 ARTIGO 1 **38**
3.1.1 METADADOS DO ARTIGO 1 38
3.1.2 CONTRIBUIÇÃO DOS AUTORES DO ARTIGO 1 DE ACORDO COM A PROPOSTA *CONTRIBUTOR ROLES TAXONOMY* (CREDIT) 38
3.2 MANUSCRITO #2 **74**
3.2.1 METADADOS DO MANUSCRITO #2 74
3.2.2 CONTRIBUIÇÃO DOS AUTORES DO MANUSCRITO #2 DE ACORDO COM A PROPOSTA *CONTRIBUTOR ROLES TAXONOMY* (CREDIT) 74
3.3 PARTICIPAÇÃO EM EVENTOS CIENTÍFICOS **99**
3.3.1 METADADOS DA PARTICIPAÇÃO EM EVENTO CIENTÍFICO #1 99
3.3.2 METADADOS DA PARTICIPAÇÃO EM EVENTO CIENTÍFICO #2 101
3.3.3 METADADOS DA PARTICIPAÇÃO EM EVENTO CIENTÍFICO #3 103

CAPÍTULO 4 CONSIDERAÇÕES FINAIS **105**

4.1 SÍNTESE **105**
4.2 PERSPECTIVAS PARA PESQUISA **105**

REFERÊNCIAS **107**

APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO **116**

APÊNDICE 2 – FICHA DE RELATO DE CASO **118**

APÊNDICE 3 – RESULTADOS PRELIMINARES DO ESTUDO 3 **120**

ANEXO 1 – CARTA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA **122**

Capítulo 1 Revisão de Literatura

1.1 Introdução

Os métodos de avaliação da estabilidade postural têm evoluído ao longo das últimas décadas por meio de pesquisas nas áreas de neurociências e biomecânica, principalmente. Porém, a utilidade clínica desses métodos parece ainda desproporcional em relação ao avanço tecnológico e ao número de publicações disponibilizadas nas bases de dados científicas. Desenvolve-se assim a urgência pela definição dos métodos de avaliação adequados e mais confiáveis para utilização clínica por profissionais atuantes nas Ciências da Reabilitação (HAGEMAN, LEIBOWITZ & BLANKE, 1995).

Avaliando o contexto tecnológico que as Ciências da Reabilitação se inserem atualmente, a aplicação de conceitos de otimização matemática vem tomando espaço nos estudos e experimentos que abordam a análise do movimento humano e a otimização, sob a ótica biológica, pode fazer-se representar quantitativamente em variáveis importantes, porém subavaliadas por métodos atuais (SADEGUI *et al.,* 2013). Assim, este projeto de pesquisa versa sobre a estabilidade postural aplicando a teoria de otimização matemática no sinal posturográfico em jovens hígidos. Espera-se com este estudo acrescentar informações que colaborem metodologicamente na avaliação dos sistemas de controle postural bem como na interpretação dos sinais posturográficos.

1.2 Estabilidade postural e mecanismos de controle postural

Constituem-se elementos norteadores do estudo da estabilidade postural: a descrição e interpretação dos mecanismos utilizados pelo sistema nervoso central para manter a postura ereta tanto em tarefas estáticas ou dinâmicas, evitando quedas; a compreensão dos mecanismos de controle postural em indivíduos saudáveis e doentes e o desenvolvimento de métodos válidos e confiáveis para

análise da estabilidade postural durante atividades de vida diária (KAPTEYN *et al.,* 1983; PLATA, FRANK & WINTER, 1990; NICHOLS, 1997; MOCHIZUKI & AMADIO, 2006; HERDMAN, 2007; CARVALHO & ALMEIDA, 2009; MAZZUCATO & BORGES, 2009; SOARES 2010; DUARTE & FREITAS, 2010; CAMARGO & FREGONESI, 2011; BONNET *et al.,* 2011).

Nichols (1997) utilizou o termo estabilidade postural para descrever a capacidade de um indivíduo em executar tarefas motoras estáticas ou dinâmicas sem uma queda e dividiu a estabilidade postural didaticamente em três tarefas motoras: 1) permanecer o mais imóvel possível (*steadiness*) e realizar a tarefa postural com balanço corporal mínimo; 2) distribuir simétrica ou proporcionalmente a massa corporal entre os segmentos de apoio durante a tarefa postural; e 3) estabilizar a postura de modo dinâmico durante suas transições.

Para realizar tarefas motoras faz-se necessária a integração de mecanismos centrais e periféricos mediados pelo sistema nervoso central; tal fenômeno é denominado controle da estabilidade postural ou simplificadamente controle postural (PLATA, FRANK & WINTER, 1990; KLEINER, *et al*, 2011). Considera-se o controle postural dependente do funcionamento de pelo menos cinco sistemas fisiológicos: 1) visual, o qual recebe informações sobre movimento e posição da cabeça e do corpo em relação ao ambiente e ao horizonte; 2) vestibular, o qual informa ao sistema nervoso central referências estáticas e dinâmicas sobre a posição e movimentação da cabeça em relação à gravidade; 3) somatossensorial proprioceptivo, o qual relaciona o senso de posição do corpo e dos segmentos corporais entre si; 4) somatossensorial tátil, responsável pela captação e transmissão de informações sobre o contato do corpo (ex.: superfície da região plantar na posição ortostática); e 5) musculoesquelético, o qual promove as respostas motoras gerando assim ajustes necessários para execução de uma dada tarefa motora – incluindo a manutenção da postura ortostática (PLATA, FRANK & WINTER, 1990; MOCHIZUKI & AMADIO, 2006; HERDMAN, 2007; CARVALHO & ALMEIDA, 2009; MAZZUCATO & BORGES, 2009; SOARES 2010; DUARTE & FREITAS, 2010; CAMARGO & FREGONESI, 2011; BONNET *et al.,* 2011; CHIBA *et al.*, 2016). Estes sistemas permitem a realização de ações antecipatórias e corretivas em resposta às perturbações internas (ex.: movimentos cardíacos, respiratórios e contrações musculares) e externas como aquelas provenientes do ambiente (ex.: luminosidade e solo irregular) (CARPENTER *et al*, 2010; KIEMEL *et al.,* 2011; LOURENÇO & SILVA, 2013).

Já é sabido que os sistemas de controle postural na manutenção da estabilidade estática e dinâmica, principalmente em condições desafiadoras – caracterizadas por restrição visual parcial ou total, apoio unipedal, superfícies instáveis, mobilidade corporal restrita e alterações senis ou patológicas no sistema musculoesquelético (PLATA, FRANK & NICHOLS, 1997; BARONA, 2007; CASTRO *et al.,* 2009; ASAI *et al.,* 2009; FERREIRA *et al.,* 2010; KIEMEL *et al.,* 2011; BONNET *et al.,* 2011; DASCAL, 2012; LOURENÇO & SILVA, 2013; MANTOVANI *et al.,* 2014; PORTELA, RODRIGUES & FERREIRA, 2015; BŁASZCZYK, 2016; RUSSO *et al.,* 2017).

1.2.1 Controle motor e variabilidade do movimento humano

A variabilidade é inerente a todos os sistemas biológicos e parece estar associada à maturidade do aprendizado motor, bem como ao estado geral de saúde (STERGIO, HARBOURNE & CAVANAUGH, 2006). A variabilidade pode ser definida em termos comportamentais, biológicos e estatísticos. O dicionário Webster define variabilidade biológica como “o poder de organismos vivos, tanto de origem animal e vegetal, de adaptarem-se a modificações ou alterações em seu ambiente, originado a variação final da estrutura ou função”.

Latash, Scholz & Schoner (2002) discutem o conceito de *repetition without repetition*, no qual a relação entre sinergias motoras – variabilidade na cinemática, cinética e ativação muscular – e padrões de desempenho motor refletem a ação integrativa do sistema nervoso central em resolver uma tarefa motora em várias tentativas consecutivas, sem que se repita exatamente o mesmo movimento. Dessa forma, a variabilidade pode ser descrita por variações contínuas – não necessariamente padronizadas – no desempenho de uma determinada tarefa motora (STERGIO, HARBOURNE & CAVANAUGH, 2006).

A não-linearidade é uma característica singular da variabilidade motora, uma vez que esta última pode se desenvolver descontinuamente ao longo do tempo. Isso torna a variabilidade motora um fator que pode contribuir com informações diversificadas para que o sistema nervoso central possa agir na antecipação e correção motoras. Com base em restrições ambientais, biomecânicas e morfológicas, qualquer sistema biológico irá se auto-organizar por meio de uma

infinidade de maneiras para encontrar a solução mais estável (HARBORNE & STERGIOU, 2009).

A variabilidade motora pode ser notada a partir da execução de movimentos intencionais, bem como a partir de movimentos automáticos – inicialmente intencionais que evoluem para automatização a partir de aprendizado e repetição –, a exemplo da permanência na postura ortostática, na qual balançamos continuamente em torno de um eixo de equilíbrio central buscando a manutenção dentro dos limites de estabilidade postural. Durante a postura ereta, o balanço contínuo do corpo representa claramente a variabilidade motora. A questão é saber se essa variabilidade reflete os erros de desempenho inerentes ao sistema motor ou, ao contrário, o funcionamento normal e saudável desse sistema, sendo essa perspectiva a que considera as variações em um determinado padrão de movimento como o resultado de erros na capacidade motora de correção e antecipação. No entanto, existe a crescente evidência da importância da variabilidade em movimento normal, revelando-a não como erro, mas como uma condição funcional necessária (LATASH, SCHOLZ & SCHONER, 2002; STERGIO, HARBOURNE & CAVANAUGH, 2006; HARBORNE & STERGIOU, 2009).

A complexidade de sinais biomédicos tem relação com a sua variabilidade em intervalos ao longo da série temporal; no caso da posturografia, o sinal mostra-se complexo por não apresentar intervalos temporais com valores repetidos. O movimento que ocorre em um instante afeta e é afetado por movimentos que ocorrem antes ou depois do movimento inicial. Ferramentas para medir essa complexidade baseiam-se na dinâmica não-linear nas quais modelos matemáticos são incorporados para análise e descrição de tal variabilidade (VAN EMMERIK & VAN WEGEN, 2002).

Błaszczyk (2016) considerou que o sinal posturográfico é altamente individualizado e que o método analítico ainda é desprovido de consenso, dificultando a determinação do melhor método quantitativo para investigação da estabilidade postural. Este fato relaciona-se ao conceito de variabilidade do movimento, uma vez que o sistema de controle postural tende à auto-organização, com base em restrições extrínsecas ou intrínsecas de cada indivíduo, com o intuito de obter ou manter a estabilidade postural (HARBORNE & STERGIOU, 2009).

1.3 Posturografia

A posturografia compreende um meio de análise da estabilidade postural e pode ser realizado usando uma plataforma de força com células de carga que registra as forças de reação do solo e possibilita a análise do deslocamento do centro de pressão (CoP, do inglês *center of pressure*), definido como a posição do somatório global das forças de reação do solo sobre a base de sustentação formada pelos pés (WINTER, 2009). Tais forças são localizadas espacialmente em um plano cartesiano nas direções de movimento anteroposterior (AP) e mediolateral (ML) do corpo (BONNET *et al.*, 2011; HALL, 2003).

O estudo realizado por Thomas & Whitney (1959) com plataforma de força foi pioneiro ao mostrar quantitativamente o deslocamento corporal na postura ortostática durante tarefas motoras cíclicas. Cada coleta durava 4 min na mesma posição, as plataformas mediam 1 m² e as células de carga possuíam um sistema hidráulico para minimizar ruídos como auto-oscilação e retroalimentação. Algumas das variáveis obtidas nesses experimentos pioneiros são preconizadas até hoje: os limites de deslocamento do CoP e a distância total percorrida pelo CoP, combinando registros dos sinais nas direções AP e ML.

O continuado interesse da comunidade acadêmica na avaliação quantitativa da estabilidade postural pode ser inferido pela quantidade de publicações científicas nessa área. A Figura 1 mostra a quantidade de publicações na biblioteca PubMed que empregaram termos relacionados ("*posturography*" OR "*stabilometry*" OR "*force plate*" OR "*force platform*") até 2016, totalizando 6725 artigos. Observa-se uma curva crescente de publicações a partir da década de 1970, possivelmente pelos avanços na tecnologia da informação ocorridos nessa época.

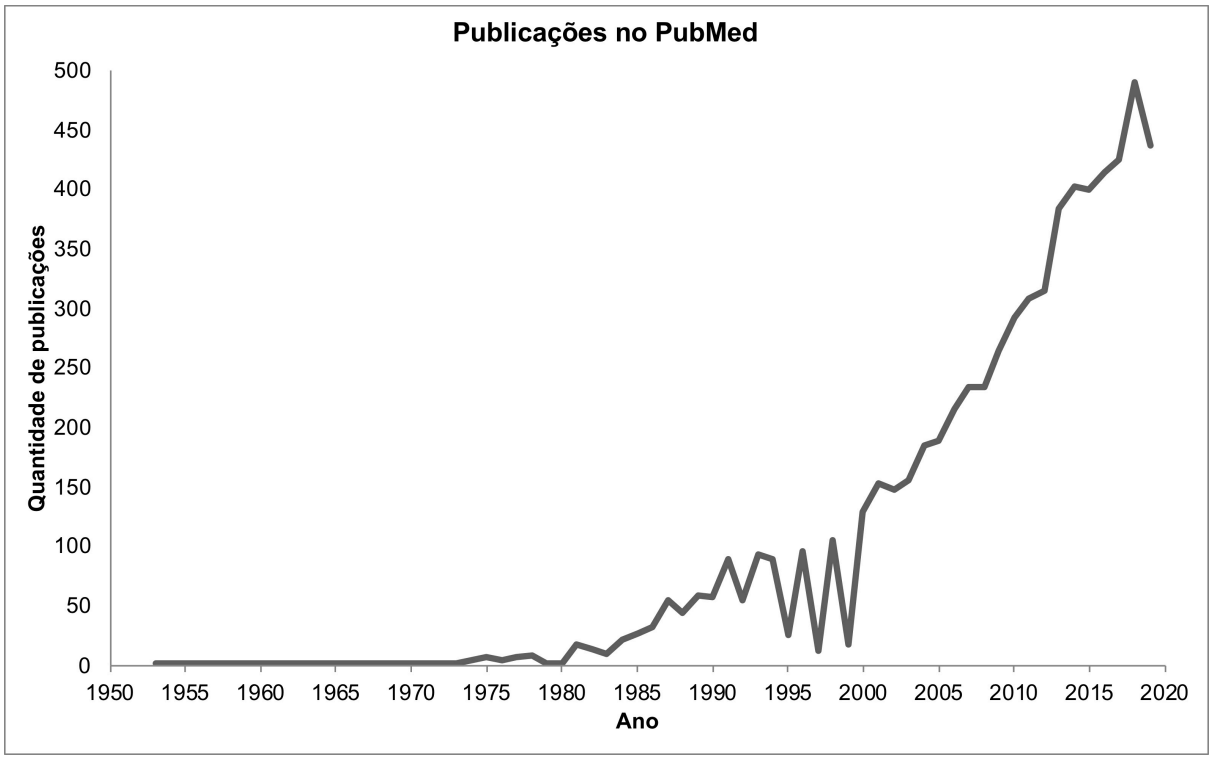


Figura 1: Número de publicações na biblioteca PubMed com o termos *"posturography" OR "stabilometry" OR "force plate" OR "force platform"* *(busca em 10/10/2019*).

Acompanhando o avanço tecnológico na década de 80, pesquisadores notaram a falta de padronização na gravação do sinal posturográfico que limitava, por exemplo, a confiabilidade interexaminadores do método e a comparação entre estudos. Ainda nessa década houve a primeira normatização para o uso da posturografia, quando normas foram sugeridas visando a padronização: das posições corporais utilizadas na coleta dos sinais; da construção da plataforma de força em relação às suas medidas físicas; das configurações das células de carga; dos princípios de análise do sinal; do tempo de gravação; dos protocolos de coleta; e das direções – AP e ML – para a gravação dos sinais (KAPTEYN *et al*, 1983).

Seguindo a cronologia de estudos com posturografia, na década de 90 as pesquisas investigaram a estabilidade postural em diversas populações, incluindo indivíduos saudáveis e doentes, jovens e idosos, homens e mulheres. Tais estudos procuravam reproduzir os protocolos de coleta preconizados na década anterior (DUNCAN *et* al, 1990; PLATA, FRANK & WINTER, 1990; FURMAN *et al*, 1993; HAGEMAN, LEIBOWITZ & BLANKE, 1995; HORAK, 1997), embora ainda realizados proporcionalmente às limitações tecnológicas e alto custo da plataforma de força.

Uma revisão sistemática publicada em 2010 sobre a confiabilidade dos resultados obtidos em testes estáticos para examinar variáveis de deslocamento e velocidade do CoP revelou dados conflitantes em relação à padronização a metodologia. De modo geral, dados adquiridos com tarefas de restrição visual se mostravam mais confiáveis. As seguintes recomendações foram então estabelecidas para maximizar a confiabilidade dos resultados: tempo de duração do exame de 90 s; 3 e 5 repetições da mesma tarefa motora (utilizando-se a média das tarefas realizadas); frequência da aquisição em 100 Hz ou mais; pré-processamento com filtro passa baixas com frequência de corte em 10 Hz (RUHE *et al.,* 2010).

Uma comissão criada após uma reunião da Sociedade Internacional de Pesquisa em Postura e Marcha em 2009 padronizou o uso da posturografia em exames posturais ortostáticos. Tal comissão definiu a utilização da plataforma de força nos seguintes padrões (SCOPPA *et al.*, 2013): acurácia do instrumento maior do que 0,1 mm; precisão acima de 0,05 mm; resolução maior do que 0,05 mm. O tempo de coleta foi sugerido em 60 s precedidos de 5 s para adaptação do indivíduo antes da gravação; intervalo entre aquisição maior ou igual a 25 s, frequência de amostragem maior ou igual a 50 Hz, além da aleatorização das tarefas posturais para minimizar efeitos de antecipação motora e fadiga muscular. A massa corporal do indivíduo analisado pode variar de 20 a 200 kg, altura de 0,80 a 2,50 m e tamanho do pé de 35 cm ou maior. Em relação ao ambiente da coleta foram mantidas as considerações da normatização prévia (KAPTEYN *et al.*, 1983): a sala deve ter preferencialmente 12 m^2 ou mais e dever silenciosa a fim de evitar pistas para orientação espacial; a plataforma a mais de um metro de distância da parede; nas coletas de olhos abertos o indivíduo deve olhar um alvo circular de 5 cm de diâmetro colocado 3 m à frente da plataforma; iluminação para testes de campo visual periférico deve ser o dobro (40 lux/m^2) em relação aos testes com olhos fechados.

1.3.1 Representações gráficas dos sinais posturográficos

O registro das coordenadas do CoP pode ser representado de diferentes modos, considerando-se sua variação em função do tempo, seus componentes de frequência ou sua disposição/distribuição no espaço em dois eixos simultaneamente.

Os deslocamentos do CoP nas direções AP ou ML em relação a variável tempo produzem o gráfico univariado conhecido como estabilograma (Figura 2); nesse gráfico, a variável tempo é representada no eixo horizontal e os deslocamentos nas respectivas direções AP e ML são representados pelo eixo vertical. Por sua vez, o estatocinesiograma 2D é a representação gráfica do deslocamento do CoP no plano isto é, AP vs. ML – no qual os movimentos ML devem ser escritos no eixo horizontal e os movimentos AP devem ser apresentados no eixo vertical (KAPTEYN et al., 1983).

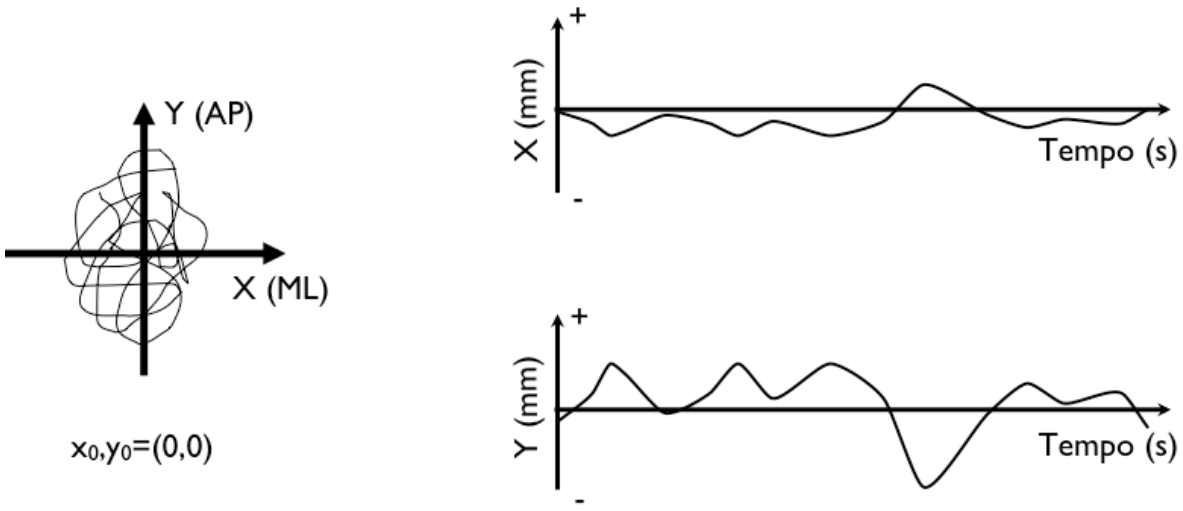


Figura 2: Representação esquemática do deslocamento do centro de pressão. Esquerda: Estatocinesiograma bidimensional. Direita: Estabilograma de deslocamento anteroposterior AP - Y e mediolateral ML - X.

Também analisado em relação à variável tempo, o vetor de deslocamento D é calculado pela distância Euclidiana a partir do deslocamento no plano AP x ML simultaneamente em cada amostra do sinal (Figura 3), calculada por meio de equação 1 (BLACK *et al.,* 1982; YAMADA, 1995; BŁASZCZYK, 2016):

$$D_{[t]} = \sqrt{\left(X_{[t]} - X_{ref}\right)^2 + \left(Y_{[t]} - Y_{ref}\right)^2} \quad (1)$$

Na equação 1, $D_{[t]}$ representa o deslocamento nas direções X e Y em função da variável t; $X_{[t]}$ representa a coordenada de posição do CoP na direção ML em função da variável t; $Y_{[t]}$ representa a coordenada de posição do CoP na direção AP

em função da variável t; X_{ref} e Y_{ref} representam as coordenadas de referência no plano XY. As coordenadas de referência X_{ref} e Y_{ref} são escolhidas arbitrariamente. Entretanto, estudos que utilizaram a vetorização do CoP parecem considerar o ponto médio de deslocamento do COP em cada direção X e Y como o valor numérico representativo do centro da área de deslocamento total do CoP (BLACK *et al.,* 1982; YAMADA, 1995; BŁASZCZYK, 2016).

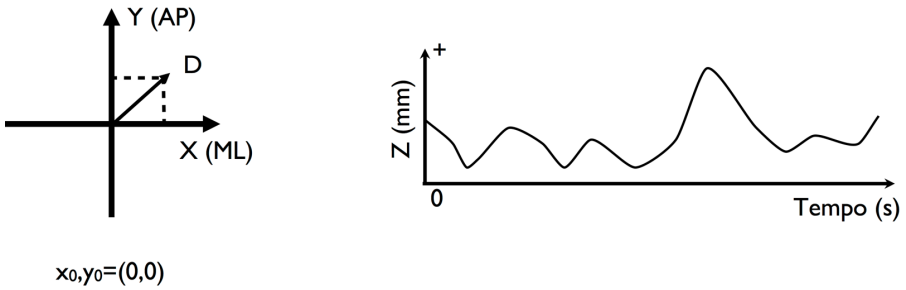


Figura 3: Representação esquemática do vetor de deslocamento *D* do centro de pressão ao longo do tempo.

Harris *et al.* (1982) propuseram o histograma bidimensional de densidade dos dados de CoP, posteriormente chamado de estatocinesiograma 3D (BARACAT e FERREIRA, 2013), cujo gráfico aponta a probabilidade do CoP ser localizado sobre a sua área total de deslocamento e pode ser utilizado para formulação de modelos estatísticos (Figura 4). Recentemente, surgiu mais uma forma de análise do sinal posturográfico, o estatocinematograma 3D (SKMG-3D), método que realiza o mapeamento cinemático que mostra a localização espacial da velocidade do COP em sincronização temporal com a distribuição espacial bivariada (PORTELLA & FERREIRA, 2014).

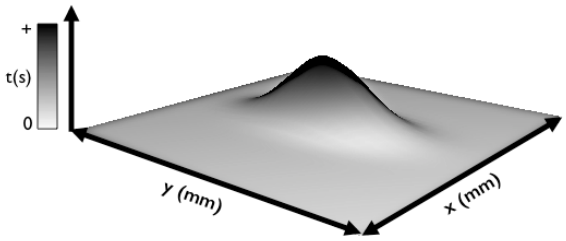


Figura 4: Representação esquemática da distribuição espacial (histograma bivariado) do centro de pressão (estatocinesiograma 3D).

1.3.2 Variáveis quantitativas da estabilidade postural e sua interpretação

A partir dos sinais de CoP tem-se calculado variáveis na tentativa de interpretar o controle postural. A análise quantitativa decorre do cálculo de variáveis nos domínios do tempo, frequência e/ou espaço, propostos ao longo das décadas de estudo da posturografia por plataforma de força (Tabela 1).

No domínio do tempo, amplitudes de deslocamento do COP, velocidade (mínima, média e máxima) desse deslocamento e o comprimento do traçado total percorrido pelo COP são frequentemente utilizados (KAPTEYN *et al.*, 1983). Em relação ao espaço, os parâmetros de interesse compreendem a área de deslocamento do COP, avaliada por diversos métodos diferentes (OLIVEIRA *et al.*, 1996). No domínio da frequência, os parâmetros mais utilizados compreendem frequência mediana e média do COP (BARCELLOS & IMBIRIBA, 2002; ASAI *et al*, 2009), além da frequência média da potência, largura da banda, amplitude máxima, frequência da razão da energia de alcance, razão espectral da potência e frequência da amplitude máxima do COP (NAGYMÁTE & KISS, 2016). Outras variáveis também relacionadas ao sinal posturográfico também foram derivados, tais como a difusão e densidade descritos por Nagahara *et al* (1984) que relacionam os domínios espaciais e estatísticos e coeficiente de difusão.

Uma vez que as variáveis são obtidas por cálculos matemáticos e/ou algoritmos aplicados aos sinais posturográficos, surge a necessidade da correta interpretação de cada variável considerando-se a imprevisibilidade do componente estocástico do sinal e a previsibilidade do seu componente determinístico (RUFFINO, 2009). Observa-se na literatura citada anteriormente, diferentes raciocínios para interpretar as variáveis posturográficas como os parâmetros do estabilograma.

Tabela 1: Exemplos de variáveis posturográficas utilizadas na quantificação da estabilidade postural

	Unidimensionais (AP ou ML vs. tempo)	**Bidimensionais (AP vs. ML)**	**Outros**
Estatísticos	Média, Desvio-padrão, Variância, Amplitude, Curtose, Assimetria	*	*
Cinemáticos	Velocidade máxima, Limiar de velocidade, Velocidade máxima absoluta média	Deslocamento total, Velocidade média, Limiar de velocidade	*
Espaciais	*	Área retangular, Área circular, Área elíptica, Difusão, Densidade	Regiões de alta densidade, Regiões de alta velocidade Distância Euclidiana média do centroide Distância Euclidiana máxima do centroide (*Dmax*)
Fractais	Entropia	*	*
Espectrais	Frequência média, Frequência mediana, Frequência média ponderada pela potência, Largura da banda, Frequência da amplitude máxima, Frequência da razão da energia de alcance, Amplitude máxima	Razão espectral da potência	*
Outros	Coeficiente de difusão	Coeficiente de difusão	*

* Variáveis posturográficas não identificadas para essas categorias.

Alguns estudos sugerem em geral uma relação inversamente proporcional entre as variáveis quantitativas e a estabilidade postural (RAYMAKERS, SAMSON & VERHAAR, 2005). Nota-se que esta interpretação se sustenta principalmente sobre o conceito de executar uma tarefa postural mantendo a oscilação corporal mínima – *steadiness* conforme descrito por NICHOLS (1997). Portanto, considera-se a maior amplitude e/ou variabilidade do deslocamento do CoP como um marcador das tentativas do SNC em manter a estabilidade postural (FERREIRA *et al.,* 2010; DUARTE & FREITAS, 2010; PORTELA & FERREIRA, 2014).

Um fator relevante para robustez e adaptabilidade do movimento humano é a percepção da variabilidade pelos sistemas de controle postural. Porém, a maioria das medidas quantitativas da postura ereta não incluem limites ou limiares na avaliação de estabilidade postural, tão necessários para essa análise (VAN EMMERIK & VAN WEGEN, 2002).

Em contrapartida, a variabilidade do deslocamento pode ser relacionada à estabilidade postural e, desse modo, um maior deslocamento do COP reflete o comportamento exploratório e fisiológico dos sistemas de controle postural na busca pela estabilidade, e não ruídos ou erros aleatórios (VAN EMMERIK & VAN WEGEN, 2002; MOCHIZUKI *et al.,* 2006; CARPENTER, MURNAGHAN & INGLIS, 2010).

1.3.3 Protocolos de tarefas motoras para avaliação do controle postural

O controle postural tem sido avaliado durante a realização de diversas tarefas posturais sobre uma plataforma de força. Os experimentos são majoritariamente realizados na postura ortostática ou sentada, associada ou não a tarefas cognitivas, de simulação mental ou a perturbações externas, com/sem privação visual ou somatosensorial (COSTA *et al.,* 2009; BONNET *et al.,* 2011; LOURENÇO & SILVA, 2013; BŁASZCZYK, 2016; MUJDECI *et al.,* 2016).

Durante as tarefas motoras que manipulam a informação somatossensorial, o indivíduo pode ser orientado a assumir diferentes condições de base de suporte: bipedal aberta (pés afastados) ou bipedal fechada (pés unidos na linha média da base de suporte), ambas com ou sem ângulo de abertura dos pés em relação à linha média; semitandem (região medial da ponta do dedo de um pé encostado na

região medial do calcanhar do outro pé); tandem (os pés permanecem alinhados e o pé dominante fica posterior ao não-dominante); e unipedal sobre o pé dominante ou não-dominante. Essa tarefas buscam testar os sistemas de controle postural, afetando-os isolada ou conjuntamente (FERREIRA *et al.,* 2010; RUHE *et al.,* 2010; CARMELO & GARCIA, 2011; KIEMEL *et al.,* 2011; DASCAL *et al.,* 2012; CZAJCA *et al.,* 2012; LOURENÇO & SILVA, 2013, BACARAT & FERREIRA, 2013; SADEGUI *et al.,* 2013; BŁASZCZYK, 2016). Geralmente, quando mais de uma tarefa postural é executada, estas são realizadas em ordem sorteada para minimizar possíveis efeitos de aprendizado motor e/ou fadiga devido às repetições (MELO, 2009; DASCAL *et al.,* 2012).

1.4 Otimização matemática

1.4.1 Fundamentos básicos da otimização

Nas Ciências Exatas, o termo otimização matemática refere-se ao conjunto de métodos de solução de problemas nos quais o objetivo é minimizar ou maximizar uma função-custo quantitativa por meio da escolha sistemática dos valores de uma ou mais variáveis a partir de um conjunto viável de valores (GILLI & WINKER, 2003). Os métodos de otimização podem ser utilizados na busca de uma solução ótima para modelos matemáticos que representem os sistemas fisiológicos em estudo, ou seja, valores que expressem o melhor desempenho do sistema estudado (PRILUTSKY & ZATSIORSKY, 2002; GILLI & WINKER, 2003; TANAKA *et al.,* 2006; SADEGUI *et al.,* 2013).

Para resolver um problema de otimização pode-se encontrar a função (linear ou não-linear) que modela tal problema, sendo a função descrita por variáveis dependentes e uma função-custo. Grande parte dos problemas de otimização possuem modelos de funções não-lineares (TANAKA *et al,* 2006), cuja resolução depende de uma avaliação mais complexa. Entretanto, de modo geral casos práticos de otimização não possuem solução analítica, sua função não é contínua e tampouco são descritas por equações. Esse fato ocorre principalmente quando a função a ser otimizada é resultado de diversos processos (TANAKA *et al*, 2006; SADEGUI *et al,* 2013).

A otimização também pode ser aplicada a problemas cujos dados medidos resultam de um experimento com aquisição de sinais (TANAKA *et al,* 2006), por exemplo o caso da posturografia por plataforma de força. A Tabela 2 mostra a analogia entre teoria matemática de otimização e aquisição do sinal posturográfico na qual, variáveis matemáticas podem ser aplicadas na análise do sinal adquirido a partir do registro de deslocamento do COP ao longo do tempo.

Tabela 2 : Exemplos de analogia entre teoria matemática e aquisição de sinal posturográfico do centro de pressão

Teoria matemática de otimização	**Aquisição do sinal**
Variável independente	Tempo
Variável dependente (Função-custo)	Posição do COP, velocidade do COP, deslocamentos do COP em AP\ML, Vetor de Deslocamento D

Em problemas de otimização, a busca direta é um método que objetiva encontrar os mínimos/máximos locais e sucessivamente o mínimo/máximo global através da comparação de cada solução atual do intervalo selecionado com a melhor solução obtida anteriormente, aceitando assim iterações que produzam o decréscimo na função-custo. A estabilidade ou propriedade *downhill*, ilustrada na Figura 5, é um dos requisitos principais para a eficiência de um algoritmo de otimização e compreende que determinada sequência de valores da função-custo seja sempre não-crescente (LAGARIAS *et al,* 1998; LEWIS *et al*, 2000; GILLI & WINKER, 2003; KOLDA *et al,* 2003).

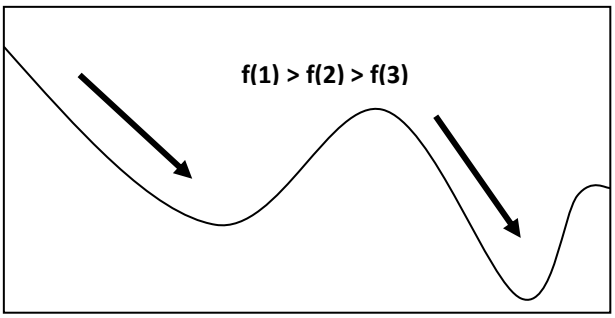


Figura 5: Representação esquemática de intervalo de uma função-custo variável, destacando dois trechos com propriedade *downhill* conforme indicado pelas setas.

Um desafio para os métodos de otimização compreende a análise de funções cujo comportamento é variável (SADEGUI *et al.,* 2013). Nessas funções é possível identificar-se vários picos (valores máximos) e vales (valores mínimos) locais, como mostra a Figura 6, sem, no entanto, a garantia de identificação de um pico (vale) global ótimo. Em casos de funções com característica variável é possível encontrar muitos valores locais por causa da variabilidade dos dados. O término prematuro da busca pelo máximo (mínimo) global é prevenido testando se os mínimos localizados são os melhores valores no intervalo escolhido para análise. Importante destacar a diferença conceitual que se adota aqui entre mínimos e máximos no contexto estatístico (extremos) de valores mínimos e máximos no contexto de otimização (vales e picos).

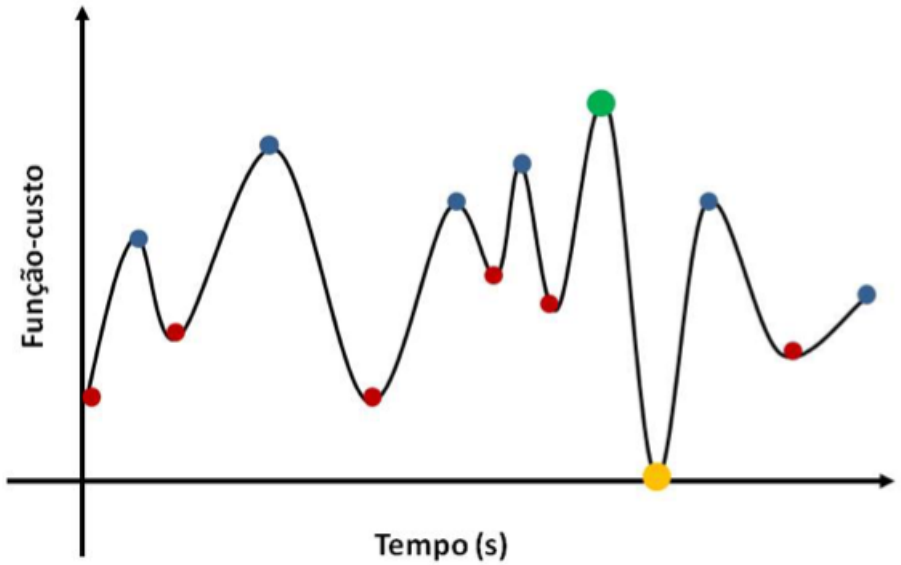


Figura 6: Representação esquemática de uma função-custo destacando os valores máximos (picos em azul) e mínimos (vales em vermelho) locais, e valores globais (máximo em verde, mínimo em amarelo).

Para determinar se o mínimo/máximo local pode ser considerado global, utilizam-se estratégias tais como (1) perturbar a solução corrente em uma direção aleatória no intervalo de valores possíveis e reiniciar o processo de minimização e (2) reiniciar o processo de busca a partir de vários pontos iniciais diferentes e observar se todos convergem para o mesmo valor. Caso não sejam observadas mudanças no processo de busca, há então a possibilidade da identificação dos

valores globais ótimos. Para um dado tamanho de intervalo de busca, a rotina de otimização sempre convergirá para uma solução ótima (LAGARIAS *et al,* 1998; LEWIS *et al*, 2000; GAU & STADTHERR, 2000; GILLI & WINKER, 2003; KOLDA *et al.,* 2003; TANAKA *et al.,* 2006).

Uma das definições mais simples de mínimo utilizada pelos algoritmos de busca direta é a separação do mínimo (LEWIS *et al.*, 2000; GILLI & WINKER, 2003; KOLDA *et al.,* 2003; MATHEUS & FINK, 2004; ALBRECHT, 2005, TANAKA *et al.,* 2006; MAURI, 2008). Outro exemplo de algoritmo de otimização de busca direta compreende o simplex de Nealder-Mead (LAGARIAS *et al.,* 1998; LEWIS *et al.*, 2000; GILLI & WINKER, 2003). Ressalta-se aqui que a distinção entre algoritmos de aprendizado iterativo – no qual uma função-custo é gradualmente otimizada e pode ser terminada em valores locais satisfatórios mas não ótimos– algoritmos analíticos que computam uma estratégia ótima globalmente – presumidamente utilizando modelos internos do sistema (RUGY *et al*, 2012).

1.4.2 Estudos sobre otimização do movimento humano e suas funções-custo

Diversos pesquisadores têm estudado o movimento humano utilizando processos de otimização por meio de funções -custo. A escolha da função-custo de uma determinada tarefa motora não é trivial (BOTTASSO *et al.*, 2006). Em geral, as funções-custo podem ser divididas em cinéticas (oriundos das forças produzidas pelos músculos ou torques aplicados ao corpo) ou cinemáticas (oriundos exclusivamente da configuração espacial do corpo e suas derivadas temporais) (ENGELBRECHT, 2001). Para tarefas motoras naturais, presume-se que as funções-custo sejam alguma combinação promediada de termos relacionados à velocidade, acurácia e esforço para realizar uma determinada tarefa motora (RUGY *et al.*, 2012; SADEGUI *et al.,* 2013), podendo ainda incluir aspectos tais como minimização da dor e minimização de deficiências motoras (BOTTASSO *et al.*, 2006), minimização da incerteza da entrada sensorial e variabilidade motora (BAYS & WOLPERT, 2007; CHIBA *et al.*, 2016).

Em geral, estudos nessa área são conduzidos a partir de hipóteses de que uma dada tarefa motora resulta da otimização de uma certa função-custo. Os dados

teóricos (ex.: oriundos de modelos biomecânicos) são comparados aos dados experimentais e, se uma dada acurácia mínima é obtida, a hipótese inicial pode ser considerada plausível (PRILUTSKY & ZATSIORSKY, 2002; BOTTASSO *et al*, 2006).

Um estudo de simulação computacional da tarefa de levantar utilizando um modelo biomecânico multissegmentado do corpo no plano sagital utilizou como função-custo a minimização do *jerk* muscular (derivada temporal da aceleração), sugerindo adicionalmente que a função-custo poderia ser melhorada incluindo-se a maximização da altura do centro de massa do corpo (MENEGALDO *et al.*, 2003). Em um estudo de simulação computacional da marcha, também utilizando um modelo multissegmentado biomecânico, investigou uma família de funções-custo para otimizar a marcha – relacionadas à minimização da força ou da fadiga (ACKERMANN & VAN DEN BORGET, 2010).

É importante ressaltar que a extensa literatura existente sobre o uso de métodos de otimização matemática para o estudo do movimento humano utiliza os métodos computacionais para otimização paramétrica dos modelos biomecânicos, a fim de obter simulações de movimentos mais próximas de dados reais – e maioria dos estudos analisou movimentos intencionais com 1 ou 2 graus de liberdade (ex.: movimento planar de alcance de um objeto com a mão). Aparentemente, somente um estudo recente investigou movimentos voluntários do membro superior e sugeriu que padrões de ativação muscular não são determinados pelo sistema nervoso central em um processo de otimização em tempo real mas, sim refletem os hábitos desenvolvidos pelo sistema nervoso central quando aprendidos pelo sistema de controle de acordo com algum critério (RUGY *et al.*, 2012).

1.5 Justificativas

1.5.1 Relevância para as Ciências da Reabilitação

Observa-se na literatura que, a despeito das teorias de otimização para o controle motor, há uma carência de estudos que abordem os sinais posturográficos na busca de evidências de que o controle postural possa ser interpretado como um problema de otimização. Agregar a teoria de otimização aos estudos do movimento

humano pode trazer resultados inovadores no âmbito diagnóstico e terapêutico, relevantes para melhorar a capacidade diagnóstica funcional e a efetividade na abordagem terapêutica das disfunções de estabilidade postural (LATASH *et al.,* 2002; SADEGUI *et al.,* 2013). Acrescenta-se portanto, outra relevante justificativa para este estudo. O potencial de ampliar a visão teórico-prática sobre a natureza do comportamento dos sistemas de controle postural e suas disfunções.

1.5.2 Relevância para a Agenda de Prioridades do Ministério da Saúde

Pesquisadores do movimento humano consideram que mecanismos fisiológicos de recuperação da estabilidade objetivam manutenção do controle postural especialmente para a prevenção de quedas (PLATA, FRANK & WINTER, 1990; CAMARGO & FREGONESI, 2011). A teoria da otimização pode contribuir para a compreensão de como o sistema nervoso central resolve objetivamente o problema da estabilidade postural, tal como quedas.

1.5.3 Relevância para o Desenvolvimento Sustentável

Um documento criado em 2015 pela Assembleia Geral da Organização das Nações Unidas, denominado: “Transformando Nosso Mundo: a Agenda 2030 para o Desenvolvimento Sustentável”, se tornou uma espécie de manual de ações para direcionar o mundo na sustentabilidade até 2030.

A agenda 2030 preconiza 17 Objetivos de Desenvolvimento Sustentável, com 169 metas, para erradicar a pobreza e promover vida digna para todos no planeta (United Nations Development Group, 2016). Baseando-se na responsabilidade do desenvolvimento sustentável, o presente estudo se enquadrou nos objetivos 3 e 4 da Agenda 2030. De acordo com Grupo Interagencial da Organização das Nações Unidas no Brasil sobre a Agenda 2030 (2016), o objetivo 3 se refere à Saúde e Bem-Estar no qual esse estudo se enquadra nas metas: ***3.4*** *Até 2030, reduzir em um terço a mortalidade prematura por doenças não transmissíveis por meio de prevenção e tratamento, e promover a saúde mental e o bem-estar;* ***3.d*** *reforçar a capacidade de todos os países, particularmente os países em desenvolvimento,*

para o alerta precoce, redução de riscos e gerenciamento de riscos nacionais e globais à saúde. E no objetivo 4 que refere à Educação de Qualidade, o presente estudo pretendeu alcançar a meta ***4.4*** *Até 2030, aumentar substancialmente o número de jovens e adultos que tenham habilidades relevantes, inclusive competências técnicas e profissionais, para emprego, trabalho decente e empreendedorismo.*

1.6 Objetivos

1.6.1 Geral

Investigar a estabilidade postural aplicando a teoria de otimização matemática no sinal posturográfico em adultos.

1.6.2 Específicos

1. Descrever as propriedades de otimização adotadas por adultos para a manutenção da estabilidade postural na postura ortostática e o efeito de condições variadas de integração sensoriomotora na determinação dessas propriedades;
2. Quantificar a confiabilidade para medidas repetidas e robustez das propriedades de otimização para aspectos metodológicos da posturografia para a manutenção da estabilidade postural;
3. Investigar o efeito de aprendizado de uma tarefa motora desafiadora na postura ortostática nas propriedades de otimização da estabilidade postural.

Capítulo 2 Participantes e Métodos

2.1 Organização dos estudos

Este projeto dividiu-se em 3 estudos, elaborados para abordar os objetivos específicos conforme a seguir.

- Estudo 1: Descrever as propriedades de otimização adotadas por adultos para a manutenção da estabilidade postural na postura ortostática e o efeito de condições variadas de integração sensoriomotora na determinação dessas propriedades;
- Estudo 2: Quantificar a confiabilidade para medidas repetidas e robustez para aspectos metodológicos da posturografia das propriedades de otimização para a manutenção da estabilidade postural;
- Estudo 3: Investigar o efeito de aprendizado de uma tarefa motora desafiadora na postura ortostática nas propriedades de otimização da estabilidade postural.

2.2 Estudo 1

Este estudo foi dividido em duas simulações. Os métodos propostos para elaboração, condução e análise estatística desses experimentos encontram-se apresentados na íntegra, a seguir, CAPÍTUILO 3. RESULTADOS – 3.1. Artigo Publicado (PORTO *et al.*, 2019).

Primeiramente foi realizada análise primária de dados por meio de simulação computacional de funções para testar as variáveis de otimização propostas em condições conhecidas. Foram investigados três requisitos principais para um processo de otimização eficiente: propriedades de declive (*downhill*), estabilidade e convergência. A validade na quantificação das variáveis propostas foi testada a partir de funções padronizadas (JAMIL & YANG, 2013) simuladas usando o pacote TestFunctions (ERICKSON, 2017) gerado no programa R Project (R Core Team,

2018). Nove funções foram selecionadas considerando todos os aspectos semelhantes às séries temporais do vetor de deslocamento de CoP.

Na segunda simulação foi realizada a análise dos dados posturográficos obtidos em banco de dados disponibilizados por pesquisadores (ALBERTSEN *et al.,* 2017) para investigar se tarefas sensoriomotoras causariam efeitos principais ou de interação no conjunto de variáveis de otimização propostas. Foram reexaminados dados de posturografia de 94 jovens saudáveis (idade 28 ± 6 anos, 58 mulheres) cujos sinais de CoP foram obtidos em 60 s usando uma plataforma de força. Os dados consistiam em sinais de CoP (coordenadas AP e ML) obtidos durante condições caracterizadas por condições de apoio (pés afastados; pés juntos), visão (olhos abertos; olhos fechados) e tarefas sensoriomotoras (simples; duplas).

2.3 Estudo 2

Este estudo também foi dividido em duas análises cujos métodos propostos para elaboração, condução e análise estatística desses experimentos encontram-se apresentados na íntegra no CAPÍTULO 3. RESULTADOS – 3.2 Manuscrito para submissão.

O estudo 2 compreendeu uma análise de dados posturográficos elaborado de acordo com as recomendações metodológicas para estudos de confiabilidade (WEIR, 2005) e apresentado de acordo com as diretrizes para estudos de confiabilidade e concordância (KOTTNER *et al*, 2011). Foi utilizado um conjunto de dados posturográficos disponibilizados em banco de dados por pesquisadores (SANTOS & DUARTE, 2016) 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”). Apenas ensaios caracterizados por “olhos fechados” e “superfície da espuma” foram examinados. A confiabilidade foi estimada usando coeficiente de correlação intraclasse considerando todos os ensaios repetidos. Para a análise de robustez considerou-se apenas o 1º ensaio e houve processamento de dados adicionais para simular as fontes metodológicas de variação relativas à duração do sinal, frequência de amostragem e frequência de corte de filtragem passa baixas.

2.4 Estudo 3

Este estudo envolveu a aquisição de dados e a aplicação de métodos computacionais para coleta e análise do sinal posturográfico em adultos. Os métodos propostos para elaboração, condução e análise estatística desse estudo encontram-se apresentados a seguir.

2.4.1 Aspectos éticos

O protocolo experimental foi submetido ao Comitê de Ética antes da execução do estudo, em consonância com a resolução 466/2012, sendo aprovado sob o número 70142717.0.0000.5235 (ANEXO 1). Todos os indivíduos participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (Apêndice 1) após serem informados sobre a natureza do estudo e do protocolo a ser realizado.

2.5 Delineamento do estudo

Observacional transversal.

2.5.1 Local de realização do estudo

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

2.6 Amostra

A amostra deste estudo foi composta por 21 adultos jovens (13 homens) pertencentes à comunidade acadêmica da instituição proponente. A amostragem foi

determinada por conveniência; os participantes foram convidados via *folder* digital confeccionado pela pesquisadora e posteriormente, contatados pessoal e individualmente pela mesma, a qual explicou os objetivos e procedimentos do estudo, bem com os potenciais riscos e benefícios da sua participação voluntária.

2.6.1 Local de recrutamento do estudo

A coleta dos dados ocorreu no Laboratório de Cinética e Cinemática em Reabilitação do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta, localizado em Bonsucesso/RJ (Brasil).

2.6.2 Critérios de inclusão

1. Foram incluídos os participantes que atenderam simultaneamente aos seguintes critérios:
2. Idade entre 18 e 40 anos;
3. Em caso de mulher, não ser gestante;
4. Apresentar escolaridade mínima de alfabetização;
5. Ausência de sequelas neurológicas ou ortopédicas de qualquer natureza que comprometam a permanência na postura estática bípede;
6. Ausência de quadro álgico musculoesquelético agudo em qualquer parte do corpo que comprometa a permanência em postura estática bípede;
7. Não usar medicamentos supressores da função vestibular, de ação periférica ou central, para controle de sinais ou sintomas relacionados ao controle postural;
8. Possibilidade de comparecer às instalações dos laboratórios do estudo por meio de recursos próprios.

2.6.3 Critérios de exclusão

1. Perda de dados nos sinais coletados;
2. Incapacidade de completar o protocolo em até 3 tentativas.

2.7 Procedimentos

Os participantes foram inicialmente informados sobre os objetivos, procedimentos e potenciais benefícios e riscos do estudo por meio do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) (Apêndice 1), o qual todos os participantes foram convidados a assinar caso concordem em participar deste estudo. Para a caracterização dos participantes foi utilizada uma ficha impressa de relato de caso individual elaborada para esta pesquisa (Apêndice 2). O tempo de coleta de dados variou entre 20 e 30 min e compreendeu a realização das avaliações a seguir. As informações de identificação, características demográficas, antropométricas, lateralidade, condições físicas e clínicas foram obtidas por meio de anamnese.

2.8 Desfechos

2.8.1 Desfecho primário

Posturografia por plataforma de força. O protocolo de coleta de sinais posturográficos seguiu as recomendações internacionais (SCOPPA *et al.*, 2013). A aquisição dos sinais foi realizada por meio da plataforma de força AccuSway Plus AMTI (Advanced Mechanical Technologies, Inc.). A calibração da plataforma ocorreu conforme instrução do manual do fabricante. A frequência de aquisição dos sinais foi de 100 Hz.

O experimento consistiu na aplicação de uma tarefa postural com retroalimentação visual intermitente elaborada para este estudo. O participante era instruído a subir na plataforma descalço e permanecer em base aberta observando uma tela a 1,5 m de distância na altura dos seus olhos, a qual mostrava o traçado do seu CoP em tempo real ilustrado por um pequeno círculo verde no plano cartesiano, caracterizado por coordenadas AP e ML. Ao iniciar a aquisição do sinal o participante deveria mover-se anteriomente sem tirar os calcanhares da plataforma levando o traçado do CoP até um círculo branco (alvo) localizado no quadrante superior da tela sobre o eixo AP e permanecer com seu CoP por 3 s sobre o alvo, imediatamente após esses 3 s os círculos desapareciam, o participante retornava a posição inicial de estabilidade, a tela ficava neutra e sem

informações visuais por 20 s e em seguida iniciava-se o processo novamente. Eram 3 alvos testes para familiarização somados a 5 alvos tarefas. O sinal era finalizado e registrado após o último alvo ser atingido. Havia um período de 15 s, que antecedia o início das tarefas para acomodação de eventuais ajustes de posicionamento (JOHNSON *et al.*, 2003) e ao final da coleta o participante era acomodado em uma cadeira para repousar por 2 min. A figura 7 ilustra esquematicamente as fases do procedimento de aquisição do sinal posturográfico.

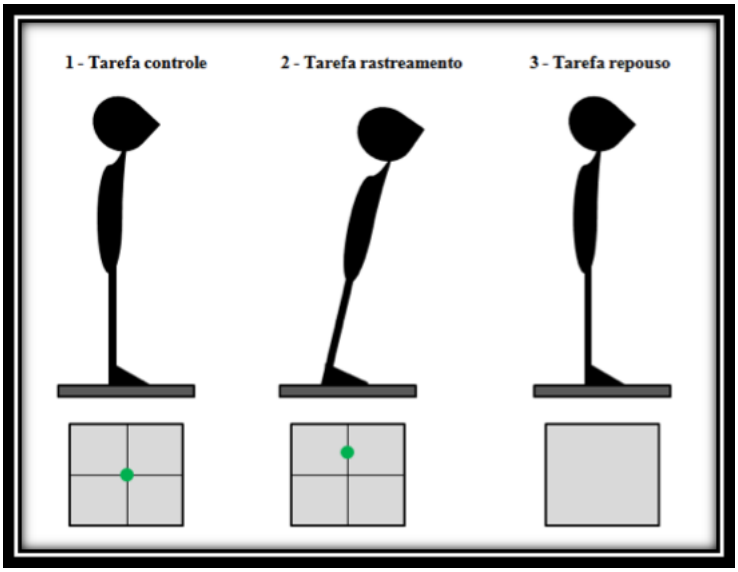


Figura 7: Representação esquemática das fases do procedimento de coleta do sinal posturográfico.

2.9 Análise dos dados

2.9.1 Plano de análise estatística

A análise estatística será conduzida a partir do processamento dos sinais estabilométricos usando R Project® (R Core Team, 2018). As variáveis de otimização igualmente computadas usando o programa R Project®. A análise dos dados processados será realizada no JASP (Departamento de Métodos Psicológicos, Universidade de Amsterdã, Holanda) (Goss-Sampson, 2018).

As variáveis posturográficas serão descritas como média e desvio-padrão (DP) ou intervalos de confiança de 95% (IC95%). Análises de medidas repetidas para as tarefas-alvo do protocolo utilizando ANOVA com objetivo de testar as

hipóteses de que há tendência de aumento da acurácia ao longo do tempo bem como da redução da área de deslocamento do centro de pressão.

Os resultados preliminares do estudo 3 encontram-se no Apêndice 3.

2.9.2 Disponibilidade e acesso aos dados

Todos os sinais coletados serão disponibilizados juntamente com os artigos publicados.

2.10 Orçamento e apoio financeiro

Este estudo foi financiado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código Financeiro 001.

Quadro 2: Apoio financeiro.

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

Capítulo 3 Produção Intelectual

3.1 Artigo 1

3.1.1 Metadados do artigo 1

***Journal*:**	Biomedical Signal Processing and Control
***Two-year Impact Factor* (YEAR)[1]:**	0.71
Classificação Qualis (ANO)[2]:	A1
Submetido/Revisado/Aceito em:	06.12.2018/09.04.2019/13.04.2019

3.1.2 Contribuição dos autores do artigo 1 de acordo com a proposta *Contributor Roles Taxonomy* (CRediT)[3]

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

[1] Disponível para consulta em: www.scimagojr.com
[2] Disponível para consulta em: www.sucupira.capes.gov.br
[3] Detalhes dos critérios em: https://doi.org/10.1087/20150211

Analysis of the Postural Stabilization in the Upright Stance Using Optimization Properties

Abstract

Background: This study investigated the whole-body stability dynamics during upright stance by applying a set of variables characterizing the mathematical optimization process that minimizes the postural sway as a cost-function.

Method: The downhill, stability, and convergence properties of postural sway were quantified by implementing a direct pattern search of downhill epochs, and locally and globally optimum valleys using the center-o-pressure (CoP) displacement vector as cost-function. The proposed pattern search was tested using a computational simulation of nine benchmark functions and subsequently applied to posturography data of 94 healthy young individuals collected under vision, support base, and attentional task constraints.

Results: Our findings show that visual, supporting, and attentional constraints demand: (1) a faster search for local optimal valleys and a shorter overall time for recovery after a transient increase in CoP displacement; (2) a shift in the expected local optimal valley to higher values with increased variability and decreased local optimum values; and (3) a higher optimal cost-function value with a higher difference from the expected local valleys.

Discussion: We found supporting evidence to the hypothesis that visual, supporting, and attentional constraints affect the downhill, stability and convergence properties when attaining to stabilize the whole-body in the upright stance. A harder optimization problem is posed to the postural control system when individuals attained to stabilize the whole-body under task constraints in an independent and combined manner.

Keywords: Centre of pressure; Quiet stance; Optimization; Postural control; Rehabilitation.

1 Introduction

Proper control of whole-body stability allows an individual to perform static or dynamic motor tasks without a fall or changes in body posture, including to remain with minimal body movement as well as to symmetrically distribute the body mass over the support base [1]. Postural stability control is an essential feature of daily-living activities [2,3], sports practice [4,5], and practically all other static or dynamic motor actions [6]. Clinically, impairments in postural stability control increase the risk of falling and are associated with a variety of physical disabilities including those observed with aging, vestibular, and neurological diseases [7–9]. Understanding the mechanisms related to the controlling of whole-body stability is a major quest in human movement analysis, with impacts ranging from falling prevention in older adults [10] to proposing physical rehabilitation interventions [11].

There is evidence from both modeling and experimental studies that the control of a human movement can be posed as an optimization problem [12–14]. In Mathematics, optimization refers to a set of problem-solving methods aiming to minimize or maximize a quantitative cost-function by systematically choosing the values of one or more variables from a viable set of values until a 'best' value—*i.e.* a minimum or maximum of the cost-function—is found [15,16]. For natural motor tasks, the cost-functions can be some combination of speed, accuracy, effort, and efficiency [6,17–23] that minimizes aspects such as sensory uncertainty and motor variability [12,24] or muscle strength and fatigue [25]. In particular, performing activities of daily living [19] or even the standing in an upright posture [13,14,26,27] can be described by optimization of cost-functions.

Posturography assesses the whole-body stability during motor tasks performed under a variety of attentional and environmental conditions [28]. Major applications of the posturography comprise discriminating between health or disease status [1,29–32] and people at low or high risk of falling [5,30,33,34]. In posturography, the center of pressure (CoP) is considered the surrogate information of the outputted net muscle activity to the inputted net sensory information received by the central nervous system (CNS) [35]. The CoP data immediately capture the motor strategies that change due to multisensory integration [36], such as when visual information [37,38], support base [39,40], and/or attention [41] are constrained. A 'learning effect' as a function of time [42,43], task repetition [43,44], or specific sports training [4,45]

is also captured in the CoP signals, suggesting they have information related to the optimization process underlying the control of the whole-body stability.

Analysis of CoP signals comprises computing time-domain, frequency-domain, statistical, spatial, and non-linear variables [46–56] that have excellent-to-poor within- and between-assessors reliability [54,57–64]. Those commonly-used variables have a strong mathematical background linked to biomechanical, signal processing, or statistical aspects [65]. However, most variables are limited to a gross detection of the degree of determinism or indeterminism in the CoP signals [66] and are not designed to capture the properties of the optimization process that underlies the whole-body stability [12]. Motivated by the principle of optimality [12] and efficiency [6] and the lack of CoP-derived variables related to the mathematical optimization theory [66], we aim to investigate the whole-body stability during an upright body posture by applying a set of variables characterizing the mathematical optimization process that minimizes the postural sway (in terms of CoP coordinates) as a cost-function. We hypothesize that visual, supporting, and attentional constraints affect the optimization properties when attaining to stabilize the whole-body in the upright posture.

2 Methods

2.1 Study design

We divided this study into two experiments. Experiment 1 comprises a primary data analysis using the computational simulation of benchmark functions to test the proposed variables under known conditions. Experiment 2 reports a secondary data analysis of posturography data to investigate whether task constraints have main or interaction effects on the proposed set of variables.

2.2 Proposal of the analytical method for analysis of posturography data based on mathematical optimization

We assume that: the CNS optimally controls the whole-body stability mainly using an intermittent motor control of ankle-hip movement strategies [14,67]; the CNS targets a minimal body displacement in both anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) directions, such that larger CoP displacements suggest worse postural control and the optimum cost-function value is a valley [54]; the acquired CoP signal duration is longer than the underlying optimization process; the optimization is constrained

subjected to $t \geq 0$; and the spontaneous sway of the CoP displacement vector (Eq. 1) is the cost-function to be minimized because it carries information about the net muscle activity to control the center of mass in the AP (COP_{AP}) and ML (COP_{ML}) directions [33,68–70]:

(1) $Z = \sqrt{{COP_{AP}}^2 + {COP_{ML}}^2}$

Based on the preceding assumptions, we investigated three major requirements for an efficient process—namely the *downhill*, *stability,* and *convergence* properties—by implementing a pattern search, *i.e.* a direct search method characterized by a series of exploratory moves that consider the behavior of the cost-function at a pattern of points [15,16].

The downhill property means that a certain sequence of the cost-function values is decreasing (non-increasing) [15,16]. In a conservative approach, we are interested in a *strictly decreasing* monotone function pattern. The algorithm performs a sample-by-sample, iterative pattern search of a downhill epoch (DH; Eq. 2):

(2) $DH_i = \begin{cases} Z_i \; \forall \; Z_{i-1} < Z_i < Z_{i+1} \\ \emptyset \; otherwise \end{cases}$,

where $i = [2, 3, 4, \dots, N-1]$ is the samples acquired sequentially, Z_i is the ith sample of the cost-function, and N is the total number of samples.

The stability property means that perturbing a locally optimal value still leads to a globally optimal solution [15,16]. We investigated this property by implementing another sample-by-sample, iterative pattern search of a valley (V; Eq. 3):

(3) $V_i = \begin{cases} V_i \; \forall \; Z_i < \; Z_{i-1} \; and \; Z_i < Z_{i+1} \\ \emptyset \; otherwise \end{cases}$

Values for functions DH and V are used to compute the variables displayed in Table 1 as follows. General performance of the optimization process is quantified by the downhill time (τ in %, the percent time of the signal duration that the cost-function is strictly decreasing) and its maximal absolute convergence rate ($|\gamma|$ in

mm/s, quantifying the expected maximal convergence rate of the minimization process averaged across all downhill epochs). The stability of the optimization process is quantified by the number of local valleys (min_N) and their mean (min_L in mm) and standard deviation (min_{SD} in mm) values of the cost-function across all local valleys.

The convergence property is quantified by the global minimum value of the cost-function (min_G, mm) and the absolute difference between the global valley and the expected value calculated across all local valleys ($|\Delta_{GL}|$; Eq. 4):

(4) $|\Delta_{GL}| = min_G - min_L$

2.3 Experiment 1: Computational simulation using benchmark functions

We tested the validity of the proposed variables using simulated benchmark functions [71] generated using the package $TestFunctions$ [72] on R [73]. Nine functions were selected because they feature either multiple local minima (Ackley, Griewank, Levy, Rastrigin), have steep ridges/drops (Easom, Michalewicz) or other challenges for optimization methods such as multiple global minima (Beale, Branin, Goldstein-Price), all resembling aspects of the CoP displacement vector time-series.

2.4 Experiment 2: Posturography data (secondary data)

We reexamined posturography data from a dataset of 94 healthy young participants (age 28±6, 58 women) without known neurological or orthopedic disorders [74]. Briefly, the database comprises 60-s CoP signals obtained using a force platform at 1000 Hz and subsequently down-sampled to 250 Hz and low-pass filtered at 10 Hz by a 2nd order Butterworth filter. The data consist of COP_{AP} and COP_{ML} signals as obtained during conditions characterized by *support* (feet apart; feet together), *vision* (eyes open; eyes closed), and *task* (single; dual) constraints.

2.5 Statistical analyses

Variables τ, $|\gamma|$, min_N, min_L, min_{SD}, min_G, and $|\Delta_{GL}|$ were calculated and exported from R for subsequent statistical analysis using JASP version 0.9.0.1 (Department of Psychological Methods, University of Amsterdam, Netherlands). Values are described as mean±SD. The repeated-measures analysis of variance was used to

test the main and interaction effects of factors *support*, *vision*, and *task* in each of the calculated variables in a full cross-design: 94 (participants) × 2 (support) × 2 (vision) × 2 (task) = 752 observations. Statistical significance is set at $p<0.05$ (two-tailed). Effect sizes were estimated using omega-squared (ω^2) for each outcome variable and interpreted as large at ≥0.14, medium at ≥0.06, small at ≥0.01, and trivial at <0.01 [75].

Table 1: Variables proposed to analyze center-of-pressure time series according to the optimization model.

Performance	Symbol	Description of the variable	Postural stability feature to be represented
General	τ	Quantifies the downhill property as the percent time that the cost-function is strictly decreasing	Dynamic stability
	$\|\gamma\|$	Quantifies the expected (mean) maximal convergence rate of the minimization process, averaged across all downhill epochs	Dynamic stability
Local	min_N	Quantifies the occurrence of valleys in the cost-function	Steadiness
	min_L	Quantifies the expected (mean) value of the valleys in the cost-function	Steadiness
	min_{SD}	Quantifies the dispersion (SD) of the valleys in the cost-function	Steadiness
Global	min_G	Quantifies the lowest valley of the cost-function, corresponding to the extreme low value of the cost-function	Target position for stability
	Δ_{GL}	Quantifies the distance between the expected local minimum and the global minimum value	Error between the target and current position for stability

2.6 Source codes and data availability

All source codes implemented in *R* version 3.5.1 [73] are available herein: $optimization.R$ (Supplementary File 1); $test.func.optim.R$ (Supplementary File 2); $cop.processing.R$ (Supplementary File 3); $Albertsen.R$ (Supplementary File 4). The posturography data can be obtained from the primary source [74].

3. Results

3.1 Experiment 1: Analysis of benchmark signals

Figure 1 shows the Ackley's function after the application of the $optimization.R$ code; all test functions are in Supplementary File 5. We can visualize the downhill epochs, the location of the maximal convergence rate at each epoch, and the quantity and location of local and global valleys.

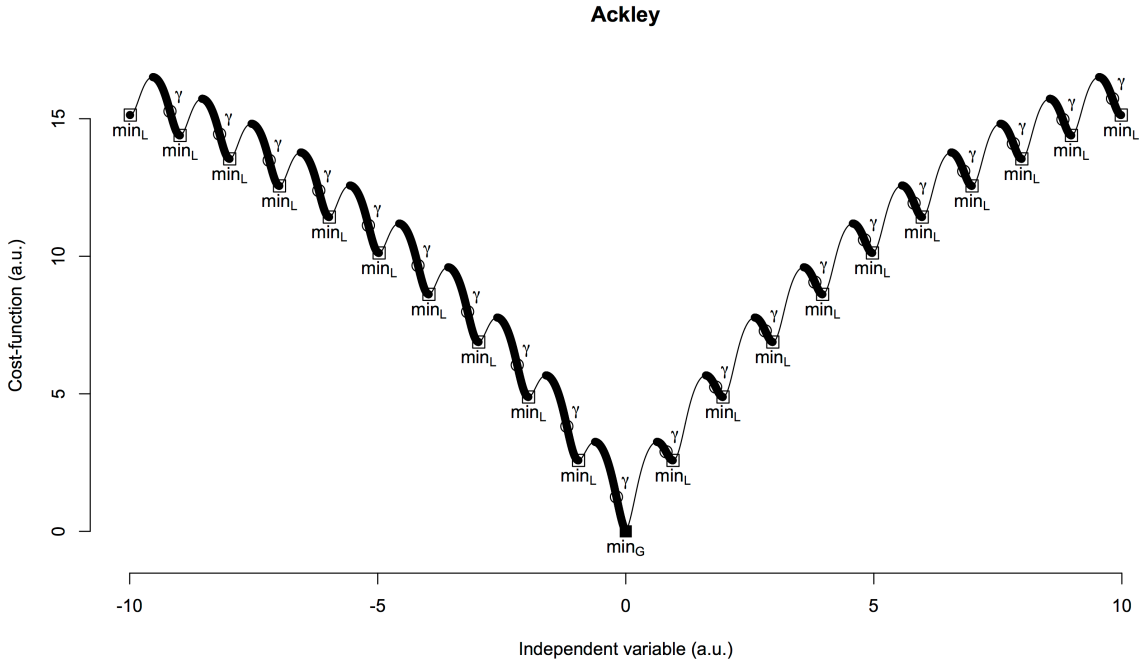


Figure 1: Benchmark Ackley's function showing the cost-function (thin line), the non-increasing epochs (i.e. downhill time) of cost-function values (thick line), the occurrence and location of local minima (□) and global minimum (■), and the location of peak convergence rates (○).

3.2 Experiment 2: Analysis of posturography data

Figure 2 shows the CoP data of Subject #1 in the dataset after the application of the $optimization.R$ code. Similarly, downhill epochs with respective location of the maximal convergence rate, local, and global valleys are marked. Negative variations in the cost-function suggest that its value is globally decreasing in sequential epochs; however, it can locally increase due to the variability of the cost-function. Conversely, large positive variations in the cost-function suggest that the last optimal solution was perturbed such that a subsequent optimization process was required for stabilizing the whole body.

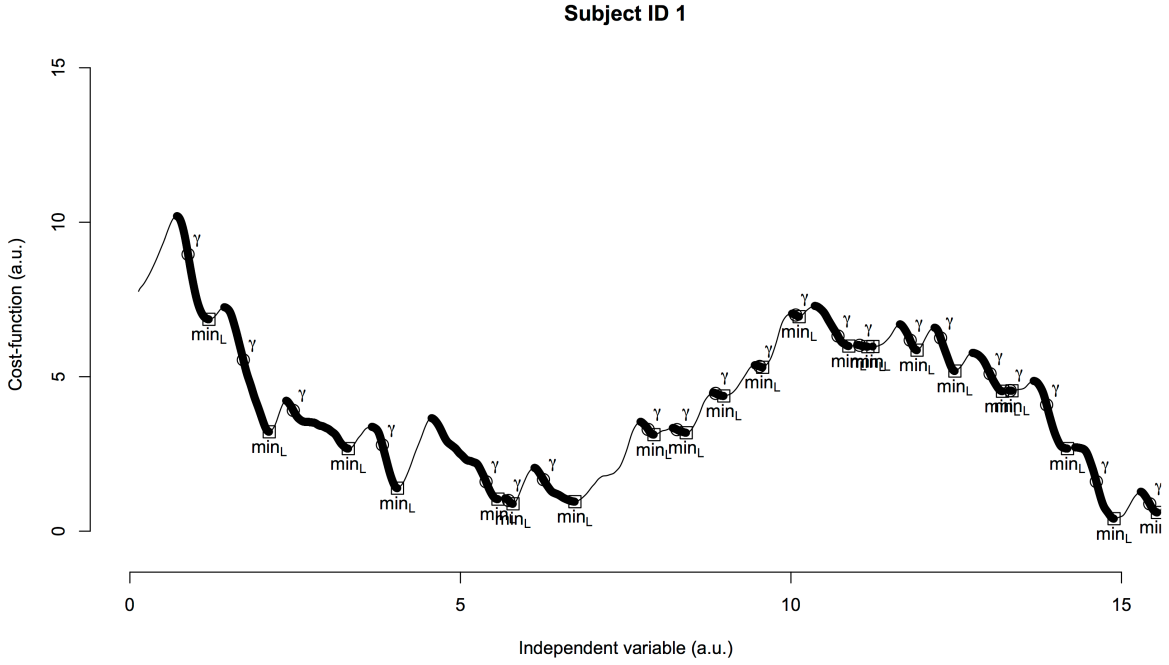


Figure 2: Center-of-pressure data showing the displacement vector as a cost-function (thin line), the non-increasing epochs (i.e. downhill time) of cost-function values (thick line), the occurrence and location of local minima (□) and global minimum (■), and the location of peak convergence rates γ (○).

Tables 2 and 3 show the descriptive and the comparative analyses of optimization variables during the different motor task conditions, respectively. Main results are summarized below.

Table 2: Descriptive analysis of the optimization variables grouped by the experimental conditions.

Support	Vision	Task	τ (%)	$\lvert\gamma\rvert$ (mm/s)	min_N (n)	$min_L\ (mm)$	$min_{SD}\ (mm)$	$min_G\ (mm)$	$\lvert\Delta_{GL}\rvert$ (mm)
Feet apart	**Eyes open**	**Single**	49.42±1.41	0.024±0.008	83.4±14.6	2.34±1.07	1.96±0.82	0.055±0.095	2.94±1.02
		Dual	48.83±1.55	0.028±0.011	84.7±14.3	2.19±1.12	1.81±0.68	0.050±0.073	2.14±1.07
	Eyes closed	**Single**	49.75±1.50	0.027±0.010	86.6±15.0	1.98±0.68	1.66±0.58	0.042±0.045	1.94±0.66
		Dual	49.25±1.51	0.033±0.011	87.9±14.9	1.91±0.69	1.62±0.57	0.044±0.040	1.86±0.68
Feet together	**Eyes open**	**Single**	48.56±1.54	0.042±0.011	75.3±10.0	4.87±1.67	3.11±1.04	0.198±0.274	4.67±1.55
		Dual	47.86±1.65	0.055±0.016	78.6±11.9	3.95±1.25	2.75±0.79	0.119±0.127	3.83±1.19
	Eyes closed	**Single**	48.73±1.47	0.045±0.012	81.1±10.5	3.38±0.94	2.40±0.60	0.096±0.099	3.28±0.89
		Dual	48.52±1.52	0.056±0.016	86.7±12.6	3.21±0.88	2.37±0.72	0.080±0.075	3.13±0.86

Values are described as mean ±SD.

Table 3: Comparative analysis of the optimization variables in relation to the conditions of postural stability and their interactions.

Model term	$\|\gamma\|$ (mm/s)	τ (%)	$min_L\ (mm)$	min_N (n)	$min_{SD}\ (mm)$	$min_G\ (mm)$	$\|\Delta_{GL}\|$ (mm)
Support*Vision*Task	$F_{1,93}$ = 6.978 p = 0.010* ω^2 = 0.002	$F_{1,93}$ = 0.713 p = 0.401 ω^2 < 0.001	$F_{1,93}$ = 12.010 p < 0.001* ω^2 = 0.012	$F_{1,93}$ = 1.700 p = 0.196 ω^2 < 0.001	$F_{1,93}$ = 2.294 p = 0.133 ω^2 = 0.001	$F_{1,93}$ = 4.338 p = 0.040* ω^2 = 0.009	$F_{1,93}$ = 10.953 p = 0.001* ω^2 = 0.011
Support*Vision	$F_{1,93}$ = 4.446 p = 0.038* ω^2 = 0.002	$F_{1,93}$ = 0.038 p = 0.845 ω^2 < 0.001	$F_{1,93}$ = 41.823 p < 0.001* ω^2 = 0.062	$F_{1,93}$ = 11.169 p = 0.001* ω^2 = 0.007	$F_{1,93}$ = 12.961 p < 0.001* ω^2 = 0.017	$F_{1,93}$ =17.740 p < 0.001* ω^2 = 0.047	$F_{1,93}$ = 39.016 p < 0.001* ω^2 = 0.058
Support*Task	$F_{1,93}$ = 50.061 p < 0.001* ω^2 = 0.035	$F_{1,93}$ = 0.164 p = 0.686 ω^2 < 0.001	$F_{1,93}$ = 16.675 p < 0.001* ω^2 = 0.019	$F_{1,93}$ = 15.444 p < 0.001* ω^2 = 0.005	$F_{1,93}$ = 2.019 p = 0.159 ω^2 = 0.001	$F_{1,93}$ = 8.704 p = 0.004* ω^2 = 0.035	$F_{1,93}$ = 14.287 p < 0.001* ω^2 = 0.016
Vision*Task	$F_{1,93}$ = 0.001 p = 0.174 ω^2 < 0.001	$F_{1,93}$ = 1.747 p = 0.189 ω^2 = 0.003	$F_{1,93}$ = 12.859 p < 0.001* ω^2 = 0.017	$F_{1,93}$ = 1.204 p = 0.275 ω^2 < 0.001	$F_{1,93}$ = 10.152 p = 0.002* ω^2 = 0.011	$F_{1,93}$ = 3.134 p = 0.080 ω^2 = 0.009	$F_{1,93}$ = 12.709 p < 0.001* ω^2 = 0.016
Support	$F_{1,93}$ = 601.131 p < 0.001* ω^2 = 0.517	$F_{1,93}$ = 73.440 p < 0.001* ω^2 = 0.229	$F_{1,93}$ = 483.222 p < 0.001* ω^2 = 0.545	$F_{1,93}$ = 25.585 p < 0.001* ω^2 = 0.049	$F_{1,93}$ = 251.390 p < 0.001* ω^2 = 0.384	$F_{1,93}$ = 95.976 p < 0.001* ω^2 = 0.235	$F_{1,93}$ = 470.465 p < 0.001* ω^2 = 0.545
Vision	$F_{1,93}$ = 21.941 p < 0.001* ω^2 = 0.020	$F_{1,93}$ = 11.270 p = 0.001* ω^2 = 0.046	$F_{1,93}$ =73.200 p < 0.001* ω^2 = 0.164	$F_{1,93}$ = 42.357 p < 0.001* ω^2 = 0.050	$F_{1,93}$ = 52.573 p < 0.001* ω^2 = 0.108	$F_{1,93}$ = 14.200 p < 0.001* ω^2 = 0.059	$F_{1,93}$ = 72.937 p < 0.001* ω^2 = 0.162
Task	$F_{1,93}$ = 233.153 p < 0.001* ω^2 = 0.157	$F_{1,93}$ = 31.269 p < 0.001* ω^2 = 0.092	$F_{1,93}$ = 31.217 p < 0.001* ω^2 = 0.044	$F_{1,93}$ = 26.683 p < 0.001* ω^2 = 0.017	$F_{1,93}$ = 14.275 p < 0.001* ω^2 = 0.017	$F_{1,93}$ = 5.997 p = 0.016* ω^2 = 0.022	$F_{1,93}$ = 32.440 p < 0.001* ω^2 = 0.048

* Indicates statistical significance at p<0.05.

The analysis of the downhill property showed statistical evidence of the three-way interaction effect for $|\gamma|$ (ω^2=0.002, p=0.010) and main effects for τ regarding the support (ω^2=0.229, p<0.001), vision (ω^2=0.046, p=0.001), and task (ω^2=0.092, p<0.001) conditions. The descriptive analysis shows that a faster convergence rate (higher $|\gamma|$) occurs alongside a shorter percentage-time on a downhill (lower τ), particularly while standing with feet together with the eyes closed, during dual mental tasks.

The analysis of the stability property showed statistical evidence of the three-way interaction effect for min_L (ω^2=0.012, p<0.001). Both min_N and min_{SD} showed a two-way interaction effect for support*vision (ω^2=0.007, p=0.001; ω^2=0.017, p<0.001; respectively); min_N also showed two-way interaction effect for support*task (ω^2=0.005, p<0.001), whereas min_{SD} showed two-way interaction for vision*task (ω^2=0.011, p=0.002). The descriptive analysis shows that higher expected local optimal valley (min_L), higher variability of their values (min_{SD}), and a lower number of valleys (min_N) occurs while standing with feet together with the eyes open and during single mental tasks.

The analysis of the convergence property showed statistical evidence of the three-way interaction effect for both min_G (ω^2=0.009, p=0.040) and $|\Delta_{GL}|$ (ω^2=0.011, p=0.001). The descriptive analysis shows that higher values of both min_G and Δ_{GL} occur while standing with feet together with eyes open, during single mental tasks.

4. Discussion

We investigated the whole-body stability during an upright body stance by applying a set of variables characterizing the mathematical optimization process via a simple, direct pattern search that minimizes the CoP displacement vector as the cost-function. Our findings show that visual, supporting, and attentional constraints demand: (1) a faster search for local optimal valleys and a shorter overall time for recovery after a transient increase in CoP displacement; (2) a shift in the expected local optimal valley to higher values with increased variability and decreased local optimum values; and (3) a higher optimal cost-function value with a higher difference from the expected local valleys. Altogether, we found supporting evidence to the hypothesis that sensorial, biomechanical and cognitive constraints affect the

optimization properties when attaining to stabilize the whole-body in the upright standing posture.

The need for a fast optimization within a short search epoch duration can be related to the postural time-to-contact, in which there might not be possible to recover from an initiated fall given the current CoP trajectory and the time to achieve the stability boundary [76]. Similarly, the percentage-time on a downhill in the range ~48% to ~50% is in agreement with the bounding of the CoP data swaying back and forth driven 'downhill' by gravity ~50% of the time and 'uphill' by the intermittent motor activity [77], possibly generated by the ankle-hip movement strategies for stabilizing the body posture [14,67]. In addition, the resulting shift in the locally and globally optimal valleys to higher values—with increased variability and decreased stability of a new local optimum values—are in agreement to a larger 'error' between the positions of the CoP and center of body mass when balance is at stake [78]. Interestingly, all variables showed statistical evidence of main effects for all constraints investigated, whereas most variables showed at least two-way or three-way interaction effects. Collectively, these findings strongly suggest that a harder optimization problem is posed when the individuals were under task constraints in an independent and combined manner.

As individuals, we are continuously exposed to multiple sensory information such that ambiguities arising due to incongruent sensory information from different sources must be solved by the CNS for a natural movement execution [6,79]. The CoP time-series immediately captures the changes in motor strategies due to this multisensory integration under single and interacting task constraints [36–41]. With all-but-one of the proposed variables showing statistical evidence of either three- ($|\gamma|$, min_L, min_G, $|\Delta_{GL}|$) or two-way (min_N, min_{SD}) interaction effects, we speculate that the resulting changes in downhill, stability, and convergence properties can be linked to the multisensory integration. This agrees with the analysis of the primary data used herein [74], in which statistical (range), spatial (area), and kinematic (mean velocity) variables computed from CoP data were higher under support reduction, visual deprivation and/or dual tasking. Nonetheless, the small effect sizes for the observed interactions also suggest that other factors, such as the feet position [40] and motor imagery during the upright stance [80,81], that must be taken into account as a source of CoP variability.

It can be argued that the variables we proposed resembles some 'traditional' CoP variables (*e.g.,* average velocity) calculated across the entire CoP signal [35,54] and, therefore, the same effects would be expected. However, by calculating them only during the downhill epochs, they convey information about the CoP while it was redirecting the center of body mass backward to the center of the displacement area to optimize the whole-body stability. The control model of postural stability is yet to be established, and the correspondence between current posturography variables and clinical goals remains unclear [36]. Nonetheless, this study unveiled the potential to use mathematical optimization theory to analyze the stabilization of the upright body posture under a variety of conditions. Additionally, there is a relationship between lower limb muscle activity and both mechanical and metabolic energy expenditure during dynamic motor tasks [82–84]. Hence, the assessment of dynamic balance using the variables proposed herein is also worth investigating as musculoskeletal (*e.g.* patellofemoral pain [85]) and neurologic (*e.g.* ataxia [86]) disorders might impair both the upright posture and gait. We thus expect this analysis to bring innovation and relevance to the quest [9] for better posturography-based methods that assess the postural stability and the effectiveness of therapeutic approaches for populations at high risk of falling.

4.1 Study limitations and strengths

In this first approach, we implemented a simple direct (pattern) search method to analyze the posturography data and tested the proposed variables using benchmark functions with known behavior to increase our confidence when interpreting our findings. While this does not mean that the CNS applies this search strategy, direct search methods comprise an effective option for a variety of difficult mathematical optimization problems such that for a large number of direct search methods, it is possible to provide rigorous guarantees of convergence [16]. Our findings encourage implementing other optimization schemes—*e.g.,* descent gradients, simplex—to assess to what extent other optimization processes and related variables can help understand the control of whole-body stability. Second, our assumption that postural sway minimization in terms of CoP displacement is a cost-function can be challenged as different cost-functions have been studied in the context of the principle of optimality or efficiency with success [6,12]. Other cost-functions [23]

should be evaluated aiming to explore whether they better explain the postural control. Third, we investigated immediate, 'fast' dynamic changes due to experimental constraints; slow dynamic changes that occur in aging and posture disorders deserves further research [36]. Fourth, by performing secondary analysis of posturography data we could not normalize the CoP signals to confounding variables (*e.g.* body mass [87][, body height [88], body mass index [89]) as they were not available in the dataset, although it could minimize the gender-related bias in posturography analysis [90]. Finally, the reliability of the variables studied herein, as well as their robustness to signal processing techniques (*e.g.,* sampling frequency, lowpass filtering) and pattern search aspects (*e.g.,* length of the pattern) remains unknown and warrants further investigation before they can be implemented in clinical research or practice.

5. Conclusions

Whole-body stability during an upright body posture can be studied under the mathematical optimization theory by applying variables that characterize the downhill, stability, and convergence properties of mathematical optimization processes to the postural sway minimization in terms of CoP coordinates as the cost-function. Visual, body's biomechanical configuration and attentional constraints immediately affect those properties.

Acknowledgments

This study was financed by lhe Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ) [grant number E-26/202.769/2015] and the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Finance Code 001. We appreciate the Editor-in-Chief's and anonymous reviewers' comments that significantly improved our study.

References

[1] D.S. Nichols, Balance retraining after stroke using force platform biofeedback, Phys. Ther. 77 (1997) 553–558. doi:10.1093/ptj/77.5.553.

[2] M. Kirchner, P. Schubert, T. Getrost, C.T. Haas, Effect of altered surfaces on postural sway characteristics in elderly subjects, Hum. Mov. Sci. 32 (2013) 1467–1479. doi:10.1016/j.humov.2013.05.005.

[3] M.H. Huang, S.H. Brown, Age differences in the control of postural stability during reaching tasks, Gait Posture. 38 (2013) 837–842. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.04.004.

[4] M.S. da S. Costa, A. de S. Ferreira, L.R. Felicio, Static and dynamic balance in ballet dancers: a literature review, Fisioter. e Pesqui. 20 (2013) 299–305. doi:10.1590/S1809-29502013000300016.

[5] C.P. Lourenço, A.L.D.S. Silva, Controle postural e sistema vestíbulo-oculomotor em atletas de tiro esportivo da modalidade pistola, Rev. Bras. Med. Do Esporte. 19 (2013) 313–316. doi:10.1590/S1517-86922013000500002.

[6] A.S.P. Sousa, A. Silva, J.M.R.S. Tavares, Biomechanical and neurophysiological mechanisms related to postural control and efficiency of movement: A review, Somatosens. Mot. Res. 29 (2012) 131–143. doi:10.3109/08990220.2012.725680.

[7] D.L. Sturnieks, R. St George, S.R. Lord, Balance disorders in the elderly, Neurophysiol. Clin. 38 (2008) 467–478. doi:10.1016/j.neucli.2008.09.001.

[8] F.B. Horak, Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls?, Age Ageing. 35 (2006) 7–11. doi:10.1093/ageing/afl077.

[9] M. Lacour, L. Bernard-Demanze, M. Dumitrescu, Posture control, aging, and attention resources: Models and posture-analysis methods, Neurophysiol. Clin. 38 (2008) 411–421. doi:10.1016/j.neucli.2008.09.005.

[10] P.A. Hageman, J.M. Leibowitz, D. Blanke, Age and gender effects on postural control measures, Arch. Phys. Med. Rehabil. 76 (1995) 961–965. doi:10.1016/S0003-9993(95)80075-1.

[11] T. Paillard, M. Pau, F. Noé, L.M. González, Rehabilitation and Improvement of the Postural Function, Biomed Res. Int. 2015 (2015) 2–4. doi:10.1155/2015/703679.

[12] C.L. Bottasso, B.I. Prilutsky, A. Croce, E. Imberti, S. Sartirana, A numerical procedure for inferring from experimental data the optimization cost functions using a multibody model of the neuro-musculoskeletal system, Multibody Syst. Dyn. 16 (2006) 123–154. doi:10.1007/s11044-006-9019-1.

[13] X. Qu, M.A. Nussbaum, M.L. Madigan, A balance control model of quiet upright stance based on an optimal control strategy, J. Biomech. 40 (2007)

3590–3597. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.06.003.

[14] Y. Suzuki, T. Nomura, M. Casadio, P. Morasso, Intermittent control with ankle, hip, and mixed strategies during quiet standing: A theoretical proposal based on a double inverted pendulum model, J. Theor. Biol. 310 (2012) 55–79. doi:10.1016/j.jtbi.2012.06.019.

[15] R.M. Lewis, V. Torczon, M.W. Trosset, C. William, Direct Search Methods: Then and Now, Hamptom, 2000.

[16] T.G. Kolda, R.M. Lewis, V. Torczon, Optimization by direct search: New perspectives on some classical and modern methods, SIAM Rev. 45 (2003) 385–482. doi:Doi 10.1137/S003614450242889.

[17] N. Hogan, An organizing principle for a class of voluntary movements., J. Neurosci. 4 (1984) 2745–2754.

[18] H. Van Der Kooij, R. Jacobs, B. Koopman, H. Grootenboer, A multisensory integration model of human stance control, Biol. Cybern. 80 (1999) 299–308. doi:10.1007/s004220050527.

[19] H. Tanaka, An Optimization Principle for Determining Movement Duration, J. Neurophysiol. 95 (2006) 3875–3886. doi:10.1152/jn.00751.2005.

[20] M. Bertucco, P. Cesari, M.L. Latash, Fitts' Law in early postural adjustments, Neuroscience. 231 (2013) 61–69. doi:10.1016/j.neuroscience.2012.11.043.

[21] A. de Rugy, G.E. Loeb, T.J. Carroll, Muscle Coordination Is Habitual Rather than Optimal, J. Neurosci. 32 (2012) 7384–7391. doi:10.1523/JNEUROSCI.5792-11.2012.

[22] M. Sadeghi, M.E. Andani, F. Bahrami, M. Parnianpour, Trajectory of human movement during sit to stand: A new modeling approach based on movement decomposition and multi-phase cost function, Exp. Brain Res. 229 (2013) 221–234. doi:10.1007/s00221-013-3606-1.

[23] S.E. Engelbrecht, Minimum Principles in Motor Control, 542 (2001) 497–542.

[24] P.M. Bays, D.M. Wolpert, Computational principles of sensorimotor control that minimize uncertainty and variability, J. Physiol. 578 (2007) 387–396. doi:10.1113/jphysiol.2006.120121.

[25] M. Ackermann, A.J. van den Bogert, Optimality principles for model-based prediction of human gait, J. Biomech. 43 (2010) 1055–1060. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.12.012.

[26] L. Martin, V. Cahouët, M. Ferry, F. Fouque, Optimization model predictions for

postural coordination modes, J. Biomech. 39 (2006) 170–176. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.10.039.

[27] T. Nomura, S. Oshikawa, Y. Suzuki, K. Kiyono, P. Morasso, Modeling human postural sway using an intermittent control and hemodynamic perturbations, Math. Biosci. 245 (2013) 86–95. doi:10.1016/j.mbs.2013.02.002.

[28] T. Paillard, F. Noé, Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects, Biomed Res. Int. 2015 (2015). doi:10.1155/2015/891390.

[29] Y. Asai, Y. Tasaka, K. Nomura, T. Nomura, M. Casadio, P. Morasso, A model of postural control in quiet standing: Robust compensation of delay-induced instability using intermittent activation of feedback control, PLoS One. 4 (2009). doi:10.1371/journal.pone.0006169.

[30] V. Bonnet, S. Ramdani, P. Fraisse, N. Ramdani, J. Lagarde, B.G. Bardy, A structurally optimal control model for predicting and analyzing human postural coordination, J. Biomech. 44 (2011) 2123–2128. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.05.027.

[31] F.M. Portela, E.C. Rodrigues, A. De Sá Ferreira, A critical review of position- and velocity-based concepts of postural control during upright stance, Hum. Mov. 15 (2014) 227–233. doi:10.1515/humo-2015-0016.

[32] M.M. Russo, T. Lemos, L.A. Imbiriba, N.L. Ribeiro, C.D. Vargas, Beyond deficit or compensation: new insights on postural control after long-term total visual loss, Exp. Brain Res. 235 (2017) 437–446. doi:10.1007/s00221-016-4799-x.

[33] J.W. Błaszczyk, The use of force-plate posturography in the assessment of postural instability, Gait Posture. 44 (2016) 1–6. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.10.014.

[34] B. Mujdeci, D. Turkyilmaz, S. Yagcioglu, S. Aksoy, The effects of concurrent cognitive tasks on postural sway in healthy subjects, Braz. J. Otorhinolaryngol. 82 (2016) 3–10. doi:10.1016/j.bjorl.2015.10.011.

[35] D.A. Winter, Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 2009. doi:10.1002/9780470549148.

[36] R. Chiba, K. Takakusaki, J. Ota, A. Yozu, N. Haga, Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics, Neurosci. Res. 104 (2016) 96–104. doi:10.1016/j.neures.2015.12.002.

[37] M.S. Redfern, L. Yardley, A.M. Bronstein, Visual influences on balance, J.

Anxiety Disord. 15 (2001) 81–94. doi:10.1016/S0887-6185(00)00043-8.

[38] P. Rougier, The influence of having the eyelids open or closed on undisturbed postural control, Neurosci. Res. 47 (2003) 73–83. doi:10.1016/S0168-0102(03)00187-1.

[39] L. Chiari, L. Rocchi, A. Cappello, Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement, Clin. Biomech. 17 (2002) 666–677. doi:10.1016/S0268-0033(02)00107-9.

[40] A. Mouzat, M. Dabonneville, P. Bertrand, The effect of feet position on orthostatic posture in a female sample group, Neurosci. Lett. 365 (2004) 79–82. doi:10.1016/j.neulet.2004.04.062.

[41] N. Teasdale, M. Simoneau, Attentional demands for postural control: The effects of aging and sensory reintegration, Gait Posture. 14 (2001) 203–210. doi:10.1016/S0966-6362(01)00134-5.

[42] J.P. Carroll, W. Freedman, Nonstationary properties of postural sway, J. Biomech. 26 (1993) 409–416. doi:10.1016/0021-9290(93)90004-X.

[43] J. Tarantola, A. Nardone, E. Tacchini, M. Schieppati, Human stance stability improves with the repetition of the task: Effect of foot position and visual condition, Neurosci. Lett. 228 (1997) 75–78. doi:10.1016/S0304-3940(97)00370-4.

[44] S.H.G. Nordahl, T. Aasen, B.M. Dyrkorkn, S. Eidsvik, O.I. Molvaer, Static stabilometry and repeated testing in a normal population, Aviat. Space. Environ. Med. 71 (2000) 889–893.

[45] M.C. de Mello, A. de Sá Ferreira, L. Ramiro Felicio, Postural Control During Different Unipodal Positions in Professional Ballet Dancers, J. Danc. Med. Sci. 21 (2017) 151–155. doi:10.12678/1089-313X.21.4.151.

[46] T.S. Kapteyn, W. Bles, L. Kodde, C.H. Massen, Standardization in Platform Stabilometry being a Part of Posturography Ask for Standardization, Agressologie. 24 (1983) 321–326. http://ada-posturologie.fr/StandardizationKapteyn.pdf.

[47] A. Ruhe, R. Fejer, B. Walker, The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions - A systematic review of the literature, Gait Posture. 32 (2010) 436–445. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.09.012.

[48] L.F. Oliveira, D.M. Simpson, J. Nadal, Calculation of area of stabilometric

signals using principal component analysis, Physiol. Meas. 17 (1996) 305–312. doi:10.1088/0967-3334/17/4/008.

[49] F.M. Portela, A.S. Ferreira, Kinematic mapping reveals different spatial distributions of center of pressure high-speed regions under somatosensory loss, J. Mot. Behav. 46 (2014) 369–379. doi:10.1080/00222895.2014.916651.

[50] G. Nagymáté, R.M. Kiss, Parameter reduction in the frequency analysis of center of pressure in stabilometry, Period. Polytech. Mech. Eng. 60 (2016) 238–246. doi:10.3311/PPme.8999.

[51] K. Nagahara, Y. Miyake, Y. Naito, T. Yoza, H. Fukushima, T. AOYAMA, Evaluation of Statokinesigram Using 3-D Plotting and Discriminant Function, Acta Otolaringol. Suppl (1985) 79–85.

[52] J.J. Collins, C.J. De Luca, Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories, Exp. Brain Res. 95 (1993) 308–318. doi:10.1007/BF00229788.

[53] N. Yamada, Chaotic swaying of the upright posture, Hum. Mov. Sci. 14 (1995) 711–726. doi:10.1016/0167-9457(95)00032-1.

[54] J.A. Raymakers, M.M. Samson, H.J.J. Verhaar, The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s), Gait Posture. 21 (2005) 48–58. doi:10.1016/j.gaitpost.2003.11.006.

[55] D. Delignières, K. Torre, P.L. Bernard, Transition from persistent to anti-persistent correlations in postural sway indicates velocity-based control, PLoS Comput. Biol. 7 (2011). doi:10.1371/journal.pcbi.1001089.

[56] P. Pascolo, F. Barazza, R. Carniel, Considerations on the application of the chaos paradigm to describe the postural sway, Chaos, Solitons and Fractals. 27 (2006) 1339–1346. doi:10.1016/j.chaos.2005.04.111.

[57] T.M.M. Vieira, L.F. Oliveira, J. Nadal, Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis, Brazilian J. Med. Biol. Res. 42 (2009) 665–673. doi:10.1590/S0100-879X2009000700012.

[58] H. Van der Kooij, A.D. Campbell, M.G. Carpenter, Sampling duration effects on centre of pressure descriptive measures, Gait Posture. 34 (2011) 19–24. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.02.025.

[59] F. Scoppa, R. Capra, M. Gallamini, R. Shiffer, Clinical stabilometry standardization. Basic definitions - Acquisition interval - Sampling frequency., Gait Posture. 37 (2013) 290–292. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.07.009.

[60] A. de Sá Ferreira, P. Junqueira Ferraz Baracat, Test-retest reliability for assessment of postural stability using center of pressure spatial patterns of three-dimensional statokinesigrams in young health participants, J. Biomech. 47 (2014) 2919–2924. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.07.010.

[61] M.G. Carpenter, C.D. Murnaghan, J.T. Inglis, Shifting the balance: Evidence of an exploratory role for postural sway, Neuroscience. 171 (2010) 196–204. doi:10.1016/j.neuroscience.2010.08.030.

[62] B.R. Santos, A. Delisle, C. Larivière, A. Plamondon, D. Imbeau, Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults, Gait Posture. 27 (2008) 408–415. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.05.008.

[63] D. Lin, H. Seol, M.A. Nussbaum, M.L. Madigan, Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences, Gait Posture. 28 (2008) 337–342. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.01.005.

[64] M. Moghadam, H. Ashayeri, M. Salavati, J. Sarafzadeh, K.D. Taghipoor, A. Saeedi, R. Salehi, Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: Effects of postural task difficulty and cognitive load, Gait Posture. 33 (2011) 651–655. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.02.016.

[65] P.R. Rougier, What insights can be gained when analysing the resultant centre of pressure trajectory?, Neurophysiol. Clin. 38 (2008) 363–373. doi:10.1016/j.neucli.2008.09.006.

[66] E. V. Fraizer, S. Mitra, Methodological and interpretive issues in posture-cognition dual-tasking in upright stance, Gait Posture. 27 (2008) 271–279. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.04.002.

[67] I.D. Loram, H. Gollee, M. Lakie, P.J. Gawthrop, Human control of an inverted pendulum: Is continuous control necessary? Is intermittent control effective? Is intermittent control physiological?, J. Physiol. 589 (2011) 307–324. doi:10.1113/jphysiol.2010.194712.

[68] B.W. Janusz, M. Beck, J. Szczepańska, D. Sadowska, B. Bacik, G. Juras, K.J. Słomka, Directional measures of postural sway as predictors of balance instability and accidental falls, J. Hum. Kinet. 52 (2016) 75–83. doi:10.1515/hukin-2015-0195.

[69] D.G. Kelty-Stephen, J.A. Dixon, Temporal correlations in postural sway moderate effects of stochastic resonance on postural stability, Hum. Mov. Sci. 32 (2013) 91–105. doi:10.1016/j.humov.2012.08.006.

[70] F.O. Black, C. Wall, H.E. Rockette, R. Kitch, Normal subject postural sway during the romberg test, Am. J. Otolaryngol. Neck Med. Surg. 3 (1982) 309–318. doi:10.1016/S0196-0709(82)80002-1.

[71] M. Jamil, X.-S. Yang, A Literature Survey of Benchmark Functions For Global Optimization Problems Citation details: Momin Jamil and Xin-She Yang, A literature survey of benchmark functions for global optimization problems, Int. J. Math. Model. Numer. Optim. 4 (2013) 150–194. doi:10.1504/IJMMNO.2013.055204.

[72] C. Erickson, Test Functions for Simulation Experiments and Evaluating Optimization and Emulation Algorithms, (2017) 30. https://cran.r-project.org/web/packages/TestFunctions/index.html.

[73] R Core Team, R: A language and environment for statistical computing, (2018). https://www.r-project.org/.

[74] I.M. Albertsen, M. Ghédira, J.M. Gracies, É. Hutin, Postural stability in young healthy subjects – Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking, J. Electromyogr. Kinesiol. 33 (2017) 27–33. doi:10.1016/j.jelekin.2017.01.005.

[75] M.A. Goss-Sampson, Statistical Analysis in JASP - A Guide for Students, Greenwich, 2018. https://jasp-stats.org/2018/09/13/a-new-manual-for-jasp/.

[76] J.M. Haddad, J.L. Gagnon, C.J. Hasson, R.E.A. Van Emmerik, J. Hamill, Evaluation of time-to-contact measures for assessing postural stability, J. Appl. Biomech. 22 (2006) 155–161. doi:10.1123/jab.22.2.155.

[77] A. Bottaro, Y. Yasutake, T. Nomura, M. Casadio, P. Morasso, Bounded stability of the quiet standing posture: An intermittent control model, Hum. Mov. Sci. 27 (2008) 473–495. doi:10.1016/j.humov.2007.11.005.

[78] K. Masani, A.H. Vette, M. Kouzaki, H. Kanehisa, T. Fukunaga, M.R. Popovic, Larger center of pressure minus center of gravity in the elderly induces larger body acceleration during quiet standing, Neurosci. Lett. 422 (2007) 202–206. doi:10.1016/j.neulet.2007.06.019.

[79] W.N. Bair, T. Kiemel, J.J. Jeka, J.E. Clark, Development of multisensory reweighting for posture control in children, Exp. Brain Res. 183 (2007) 435–446. doi:10.1007/s00221-007-1057-2.

[80] E.C. Rodrigues, T. Lemos, B. Gouvea, E. Volchan, L.A. Imbiriba, C.D. Vargas, Kinesthetic motor imagery modulates body sway, Neuroscience. 169 (2010)

743–750. doi:10.1016/j.neuroscience.2010.04.081.

[81] T. Lemos, N.S. Souza, C.H.R. Horsczaruk, A.A. Nogueira-Campos, L.A.S. de Oliveira, C.D. Vargas, E.C. Rodrigues, Motor imagery modulation of body sway is task-dependent and relies on imagery ability, Front. Hum. Neurosci. 8 (2014) 1–9. doi:10.3389/fnhum.2014.00290.

[82] A.S. Sousa, R. Santos, F.P. Oliveira, P. Carvalho, J.M.R. Tavares, Analysis of ground reaction force and electromyographic activity of the gastrocnemius muscle during double support, Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med. 226 (2012) 397–405. doi:10.1177/0954411912439671.

[83] A.S.P. Sousa, J.M. Tavares, Effect of gait speed on muscle activity patterns and magnitude during stance., Motor Control. 16 (2012) 480–92. doi:2010-0066 [pii].

[84] A.S.P. Sousa, A. Silva, J.M.R.S. Tavares, Interlimb relation during the double support phase of gait: An electromyographic, mechanical and energy-based analysis, Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med. 227 (2013) 327–333. doi:10.1177/0954411912473398.

[85] D. de Oliveira Silva, F.H. Magalhães, M.F. Pazzinatto, R.V. Briani, A.S. Ferreira, F.A. Aragão, F.M. de Azevedo, Contribution of altered hip, knee and foot kinematics to dynamic postural impairments in females with patellofemoral pain during stair ascent, Knee. 23 (2016) 376–381. doi:10.1016/j.knee.2016.01.014.

[86] A. Marquer, G. Barbieri, D. Pérennou, The assessment and treatment of postural disorders in cerebellar ataxia: A systematic review, Ann. Phys. Rehabil. Med. 57 (2014) 67–78. doi:10.1016/j.rehab.2014.01.002.

[87] O. Hue, M. Simoneau, J. Marcotte, F. Berrigan, J. Doré, P. Marceau, S. Marceau, A. Tremblay, N. Teasdale, Body weight is a strong predictor of postural stability, Gait Posture. 26 (2007) 32–38. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.07.005.

[88] A. Alonso, N. Luna, L. Mochizuki, F. Barbieri, S. Santos, J. D'Andreia Greve, The influence of anthropometric factors on postural balance: the relationship between body composition and posturographic measurements in young adults, Clinics. 67 (2012) 1433–1441. doi:10.6061/clinics/2012(12)14.

[89] P.X. Ku, N.A. Abu Osman, A. Yusof, W.A. Wan Abas, Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index, J

Biomech. 45 (2012) 1638–42. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.03.029.

[90] G. Pagnacco, F.R. Carrick, C.H.G. Wright, E. Oggero, Between-subjects differences of within-subject variability in repeated balance measures: Consequences on the minimum detectable change, Gait Posture. 41 (2015) 136–140. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.09.016.

Supplementary files

Supplementary file 1: Source code ‘optimization.R’.

```
# initialize table of results
labels.opt <- c("How many local minima (min[N])", "Expected local minimum
(min[L])", "Dispersion of Local minima (min[SD])", "Global mimimum value (min[G])",
"Downhill time (tau %)", "Error (delta[GL]", "Expected max conv speed (gamma)")
results.optim <- matrix(data = NA, ncol = dim(subM)[2], nrow = length(labels.opt))
rownames(results.optim) <- labels.opt
colnames(results.optim) <- colnames(subM)

# remove 1st and last samples for direct search of valleys
w <- 1
start <- w + 1
end <- dim(subM)[1] - w

# direct search of valleys
for (t in 1:dim(subM)[2]) {

    # initializing values
    dh.crit <- 0
    dh.data <- vector(length = 0)
    dh.data.tot <- vector(length = 0)
    x.dh.data.tot <- vector(length = 0)
    min.crit <- 0
    valley <- vector(length = 0)
    x.valley <- vector(length = 0)
    speed <- 0
    dh.data.tot <- vector(length = 0)
    dh.speed <- vector(length = 0)
    dh.data <- vector(length = 0)

    # checking criteria
    for (h in start:end) {
        Sub <- subM[(h - w):(h + w), t]
        # downhill pattern
        crit.1 <- all((Sub[2] < Sub[1]) == TRUE, (Sub[3] < Sub[2]) == TRUE)
        if (crit.1 == TRUE) {
            dh.crit <- dh.crit + 1
            dh.data <- c(dh.data, subM[h, t])
            dh.data.tot <- c(dh.data.tot, subM[h, t])
            x.dh.data.tot <- c(x.dh.data.tot, time[h])
        }
        # valley pattern
        crit.2 <- all((Sub[2] < Sub[1]) == TRUE, (Sub[2] < Sub[3]) == TRUE)
        if (crit.2 == TRUE) {
            min.crit <- min.crit + 1
            valley <- c(valley, Sub[2])
```

```
            x.valley <- c(x.valley, time[h])
            speed <- min(na.omit(diff(head(dh.data, -1), 1)))
            dh.speed <- c(dh.speed, speed)
            dh.data <- vector(length = 0)
        }
    }

    # output table of results there is no minimum
    if (min.crit == 0) {
        results.optim[1, t] <- NA
        results.optim[2, t] <- NA
        results.optim[3, t] <- NA
        results.optim[4, t] <- NA
        results.optim[5, t] <- NA
        results.optim[6, t] <- NA
        results.optim[7, t] <- NA
    } else if (min.crit == 1) {
        # there is only 1 minimum
        results.optim[1, t] <- format(round(min.crit, digits = 0), nsmall = 0)
        results.optim[2, t] <- format(round(na.omit(valley[1]), digits = 3), nsmall = 3)
        results.optim[3, t] <- NA
        results.optim[4, t] <- format(round(na.omit(valley[1]), digits = 3), nsmall = 3)
        results.optim[5, t] <- NA
        results.optim[6, t] <- round(min(na.omit(valley)) - mean(na.omit(valley)), digits =
2)
        results.optim[7, t] <- format(round(max(na.omit(diff(subM[t, ], 1))), digits = 2),
nsmall = 3)
    } else if (min.crit > 1) {
        # there are more 2 or more minima
        results.optim[1, t] <- format(round(min.crit, digits = 0), nsmall = 0)
        results.optim[2, t] <- format(round(mean(na.omit(valley)), digits = 3), nsmall = 3)
        # all minima are local
        if (all(na.omit(valley) == min(na.omit(valley))) == TRUE) {
            results.optim[3, t] <- format(round(sd(na.omit(valley)), digits = 3), nsmall = 3)
            results.optim[4, t] <- NA
        } else {
            # there is one global minimum and several local minima
            results.optim[3, t] <- format(round(sd(na.omit(valley)), digits = 3), nsmall = 3)
            results.optim[4, t] <- format(round(min(na.omit(valley)), digits = 2), nsmall =
3)
        }
        results.optim[5, t] <- format(round(dh.crit/(dim(subM)[1]) * 100, digits = 3),
nsmall = 3)
        results.optim[6, t] <- format(round(min(na.omit(valley)) - mean(na.omit(valley)),
digits = 3), nsmall = 3)
    }
    results.optim[7, t] <- format(round(mean(dh.speed[dh.speed != Inf]), digits = 3),
nsmall = 3)

    # output plot
```

```
    if (plot.data == TRUE) {
        dev.new()
        local.min <- valley[which(valley != min(valley))]
        x.local.min <- x.valley[which(valley != min(valley))]
        global.min <- min(valley)
        x.global.min <- x.valley[which(valley == min(valley))]
        plot(time[start:end], subM[start:end, t], type = "l", main = colnames(subM)[t],
xlab = "Independent variable (a.u.)", ylab = "Cost-function (a.u.)", frame.plot =
FALSE, ylim = c(global.min - 0.05 * (max(subM[,
            t]) - min(subM[, t])), max(subM[, t])), xlim = c(f.start[t], f.end[t]))
        lines(x.dh.data.tot, dh.data.tot, type = "p", lwd = 1, pch = 16, cex = 1)
        if (length(local.min) > 0) {
            points(x.local.min, local.min, pch = 0, cex = 1.5)
            text(x.local.min, local.min, adj = c(0.5, 1.5), labels = rep(expression(min[L]),
length(local.min)))
        }
        if (length(global.min) > 0) {
            points(x.global.min, global.min, pch = 15, cex = 1.5)
            text(x.global.min, global.min, adj = c(0.5, 1.5), labels =
rep(expression(min[G]), length(global.min)))
        }
        points(time[which(diff(subM[start:end], 1) %in% dh.speed)],
subM[which(diff(subM[start:end, t], 1) %in% dh.speed), t], pch = 21, cex = 1.5)
        text(time[which(diff(subM[start:end], 1) %in% dh.speed)],
subM[which(diff(subM[start:end, t], 1) %in% dh.speed)], adj = c(-0.75, -0.75), labels
= rep(expression(gamma), length(gamma)))
        title(plot.title)
        # legend('topleft', legend=c('Cost function', 'Downhill epoch', 'Local minima',
'Global minimum', 'Peak convergence rate'), lwd=c(1,5,NA,NA,NA), lty= c(1,1,1,1,1),
pch=c(NA,NA,0,15,21), cex=1.1, bty='n')
    }
}
```

Supplementary file 2: Source code ‘test.func.optim.R’.

```
# restart all variables
rm(list = ls(all = TRUE))
options(warn = -1)

# read packages
require("TestFunctions")
library("TestFunctions")

# functions to test
labels.f <- c("Ackley", "Beale", "Branin", "Easom", "Goldstein-Price", "Griewank",
"Levy", "Michalewicz", "Rastrigin")
f.starts <- c(-10, -4.5, -5, -10, -2, -10, -10, 0, -5.12)
f.ends <- c(10, 4.5, 5, 10, 10, 2, 10, pi, 5.12)

functions <- function(x, label) {
   if (label == "Ackley") {
      y = TF_ackley(c(x, 0), a = 20, b = 0.2, c = 2 * pi)
   }
   if (label == "Beale") {
      y = TF_beale(c(x, 0.5))
   }
   if (label == "Branin") {
      y = TF_branin(c(x, 12.275), a = 1, b = 5.1/(4 * pi^2), cc = 5/pi, r = 6, s = 10, tt =
1/(8 * pi))
   }
   if (label == "Easom") {
      y = TF_easom(c(x, pi))
   }
   if (label == "Goldstein-Price") {
      y = TF_GoldsteinPrice(c(x, -1))
   }
   if (label == "Griewank") {
      y = TF_griewank(c(x, 0))
   }
   if (label == "Levy") {
      y = TF_levy(c(x, 1))
   }
   if (label == "Michalewicz") {
      y = TF_michalewicz(c(x, 1.57), m = 10)
   }
   if (label == "Rastrigin") {
      y = TF_rastrigin(c(x, 0))
   }
   return(y)
}

# calculate functions in the given interval
```

```
Fs <- 1
samples <- 5000
X <- matrix(NA, nrow = samples, ncol = length(labels.f))
colnames(X) <- rep("X (a.u.)", length(labels.f))
M <- matrix(NA, nrow = samples, ncol = length(labels.f))
colnames(M) <- labels.f

# generate and output results (multiple plots)
for (i in 1:length(labels.f)) {
   X <- seq(from = f.starts[i], to = f.ends[i], by = ((f.ends[i] -
f.starts[i])/samples))[1:samples]
   for (x in 1:samples) {
      M[x, i] <- functions(X[x], labels.f[i])
   }
   time <- X
   subM <- as.matrix(M[, i])
   plot.data <- TRUE
   plot.title <- labels.f[i]
   f.start <- f.starts[i]
   f.end <- f.ends[i]
   source("optimization.R")
   print(results.optim, quote = FALSE, na.print = "")
}

# generate and output results (single plot)
dev.new()
layout(matrix(c(1:9), nrow = 3, ncol = 3, byrow = TRUE))
for (i in 1:length(labels.f)) {
   X <- seq(from = f.starts[i], to = f.ends[i], by = ((f.ends[i] -
f.starts[i])/samples))[1:samples]
   for (x in 1:samples) {
      M[x, i] <- functions(X[x], labels.f[i])
   }
   time <- X
   subM <- as.matrix(M[, i])
   plot.data <- FALSE
   plot.title <- labels.f[i]
   f.start <- f.starts[i]
   f.end <- f.ends[i]
   source("optimization.R")

   # plot results
   local.min <- valley[which(valley != min(valley))]
   x.local.min <- x.valley[which(valley != min(valley))]
   global.min <- min(valley)
   x.global.min <- x.valley[which(valley == min(valley))]
   plot(time[start:end], subM[start:end, t], type = "l", main = colnames(subM)[t], xlab =
"Independent variable (a.u.)", ylab = "Cost-function (a.u.)", frame.plot = FALSE, ylim
= c(global.min - 0.05 * (max(subM[,
      t]) - min(subM[, t])), max(subM[, t])), xlim = c(f.start[t], f.end[t]))
```

```
    lines(x.dh.data.tot, dh.data.tot, type = "p", lwd = 1, pch = 16, cex = 1)
    if (length(local.min) > 0) {
        points(x.local.min, local.min, pch = 0, cex = 1.5)
        text(x.local.min, local.min, adj = c(-0.75, -0.75), labels = rep("L",
length(local.min)))
    }
    if (length(global.min) > 0) {
        points(x.global.min, global.min, pch = 15, cex = 1.5)
        text(x.global.min, global.min, adj = c(-0.75, -0.75), labels = rep("G",
length(global.min)))
    }
    points(time[which(diff(subM[start:end], 1) %in% dh.speed)],
subM[which(diff(subM[start:end, t], 1) %in% dh.speed), t], pch = 21, cex = 1.5)
    text(time[which(diff(subM[start:end], 1) %in% dh.speed)],
subM[which(diff(subM[start:end, t], 1) %in% dh.speed)], adj = c(-0.75, -0.75), labels
= rep(expression(gamma), length(gamma)))
    title(plot.title)
    # legend('topleft', legend=c('Cost function', 'Downhill epoch', 'Local minima',
'Global minimum', 'Peak convergence rate'), lwd=c(1,5,NA,NA,NA), lty= c(1,1,1,1,1),
pch=c(NA,NA,0,15,21), cex=1.1, bty='n')
}
```

Supplementary file 3: Source code ‘cop.processing.R’.

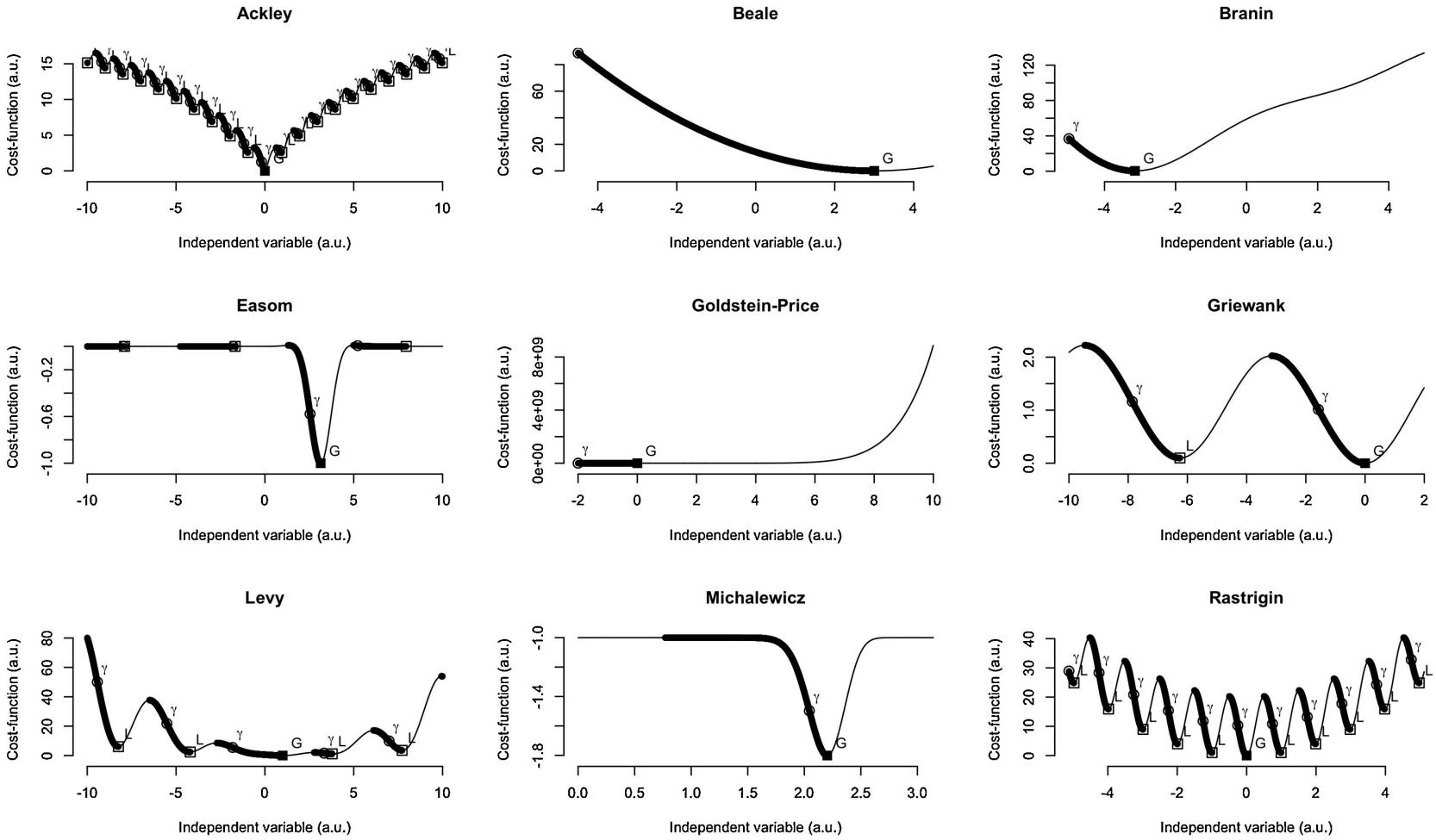
```
# average subtraction
X <- X - mean(X)
Y <- Y - mean(Y)

# trend removal
X <- residuals(lm(X ~ time))
Y <- residuals(lm(Y ~ time))

# low-pass filtering using moving average at FS=250Hz (n = 65 -> 10 Hz, n = 125 ->
5 Hz)
n.sampl <- 65

X.filter <- filter(X, rep(1/n.sampl, n.sampl), method = "convolution", sides = 2, circular
= FALSE)
X <- X.filter[!is.na(X.filter)]

Y.filter <- filter(Y, rep(1/n.sampl, n.sampl), method = "convolution", sides = 2, circular
= FALSE)
Y <- Y.filter[!is.na(Y.filter)]
```

Supplementary file 4: Source code ‘Albertsen.R’.

```
# restart all variables
rm(list = ls(all = TRUE))
options(warn = -1)

# set working directory
files.path <- paste(getwd(), "/Albertsen et al., 2017", sep = "")

# read all .TSV files at current path
all.files <- list.files(path = files.path, pattern = ".csv", full.names = FALSE)
n.files <- length(all.files)

# set-up acquisition parameters: sample frequency (Fs, Hz) (T, s)
Fs <- 250
T <- 60

# set-up factors of the study protocol
levels.1 <- c("mmc1.csv", "Feet apart", "Eyes open", "Single task")
levels.2 <- c("mmc2.csv", "Feet apart", "Eyes open", "Dual task")
levels.3 <- c("mmc3.csv", "Feet apart", "Eyes closed", "Single task")
levels.4 <- c("mmc4.csv", "Feet apart", "Eyes closed", "Dual task")
levels.5 <- c("mmc5.csv", "Feet together", "Eyes open", "Single task")
levels.6 <- c("mmc6.csv", "Feet together", "Eyes open", "Dual task")
levels.7 <- c("mmc7.csv", "Feet together", "Eyes closed", "Single task")
levels.8 <- c("mmc8.csv", "Feet together", "Eyes closed", "Dual task")
levels <- rbind(levels.1, levels.2, levels.3, levels.4, levels.5, levels.6, levels.7,
levels.8)
colnames(levels) <- c("File name", "Support", "Vision", "Task")

# set-up output table
results.albertsen <- matrix(data = NA_real_, nrow = 96 * 2 * 2 * 2, ncol = 13)

# loop to analyze all participants in current folder
id <- 0
for (i in 1:n.files) {
   file.name <- all.files[i]
   level <- which(levels[, 1] == file.name)
   print(paste("Analyzing file ", file.name, " (", i, " in ", length(all.files), ")", sep = ""),
quote = FALSE)
   mmc.data <- read.table(paste(files.path, "/", file.name, sep = ""), header = FALSE,
dec = ",", sep = ";", colClasses = "character")

   # read data from all participants in the current file
   for (j in seq(from = 2, to = max(na.omit(as.numeric(mmc.data[1, ]))) * 2, by = 2)) {
      id <- id + 1
      subject <- mmc.data[1, j]
      print(paste("Analyzing subject ID ", subject, sep = ""), quote = FALSE)
      age <- mmc.data[2, j]
      gender <- mmc.data[3, j]
```

```
        COP <- mmc.data[(-1:-4), ((j):(j + 1))]

        # search for missing data
        if (all(COP == "") == TRUE) {
            print(paste("WARNING: Subject ID ", subject, " has no data!", sep = ""), quote
= FALSE)
        } else if (all(COP == "") == FALSE) {
            time <- as.numeric(mmc.data[(-1:-4), 1])
            X <- as.numeric(COP[, 1])
            Y <- as.numeric(COP[, 2])
            source("cop.processing.R")
            Z <- abs(sqrt(X^2 + Y^2))
            time <- as.vector(time[!is.na(X.filter)])

            # preparing data for optimization
            M <- cbind(time, Z)
            subM <- as.matrix(M[, 2])
            colnames(subM) <- paste("Subject ID ", subject, sep = "")
            plot.data <- FALSE
            plot.title <- colnames(subM)
            f.start <- 0
            f.end <- T
            source("optimization.R")
            results.albertsen[id, ] <- c(levels[level, ], age, gender,
as.character(results.optim[, 1]))
        }
    }
}

# output results
colnames(results.albertsen) <- c(colnames(levels), "Age (y)", "Gender",
rownames(results.optim))

# save results to file
for (i in 1:nrow(results.albertsen)) {
    for (j in 1:ncol(results.albertsen)) {
        results.albertsen[i, j] <- gsub(".", ",", results.albertsen[i, j], fixed = TRUE)
    }
}
write.table(results.albertsen, file = paste("Results ", basename(files.path), ".txt", sep
= ""), quote = FALSE, sep = "\t", col.names = NA)
```

Supplementary file 5: Test functions featuring multiple local minima (Ackley, Griewank, Levy, Rastrigin), steep ridges/drops (Easom, Michalewicz) or other challenges for optimization methods (e.g., multiple global minima) (Beale, Branin, Goldstein-Price). Legend: Cost-function (thin line); non-increasing epochs (i.e. downhill time) of cost-function values (thick line); occurrence and location of local minima (□) and global minimum (■); and the location of peak convergence rates γ (○).


Ackley
Beale
Branin
Easom
Goldstein-Price
Griewank
Levy
Michalewicz
Rastrigin
Cost-function (a.u.)
Independent variable (a.u.)

3.2 Manuscrito #2

3.2.1 Metadados do manuscrito #2

***Journal*:**	Journal of Biomechanics
***Two-year Impact Factor* (YEAR)[4]:**	1.15
Classificação Qualis (ANO)[5]:	A1
Submetido em:	26/11/2019

3.2.2 Contribuição dos autores do manuscrito #2 de acordo com a proposta *Contributor Roles Taxonomy* (CRediT)[6]

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

[4] Disponível para consulta em: www.scimagojr.com
[5] Disponível para consulta em: www.sucupira.capes.gov.br
[6] Detalhes dos critérios em: https://doi.org/10.1087/20150211

Reliability and Robustness of Optimization Properties for Stabilization of the Upright Stance as Determined using Posturography

Authors: Carla Porto[1], Thiago Lemos[1], Arthur Sá Ferreira[1]

Affiliations: [1]Laboratory of Computational Simulation and Modeling in Rehabilitation, Postgraduate Program of Rehabilitation Sciences, Centro Universitário Augusto Motta/UNISUAM, Rio de Janeiro, RJ, Brazil

Corresponding author: Arthur de Sá Ferreira, DSc, Rua Dona Isabel 94, Bonsucesso, Rio de Janeiro, RJ, ZIP CODE 21032-060, phone: +5521 38829797 (extension 2012), e-mail: arthurde@souunisuam.com.br

Keywords: Centre of pressure; Quiet stance; Optimization; Postural control; Rehabilitation; Reproducibility of Results.

Abstract

The clinical relevance of posturography depends on the measurement properties (test-retest, effects of methodological sources) and on computational methods that extract meaningful information from the center of pressure data. This study investigated the reliability and robustness of the derived optimization properties underlying the stabilization of the upright stance. The optimization properties of center-of-pressure (CoP) signals—downhill, local and global stability, convergence—were analyzed in 146 participants (104 [71%] female, age 46±23 years, body mass index 23.6±3.4 kg/m^2). They performed a postural task characterized by vision input and an unstable (foam) surface while in upright standing. Reliability was estimated using intraclass correlation coefficient from a single ($ICC_{2,1}$) and averaged ($ICC_{2,3}$) measurements. Robustness was investigated through main and interaction effects for the signal duration (60, 30 s), sampling frequency (100, 50 Hz), and lowpass filtering cutoff (10, 5 Hz). The observed reliability depends on the use of average or single measurements as it was excellent for the stability property ($ICC_{2,k} \geq 0.772$); excellent-to-acceptable ($ICC_{2,3} \geq 0.540$) or excellent-to-unacceptable ($ICC_{2,1} \geq 0.281$) for the downhill property; and excellent-to-unacceptable ($ICC_{2,3} > 0.295$; $ICC_{2,1} > 0.122$) for the convergence property. Robustness analysis showed large main effects of signal duration ($\omega^2 \leq 0.834$, $p < 0.001$), sampling frequency ($\omega^2 \leq 0.526$, $p < 0.001$), and lowpass filter cutoff ($\omega^2 \leq 0.523$, $p < 0.001$) on the optimization properties; but all two-way and three-way effects varied from medium to trivial. Reliability is thus excellent to acceptable for deriving the downhill, stability, and convergence properties from the average of three measurements. Those optimization properties are robust to the interaction but not the main effects of methodological sources of variation.

1 Introduction

Posturography assess the stabilization of the whole-body posture under a variety of sensorimotor (Mahboobin et al., 2009; Portela and Ferreira, 2014), attention (Lemos et al., 2014; Mujdeci et al., 2016), and health-related conditions (Barros de Oliveira et al., 2008; Paillard and Noé, 2015). In clinical practice, posturography conveys information about changes on postural control due to aging (Błaszczyk, 2016; Du Pasquier et al., 2003; T. de M. M. Vieira et al., 2009) and the risk of falling in old adults (Lázaro et al., 2011; Merlo et al., 2012). Likewise, posturography helps assessing the impact of diseases of the nervous (Błaszczyk and Orawiec, 2011; Ferreira et al., 2016; Galvão et al., 2018), musculoskeletal (de Moura Campos Carvalho-e-Silva et al., 2016; Zeinalzadeh et al., 2018), and other physiological systems (Lima et al., 2014) on whole-body stability. The applications of posturography are reinforced by the measurement properties—*i.e.*, validity, reliability, robustness—of the computational methods that extract clinically meaningful information from posturography signals.

Force platforms used in posturography allows the calculation of the planar coordinates of the center of pressure (CoP) (Duarte and Freitas, 2010). The CoP time series is a surrogate of the outputted net muscle activity to the inputted net sensory information received by the central nervous system to control the body's center of mass over the support base (Winter, 2009). CoP data are summarized by amplitude-, time-, space-, or frequency-related variables (Baracat and De Sá Ferreira, 2013; Błaszczyk, 2016; Collins and De Luca, 1993; Kapteyn et al., 1983; Nagymáté and Kiss, 2016; Palmieri et al., 2002; Portela and Ferreira, 2014; T. M. M. Vieira et al., 2009; Yamada, 1995). Most of these variables have reliability (*e.g.* test-retest trials) and robustness to methodological aspects of posturography (*e.g.* trial

duration, sampling frequency, lowpass filtering cutoff) reported to vary from excellent to unacceptable (de Sá Ferreira and Junqueira Ferraz Baracat, 2014; Giovanini et al., 2017; Lin et al., 2008; Ruhe et al., 2010; Tarantola et al., 1997; Van der Kooij et al., 2011). Because new methods for the assessment of postural stability are emerging, the investigation of their reliability and robustness is warranted before their translation into clinical research and practice.

Recently, we developed a set of posturography variables that captures the optimization properties underlying the stabilization of the upright standing (Porto et al., 2019). The proposal is based on the evidence that postural stability may be an optimization problem (Loram et al., 2011; Suzuki et al., 2012), in which the CoP is a cost-functions to be minimized according to the optimization principle (Bottasso et al., 2006; Engelbrecht, 2001). As a new method, there is no appraisal about the effects of repeated trials and/or methodological aspects of posturography in the assessment of the optimization properties of posture stabilization. Therefore, this study aims at investigating the reliability and robustness of the derived optimization properties underlying the stabilization of the upright stance to methodological aspects of posturography.

2 Methods

2.1 Study design

This study comprises a secondary data analysis of posturography data. This study is designed according to methodological recommendations for reliability studies (Weir, 2005) and reported according to The Guidelines for Reliability and Agreement Studies (Kottner et al., 2011).

2.2 Posturography data

A posturography dataset with 163 participants (116 [71%] women) aged 18 to 85 years (Santos and Duarte, 2016) was used for this secondary data analysis. Participants that reported one or more severe disabilities (n=16) or those who failed to complete the most challenging posturography trials (n=5) were excluded, remaining 146 participants (104 [71%] female, age 46±23 years, body height 1.63±0.10, body mass 62±8 kg, body mass index 23.6±3.4 kg/m^2) for a complete-case analysis.

While remaining in the upright standing, each participant performed 3 trials lasting 60 s each characterized by a combination of vision input ('eyes open' or 'eyes closed') and surface ('firm surface' or 'foam surface') conditions. Considering that posturography variables trends to show lower reliability and/or robustness for more challenging postural tasks (de Sá Ferreira and Junqueira Ferraz Baracat, 2014; Giovanini et al., 2017; Lin et al., 2008; Ruhe et al., 2010; Tarantola et al., 1997; Van der Kooij et al., 2011), only trials characterized by 'eyes closed & foam surface' were examined here.

2.3 Assessing the reliability and robustness of optimization properties

Reliability analysis was performed considering all repeated trials (k=3). For this analysis, each original CoP time series was average-subtracted and detrended using a degree 1 polynomial.

Robustness analysis was performed only for the 1st trial (k=1) and required additional data processing to simulate the methodological sources of variation concerning signal duration, sampling frequency, and lowpass filtering cutoff—in this particular order—in a complete factorial design. Trial duration was changed by the

time-split of the original 60-s signal epoch into the first 30-s epoch (Van der Kooij et al., 2011). Sampling frequency was changed by downsampling the original 100-Hz signal to a 50-Hz signal (Giovanini et al., 2017; Raymakers et al., 2005). After these two signal processing stages, each CoP time series was also average-subtracted and detrended using a degree 1 polynomial. At the final stage, lowpass filtering was changed by processing the original 10 Hz cut-off using a 5 Hz cut-off, 4th order Butterworth filter (Janusz et al., 2016).

2.5 Method for analyzing the optimization properties underlying the stabilization of the upright stance

Mathematical optimization refers to a set of problem-solving methods that systematically choose the values of one or more variables from a viable set of values until a 'best' value—*i.e.*, a minimum or maximum of the cost-function—is found (Kolda et al., 2003; Lewis et al., 2000). We recently proposed (Porto et al., 2019) a set of posturography variables that captures three major requirements for an efficient optimization process, namely the *downhill*, *stability,* and *convergence* properties, by implementing a (direct) pattern search (Kolda et al., 2003; Lewis et al., 2000).

Briefly, the downhill property is determined by the percent time of the signal duration that the cost-function is a strictly decreasing monotone function (τ, %) and its maximal absolute convergence rate averaged across all downhill epochs ($|\gamma|$, mm/s). The stability property is determined by the number of local valleys (min_N) and their mean (min_L, mm) and standard deviation (min_{SD}, mm) values of the cost-function across all local valleys. Finally, the convergence property is quantified by the global minimum value of the cost-function (min_G, mm) and the absolute

difference between the global minimum and the expected value (min_L) calculated across all local valleys ($|\Delta_{GL}|$, mm).

2.6 Statistical analysis

Posturography variables are described as mean and standard deviation (SD) or 95% confidence intervals (95%CI). Reliability was estimated using the intraclass correlation coefficient with a single ($ICC_{2,1}$) and average ($ICC_{2,3}$) measurements and standard error of measurement (SEM). ICC values were considered unacceptable (<0.40), acceptable (0.40≤ICC≤0.75), or excellent (>0.75) (Shrout and Fleiss, 1979; Weir, 2005). P-values for reliability were obtained departing from the null hypothesis $ICC_{2,k}$≤0.4. Robustness was estimated using the general mixed model for the main and interaction effects of fixed factors signal duration (levels: 60, 30 s), sampling frequency (levels: 100, 50 Hz), and lowpass filtering cutoff (levels: 10, 5 Hz). P-values (two-side) and effect size (ω^2) estimates are reported for main and interaction effects. Effect sizes were interpreted as large at ≥0.14, medium at ≥0.06, small at ≥0.01, and trivial at <0.01 (Goss-Sampson, 2018).

2.7 Computational resources

Digital signal processing of the CoP data was implemented using *signal* (Carezia et al., 2015) and *nonLinearTseries* (Garcia and Sawitzki, 2015) packages in R Project (R Core Team, 2018). All optimization variables were computed using an open-source code available elsewhere (Porto et al., 2019) also written in R Project that exported the tabulated data for subsequent statistical analysis. Statistical analysis of reliability was conducted using R Project and robustness using JASP (Department of

Psychological Methods, University of Amsterdam, Netherlands) (Goss-Sampson, 2018).

3. Results

3.1 Reliability analysis

Table 1 presents descriptive data on the optimization variables. Trivial effects were observed for variables among the three trials, ranging from ω^2=0.007 ($|\gamma|$) to ω^2<0.001 (min_{SD}).

INSERT TABLE 1 HERE

Table 2 shows that all variables investigated here exhibited larger values of $ICC_{2,3}$ than $ICC_{2,1}$, with estimates varying from excellent to unacceptable. Reliability was excellent for both average and single measurements of $|\gamma|$ ($ICC_{2,3}$=0.954; $ICC_{2,1}$=0.874), min_N ($ICC_{2,3}$=0.951; $ICC_{2,1}$=0.865), and min_L ($ICC_{2,3}$=0.932; $ICC_{2,1}$=0.820), $|\Delta_{GL}|$ ($ICC_{2,3}$=0.930; $ICC_{2,1}$=0.815), and min_{SD} ($ICC_{2,3}$=0.911; $ICC_{2,1}$=0.772). Reliability was acceptable for the average measurement of τ ($ICC_{2,3}$=0.540) but not for the single measurement ($ICC_{2,1}$=0.281). Finally, reliability of min_G was unacceptable for both average and single measurements ($ICC_{2,3}$=0.295; $ICC_{2,1}$=0.122).

INSERT TABLE 2 HERE

3.2 Robustness analysis

Tables 3 and 4 show the robustness analysis of optimization variables to the methodological sources of variation in posturography. Figure 1 represents CoP time series from participant #1 of the dataset after signal processing according to the sampling frequency and lowpass filtering cutoff described in the Methods section. In general, reducing the signal duration or the sampling frequency as independent factors reduced τ, min_N, min_L, min_{SD}, and $|\Delta_{GL}|$ while increased $|\gamma|$ and min_G. Conversely, reducing the lowpass filter cutoff value reduced $|\gamma|$, min_N, min_L, min_{SD}, and $|\Delta_{GL}|$ while increased τ and left min_G practically unchanged.

INSERT TABLE 3 HERE

INSERT FIGURE 1 HERE

The three-way interaction of duration*sampling*cutoff showed only trivial effects on all posturography variables ($\omega^2 \leq 0.002$). Two-way interaction of duration*sampling showed a medium effect only on min_N ($\omega^2=0.114$, $p<0.001$); all other variables showed trivial effects ($\omega^2 \leq 0.002$). Likewise, the two-way interaction of duration*cutoff showed a medium effect on min_N ($\omega^2=0.113$, $p<0.001$) and trivial effects for all other variables ($\omega^2 \leq 0.001$). Two-way interaction of sampling*cutoff showed a small effect on $|\gamma|$ ($\omega^2=0.023$, $p<0.001$), whereas all other variables showed only trivial effects ($\omega^2 \leq 0.003$). Main factor analysis showed that the effect of signal duration was large on min_N ($\omega^2=0.834$, $p<0.001$), medium on min_G ($\omega^2=0.098$, $p<0.001$), small on $|\Delta_{GL}|$ ($\omega^2=0.017$, $p<0.001$), and trivial on τ, $|\gamma|$, min_L, min_{SD} ($\omega^2 \leq 0.009$). The main effect of sampling frequency was large on both min_N ($\omega^2=0.526$, $p<0.001$) and $|\gamma|$ ($\omega^2=0.464$, $p<0.001$), medium on τ ($\omega^2=0.135$, $p<0.001$)

and $|\Delta_{GL}|$ (ω^2=0.063, p<0.001), and small for min_L, min_{SD}, and min_G ($\omega^2 \leq 0.052$, p<0.001). Main effect for the lowpass filter cutoff was large on min_N (ω^2=0.523, p<0.001), although small on τ, $|\gamma|$, min_L, min_{SD}, and $|\Delta_{GL}|$ ($\omega^2 \leq 0.056$, p<0.001), and trivial for min_G (ω^2=0.000, p<0.450).

INSERT TABLE 4 HERE

4. Discussion

This study investigated the reliability and robustness of the optimization properties underlying the stabilization of the upright stance as derived from posturography in the upright standing. The main findings of this study show that (1) the reliability for determining the downhill, stability, and convergence properties for the whole-body stabilization is excellent using 3 trials of 60-s CoP time series and (2) the optimization properties are robust to controllable methodological sources of variation of posturography such as signal duration, sampling frequency, and lowpass filter cutoff. Altogether, those findings strongly encourage applying the posturography variables representing the optimization properties in further investigations to extract clinically meaningful information from populations at high risk of fall and balance deficits.

4.1 Optimization properties have excellent to unacceptable test-retest reliability

Emerging methods for the assessment of postural stability must be reliable for their application to clinical research and practice (Weir, 2005). The test-retest reliability for the downhill ($|\gamma|$), stability (min_N, min_L, and min_{SD}), and convergence ($|\Delta_{GL}|$)

properties were excellent for the average of 3 repeated trials and even single measurements; the downhill property (τ) showed acceptable reliability averaged across 3 trials, but not for single measurements. These findings are in agreement with other posturography variables, in which two common factors help explain this overall high reliability. First, the standard protocol (Scoppa et al., 2013) applied to the collected CoP dataset (Santos and Duarte, 2016) and elsewhere (de Sá Ferreira and Junqueira Ferraz Baracat, 2014; Lin et al., 2008; Ruhe et al., 2010; Tarantola et al., 1997; Van der Kooij et al., 2011) minimizes both the between- and within-subjects variability; it controls, for instance, the participant's positioning and instructions regarding the postural task to perform. Second, averaging most variables across the CoP time series ($|\gamma|$, min_L, min_{SD}, $|\Delta_{GL}|$) minimizes the within-subject variability because posturography variables can be considered as ever-changing and fluctuating around their *true* average values (Pagnacco et al., 2015). Interestingly, it could be added that the internal models for motor control (Wolpert and Ghahramani, 2000) have consistent properties to solve the optimization problem of the whole-body stabilization in the upright standing (Loram et al., 2011; Suzuki et al., 2012) by repeatedly minimizing the CoP as a cost-function (Bottasso et al., 2006; Engelbrecht, 2001; Porto et al., 2019) whenever anticipatory or adaptative adjustments are required. This hypothesis deserves further investigation using experimental protocols to evoke changes in the internal model's behavior and increase the cost function while tracking the whole-body stability recovery.

Unacceptable reliability was observed for both the average and single measurements of the convergence property (min_G), suggesting that other factors introduced large variations in a within- and/or between-subject analysis. From the statistical point-of-view, this low reliability is explained by min_G being the extreme

(minimum) value of the bounded time series (Raymakers et al., 2005). As such, all min_G values within the 60-s CoP still comprise local minima that are still not globally valid even across trials, rendering an imprecise estimate. Interestingly, the lack of convergence to a global minimum might not be necessary; from the motor control perspective there is a large number of degrees-of-freedom to solve the optimization problem of standing still (Latash, 2012; Latash et al., 2007; Neilson and Neilson, 2010), such that finding local minima might be sufficient to keep the whole-body stable within the base of support. Recent evidence supports this hypothesis CoP attractors—*e.g.*, high-density regions on the CoP bivariate spatial distribution—are not unique within a 60-s epoch and the estimation of their quantity showed similarly acceptable reliability using single measurements (Baracat and De Sá Ferreira, 2013; de Sá Ferreira and Junqueira Ferraz Baracat, 2014). Further investigation on this subject is required to determine whether a global minimum can be found if any (in the CoP vector or other cost functions) and to what extent finding local minima is a sufficient and/or required condition for optimal stabilization of the upright standing.

4.2 Large to trivial effects of signal duration, sampling frequency, and lowpass filtering cutoff

Methods for assessing the postural stability must be robust to methodological aspects of posturography such that studies can be properly compared (Scoppa et al., 2013) and meta-analyzed without introducing high heterogeneity. Overall, the posturography variables representing the downhill, stability, and convergence properties are robust to the interaction—as suggested by the trivial or small main and interaction effect sizes—but not the main effects of signal duration, sampling frequency, and lowpass filter cutoff. Other commonly used posturography variables

showed larger effects (Giovanini et al., 2017; Ruhe et al., 2010; Van der Kooij et al., 2011) than those reported herein for the same methodological factors. The reasoning for this overall robustness is unclear, but it can be argued that the information represented by the optimization properties is fairly independent of the number of data points, amplitude displacement, and/or frequency components of the CoP time series. Altogether, those findings suggest that comparing results obtained using different acquisition protocols and signal processing would be possible while not introducing a large heterogeneity.

An exception applies to the stability property (min_N) and the downhill property ($|\gamma|$) that were largely affected by the signal duration, sampling frequency, and lowpass filtering cutoff—either as main or interaction factors. Indeed, as min_N comprises the number of local minima as defined by the pattern search algorithm it would be expected that its value decreases with smaller signal durations (as this factor reduces the number of data points), sampling frequencies and lowpass cutoff values (as these two factors reduce the amplitude and frequency content in the CoP time series). Likewise, $|\gamma|$ is also expected to decrease with the reduction of both amplitude and frequency content of the CoP signal (Giovanini et al., 2017; Ruhe et al., 2010; Van der Kooij et al., 2011). Therefore, those variables should be carefully analyzed in the context of the applied acquisition protocol and signal processing.

4.3 Study limitations and strengths

A discussion about the limitations of this study is required. Only one test condition (*i.e.*, eyes closed, foam surface) was investigated and the reliability and robustness can be affected by this methodological choice (de Sá Ferreira and Junqueira Ferraz Baracat, 2014; Giovanini et al., 2017; Lin et al., 2008; Ruhe et al., 2010; Tarantola et

al., 1997; Van der Kooij et al., 2011). Investigation of other conditions is encouraged to generalize this information to other commonly used test conditions. Moreover, our findings cannot be extrapolated to other devices such as videogame-based platforms—that also have shown acceptable reliability (Clark et al., 2018; Monteiro-Junior et al., 2015)—as they might require additional digital pre-processing of the signal to increase its reliability (Audiffren and Contal, 2016).

The major strengths of this study is: the simultaneous assessment of the reliability and robustness of the posturography properties using a freely available dataset (Santos and Duarte, 2016) collected with current standard protocols (Scoppa et al., 2013), which promotes data reuse and optimizes resources; the development and sharing of free, open-source codes shared for computing the optimization properties (Porto et al., 2019) to allow the reproducibility of the results from independent research groups; and the application of state-of-the-art statistical procedures (Weir, 2005) and guidelines (Kottner et al., 2011) to incr3ase the quality of the study reporting.

5. Conclusions

The average measurement of 3 trials yields excellent to acceptable reliability for deriving the downhill, stability, and convergence properties underlying the whole-body stabilization in the upright standing. Those optimization properties are robust to the interaction but not the main effects of signal duration, sampling frequency, and lowpass filter cutoff.

Acknowledgements

This study was supported by the Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ) [grant number E-26/202.769/2015] and the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Finance Code 001.

Conflict of interest statement

None to declare.

CRediT

Carla Porto: Conceptualization, Validation, Formal analysis, Investigation, Writing – Original draft, Writing – Review and Editing. **Thiago Lemos**: Conceptualization, Writing – Original draft, Writing – Review and Editing, Supervision. **Arthur Sá Ferreira**: Conceptualization, Methodology, Software Programming, Resources, Data curation, Writing – Original draft, Writing – Review and Editing, Visualization, Supervision, Project management, Funding acquisition.

References

Audiffren, J., Contal, E., 2016. Preprocessing the Nintendo wii board signal to derive more accurate descriptors of statokinesigrams. Sensors (Switzerland) 16. https://doi.org/10.3390/s16081208

Baracat, P.J.F., De Sá Ferreira, A., 2013. Postural tasks are associated with center of pressure spatial patterns of three-dimensional statokinesigrams in young and elderly healthy subjects. Hum. Mov. Sci. 32, 1325–133. https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.06.005

Barros de Oliveira, C., Torres de Medeiros, Í.R., Frota, N.A.F., Greters, M.E., Conforto, A.B., 2008. Balance control in hemiparetic stroke patients: Main tools for evaluation. J. Rehabil. Res. Dev. 45, 1215. https://doi.org/10.1682/JRRD.2007.09.0150

Błaszczyk, J.W., 2016. The use of force-plate posturography in the assessment of postural instability. Gait Posture 44, 1–6. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.10.014

Błaszczyk, J.W., Orawiec, R., 2011. Assessment of postural control in patients with

Parkinson's disease: Sway ratio analysis. Hum. Mov. Sci. 30, 396–404. https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.07.017

Bottasso, C.L., Prilutsky, B.I., Croce, A., Imberti, E., Sartirana, S., 2006. A numerical procedure for inferring from experimental data the optimization cost functions using a multibody model of the neuro-musculoskeletal system. Multibody Syst. Dyn. 16, 123–154. https://doi.org/10.1007/s11044-006-9019-1

Carezia, A., Dupuis, P., Eaton, J.W., Habel, K., Hornik, K., Krey, S., Lash, B., Leisch, F., Smith, J.O., Stewart, D., Weingessel, A., 2015. Package 'signal.'

Clark, R.A., Mentiplay, B.F., Pua, Y.H., Bower, K.J., 2018. Reliability and validity of the Wii Balance Board for assessment of standing balance: A systematic review. Gait Posture 61, 40–54. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.12.022

Collins, J.J., De Luca, C.J., 1993. Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. Exp. Brain Res. 95, 308–318. https://doi.org/10.1007/BF00229788

de Moura Campos Carvalho-e-Silva, A.P., Peixoto Leão Almeida, G., Oliveira Magalhães, M., Renovato França, F.J., Vidal Ramos, L.A., Comachio, J., Pasqual Marques, A., 2016. Dynamic postural stability and muscle strength in patellofemoral pain: Is there a correlation? Knee 23, 616–621. https://doi.org/10.1016/j.knee.2016.04.013

de Sá Ferreira, A., Junqueira Ferraz Baracat, P., 2014. Test–retest reliability for assessment of postural stability using center of pressure spatial patterns of three-dimensional statokinesigrams in young health participants. J. Biomech. 47, 2919–2924. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.07.010

Du Pasquier, R.A., Blanc, Y., Sinnreich, M., Landis, T., Burkhard, P., Vingerhoets, F.J.G., 2003. The effect of aging on postural stability: A cross sectional and longitudinal study. Neurophysiol. Clin. 33, 213–218. https://doi.org/10.1016/j.neucli.2003.09.001

Duarte, M., Freitas, S.M., 2010. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. Rev. Bras. Fisioter. 14, 183–192. https://doi.org/S1413-35552010000300003 [pii]

Engelbrecht, S.E., 2001. Minimum Principles in Motor Control. J. Math. Psychol. 45, 497–542. https://doi.org/10.1006/jmps.2000.1295

Ferreira, A. de S., Orsini, M., Felício, L.R., Rodrigues, E.C., Alves De Souza, J., Araújo, M.L.A., Oliveira, A.B., Nunes, M., Bastos, V.H.V., Teixeira, S., Nascimento, O.J., Freitas, M.R. De, 2016. Augmented Movement Strategies for Postural Control in Patients With Spinocerebellar Ataxia Type 3: a Case-Control Study. Rev. Bras. Neurol. 52, 18–26.

Galvão, T.S., Magalhães Júnior, E.S., Orsini, M., Ferreira, A. de S., 2018. Lower-limb muscle strength, static and dynamic postural stabilities, risk of falling and fear of falling in polio survivors and healthy subjects. Physiother. Theory Pract. 00, 1–8. https://doi.org/10.1080/09593985.2018.1512178

Garcia, A.C., Sawitzki, G., 2015. Package "nonlinearTseries."

Giovanini, L.H.F., Silva, S.M., Manffra, E.F., Nievola, J.C., 2017. Sampling and Digital Filtering Effects When Recognizing Postural Control with Statistical Tools and the Decision Tree Classifier. Procedia Comput. Sci. 108, 129–138.

https://doi.org/10.1016/j.procs.2017.05.117

Goss-Sampson, M.A., 2018. Statistical Analysis in JASP - A Guide for Students. Greenwich.

Janusz, B.W., Beck, M., Szczepańska, J., Sadowska, D., Bacik, B., Juras, G., Słomka, K.J., 2016. Directional measures of postural sway as predictors of balance instability and accidental falls. J. Hum. Kinet. 52, 75–83. https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0195

Kapteyn, T.S., Bles, W., Kodde, L., Massen, C.H., Njiokiktjien, C.J., Kodde, L., Massen, C.H., Mol, J.M., 1983. Standardization in Platform Stabilometry being a Part of Posturography Ask for Standardization. Agressologie 24, 321–326.

Kolda, T.G., Lewis, R.M., Torczon, V., 2003. Optimization by direct search: New perspectives on some classical and modern methods. SIAM Rev. 45, 385–482. https://doi.org/Doi 10.1137/S003614450242889

Kottner, J., Audige, L., Brorson, S., Donner, A., Gajewski, B.J., Hroóbjartsson, A., Roberts, C., Shoukri, M., Streiner, D.L., Kottner, J, Audigé L, Brorson S, Donner A, Gajewski BJ, H.A., 2011. Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. J. Clin. Epidemiol. 48, 661–671. https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2010.03.002

Latash, M.L., 2012. The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy). Exp. Brain Res. https://doi.org/10.1007/s00221-012-3000-4

Latash, M.L., Scholz, J.P., Schöner, G., 2007. Toward a New Theory of Motor Synergies. Motor Control 11, 276–308. https://doi.org/10.1123/mcj.11.3.276

Lázaro, M., González, A., Latorre, G., Fernández, C., Ribera, J.M., 2011. Postural stability in the elderly: Fallers versus non-fallers. Eur. Geriatr. Med. 2, 1–5. https://doi.org/10.1016/j.eurger.2010.11.007

Lemos, T., Souza, N.S., Horsczaruk, C.H.R., Nogueira-Campos, A.A., de Oliveira, L.A.S., Vargas, C.D., Rodrigues, E.C., 2014. Motor imagery modulation of body sway is task-dependent and relies on imagery ability. Front. Hum. Neurosci. 8, 1–9. https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00290

Lewis, R.M., Torczon, V., Trosset, M.W., 2000. Direct search methods: then and now. J. Comput. Appl. Math. 124, 191–207. https://doi.org/10.1016/S0377-0427(00)00423-4

Lima, T.R.L., Guimarães, F.S., Sá Ferreira, A., Penafortes, J.T.S., Almeida, V.P., Lopes, A.J., 2014. Correlation between posture, balance control, and peripheral muscle function in adults with cystic fibrosis. Physiother. Theory Pract. 30, 79–84. https://doi.org/10.3109/09593985.2013.820246

Lin, D., Seol, H., Nussbaum, M.A., Madigan, M.L., 2008. Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. Gait Posture 28, 337–342. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.01.005

Loram, I.D., Gollee, H., Lakie, M., Gawthrop, P.J., 2011. Human control of an inverted pendulum: Is continuous control necessary? Is intermittent control effective? Is intermittent control physiological? J. Physiol. 589, 307–324. https://doi.org/10.1113/jphysiol.2010.194712

Mahboobin, A., Loughlin, P., Atkeson, C., Redfern, M., 2009. A mechanism for sensory re-weighting in postural control. Med. Biol. Eng. Comput. 47, 921–929.

https://doi.org/10.1007/s11517-009-0477-5

Merlo, A., Zemp, D., Zanda, E., Rocchi, S., Meroni, F., Tettamanti, M., Recchia, A., Lucca, U., Quadri, P., 2012. Postural stability and history of falls in cognitively able older adults: The Canton Ticino study. Gait Posture 36, 662–666. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.06.016

Monteiro-Junior, R., Ferreira, A., Puell, V., Lattari, E., Machado, S., Otero Vaghetti, C., da Silva, E., 2015. Wii Balance Board: Reliability and Clinical Use in Assessment of Balance in Healthy Elderly Women. CNS Neurol. Disord. - Drug Targets 14, 1165–1170. https://doi.org/10.2174/1871527315666151111120403

Mujdeci, B., Turkyilmaz, D., Yagcioglu, S., Aksoy, S., 2016. The effects of concurrent cognitive tasks on postural sway in healthy subjects. Braz. J. Otorhinolaryngol. 82, 3–10. https://doi.org/10.1016/j.bjorl.2015.10.011

Nagymáté, G., Kiss, R.M., 2016. Parameter reduction in the frequency analysis of center of pressure in stabilometry. Period. Polytech. Mech. Eng. 60, 238–246. https://doi.org/10.3311/PPme.8999

Neilson, P.D., Neilson, M.D., 2010. On theory of motor synergies. Hum. Mov. Sci. 29, 655–683. https://doi.org/10.1016/j.humov.2009.10.005

Pagnacco, G., Carrick, F.R., Wright, C.H.G., Oggero, E., 2015. Between-subjects differences of within-subject variability in repeated balance measures: Consequences on the minimum detectable change. Gait Posture 41, 136–140. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.09.016

Paillard, T., Noé, F., 2015. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. Biomed Res. Int. https://doi.org/10.1155/2015/891390

Palmieri, R.M., Ingersoll, C.D., Stone, M.B., Krause, B.A., 2002. Center-of-Pressure Parameters Used in the Assessment of Postural Control. J. Sport Rehabil. 11, 51–66. https://doi.org/10.1123/jsr.11.1.51

Portela, F.M., Ferreira, A. de S., 2014. Kinematic mapping reveals different spatial distributions of center of pressure high-speed regions under somatosensory loss. J. Mot. Behav. 46, 369–379. https://doi.org/10.1080/00222895.2014.916651

Porto, C., Lemos, T., Ferreira, A.S., 2019. Analysis of the postural stabilization in the upright stance using optimization properties. Biomed. Signal Process. Control 52, 171–178. https://doi.org/10.1016/j.bspc.2019.04.009

R Core Team, 2018. R: A language and environment for statistical computing.

Raymakers, J.A., Samson, M.M., Verhaar, H.J.J., 2005. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). Gait Posture 21, 48–58. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.11.006

Ruhe, A., Fejer, R., Walker, B., 2010. The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions - A systematic review of the literature. Gait Posture 32, 436–445. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.09.012

Santos, D.A., Duarte, M., 2016. A public data set of human balance evaluations. PeerJ 4, e2648. https://doi.org/10.7717/peerj.2648

Scoppa, F., Capra, R., Gallamini, M., Shiffer, R., 2013. Clinical stabilometry standardization. Basic definitions - Acquisition interval - Sampling frequency.

Gait Posture 37, 290–292. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.07.009

Shrout, P.E., Fleiss, J.L., 1979. Intraclass Correlations: Uses in Assessing Rater Reliability. Psychol. Bull. 86, 420–428.

Suzuki, Y., Nomura, T., Casadio, M., Morasso, P., 2012. Intermittent control with ankle, hip, and mixed strategies during quiet standing: A theoretical proposal based on a double inverted pendulum model. J. Theor. Biol. 310, 55–79. https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2012.06.019

Tarantola, J., Nardone, A., Tacchini, E., Schieppati, M., 1997. Human stance stability improves with the repetition of the task: Effect of foot position and visual condition. Neurosci. Lett. 228, 75–78. https://doi.org/10.1016/S0304-3940(97)00370-4

Van der Kooij, H., Campbell, A.D., Carpenter, M.G., 2011. Sampling duration effects on centre of pressure descriptive measures. Gait Posture 34, 19–24. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.025

Vieira, T. de M.M., Oliveira, L.F. de, Nadal, J., 2009. An overview of age-related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors. J. Electromyogr. Kinesiol. 19, e513–e519. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.10.007

Vieira, T.M.M., Oliveira, L.F., Nadal, J., 2009. Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis. Brazilian J. Med. Biol. Res. 42, 665–673. https://doi.org/10.1590/S0100-879X2009000700012

Weir, J.P., 2005. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the sem. J. Strength Cond. Res. 19, 231–240. https://doi.org/10.1519/15184.1

Winter, D.A., 2009. Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Motor Control. https://doi.org/10.1002/9780470549148

Wolpert, D.M., Ghahramani, Z., 2000. Computational principles of movement neuroscience. Nat. Neurosci. 3, 1212–1217. https://doi.org/10.1038/81497

Yamada, N., 1995. Chaotic swaying of the upright posture. Hum. Mov. Sci. 14, 711–726. https://doi.org/10.1016/0167-9457(95)00032-1

Zeinalzadeh, A., Talebian, S., Naghdi, S., Salavati, M., Nazary-Moghadam, S., Zeynalzadeh Ghoochani, B., 2018. Effects of vision and cognitive load on static postural control in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. Physiother. Theory Pract. 34, 276–285. https://doi.org/10.1080/09593985.2017.1391360

Table 1: Descriptive analysis of posturography variables for repeated trials (n=146).

Variable	Trial #1	Trial #2	Trial #3	ω^2	P-value
τ (%)	47.05 (1.41)	47.28 (1.36)	47.04 (1.33)	-0.002	0.978
$\|\boldsymbol{\gamma}\|$ (mm/s)	0.038 (0.013)	0.036 (0.013)	0.035 (0.013)	0.007	0.040
$\boldsymbol{min_N}$ (n)	117.1 (19.8)	115.5 (19.2)	113.6 (17.8)	0.003	0.127
$\boldsymbol{min_L}$ (mm)	0.79 (0.21)	0.81 (0.22)	0.82 (0.24)	0.002	0.167
$\boldsymbol{min_{SD}}$ (mm)	0.58 (0.15)	0.59 (0.17)	0.59 (0.18)	0.000	0.361
$\boldsymbol{min_G}$ (mm)	0.018 (0.012)	0.018 (0.014)	0.020 (0.016)	0.001	0.236
$\|\Delta_{GL}\|$ (mm)	0.77 (0.21)	0.79 (0.22)	0.80 (0.24)	0.002	0.186

Data are shown as mean (SD)

Table 2: Reliability analysis of posturography variables for repeated trials (n=146).

Variable	Measurement level	Intraclass correlation coefficient ($ICC_{2,k}$) with 95% confidence interval	Standard error of measurement (SEM)	P-value
τ (%)	Single (*k*=1)	0.281 [0.178; 0.388]	1.158	0.985
	Average (*k*=3)	0.540 [0.394; 0.656]	0.926	0.029
$\lvert\gamma\rvert$ (mm/s)	Single (*k*=1)	0.874 [0.838; 0.904]	0.005	<0.001
	Average (*k*=3)	0.954 [0.940; 0.966]	0.003	<0.001
min_N (n)	Single (*k*=1)	0.865 [0.827; 0.897]	6.956	<0.001
	Average (*k*=3)	0.951 [0.935; 0.963]	4.210	<0.001
min_L (mm)	Single (*k*=1)	0.820 [0.771; 0.861]	0.096	<0.001
	Average (*k*=3)	0.932 [0.910; 0.949]	0.059	<0.001
min_{SD} (mm)	Single (*k*=1)	0.772 [0.714; 0.823]	0.081	<0.001
	Average (*k*=3)	0.911 [0.882; 0.933]	0.051	<0.001
min_G (mm)	Single (*k*=1)	0.122 [0.025; 0.229]	0.013	1.000
	Average (*k*=3)	0.295 [0.070; 0.472]	0.012	0.864
$\lvert\Delta_{GL}\rvert$ (mm)	Single (*k*=1)	0.815 [0.765; 0.857]	0.096	<0.001
	Average (*k*=3)	0.930 [0.907; 0.947]	0.059	<0.001

Data are shown as estimate [95% confidence interval]

Table 3: Descriptive analysis of posturography variables under methodological sources of variation (n=146).

Signal duration	Sampling frequency	Lowpass filter cutoff	τ (%)	$\lvert\gamma\rvert$ (mm/s)	min_N (n)	min_L (mm)	min_{SD} (mm)	min_G (mm)	$\lvert\Delta_{GL}\rvert$ (mm)
60 s	100 Hz	10 Hz	47.1 [46.8; 47.3]	0.038 [0.035; 0.041]	117.0 [115.2; 118.8]	0.78 [0.75; 0.81]	0.57 [0.55; 0.60]	0.018 [0.015; 0.022]	0.76 [0.72; 0.81]
		5 Hz	47.3 [47.1; 47.6]	0.036 [0.033; 0.038]	89.2 [87.4; 91.0]	0.71 [0.67; 0.74]	0.53 [0.51; 0.56]	0.018 [0.014; 0.022]	0.69 [0.65; 0.73]
	50 Hz	10 Hz	45.9 [45.6; 46.2]	0.072 [0.070; 0.075]	89.0 [87.2; 90.8]	0.71 [0.67; 0.74]	0.53 [0.51; 0.56]	0.023 [0.019; 0.027]	0.68 [0.64; 0.73]
		5 Hz	46.5 [46.2; 46.8]	0.060 [0.057; 0.063]	63.4 [61.6; 65.2]	0.60 [0.57; 0.64]	0.46 [0.44; 0.49]	0.023 [0.020; 0.027]	0.58 [0.54; 0.62]
30 s	100 Hz	10 Hz	46.9 [46.6; 47.2]	0.040 [0.038; 0.043]	60.0 [58.2; 61.8]	0.75 [0.71; 0.78]	0.55 [0.52; 0.57]	0.030 [0.026; 0.033]	0.72 [0.67; 0.76]
		5 Hz	47.2 [47.0; 47.5]	0.037 [0.035; 0.040]	45.8 [44.0; 47.6]	0.67 [0.64; 0.70]	0.51 [0.49; 0.54]	0.030 [0.026; 0.034]	0.64 [0.60; 0.68]
	50 Hz	10 Hz	45.7 [45.4; 46.0]	0.076 [0.074; 0.079]	45.7 [43.9; 47.5]	0.67 [0.64; 0.70]	0.51 [0.48; 0.53]	0.036 [0.032; 0.039]	0.63 [0.59; 0.68]
		5 Hz	45.9 [45.6; 46.2]	0.063 [0.061; 0.066]	32.8 [31.0; 34.6]	0.57 [0.54; 0.60]	0.44 [0.42; 0.47]	0.037 [0.034; 0.041]	0.53 [0.49; 0.57]

Data are described as mean [95% confidence interval]

Table 4: Robustness analysis of the optimization variables under methodological sources of variation and its interaction (n=146).

Model term	τ (%)	|γ| (mm/s)	min_N (n)	min_L (mm)	min_{SD} (mm)	min_G (mm)	$\|\Delta_{GL}\|$ (mm)
Duration*Sampling*Cut off	$F_{1,145}$ = 10.520 p = 0.001 ω^2 = 0.002	$F_{1,145}$ = 0.131 p = 0.718 ω^2 = 0.000	$F_{1,145}$ = 1.588 p = 0.210 ω^2 = 0.000	$F_{1,145}$ = 0.430 p = 0.513 ω^2 = 0.000	$F_{1,145}$ = 0.348 p = 0.556 ω^2 = 0.000	$F_{1,145}$ = 0.039 p = 0.844 ω^2 = 0.000	$F_{1,145}$ = 0.308 p = 0.580 ω^2 = 0.000
Duration*Sampling	$F_{1,145}$ = 15.176 p < 0.001 ω^2 = 0.002	$F_{1,145}$ = 18.363 p < 0.001 ω^2 = 0.000	$F_{1,145}$ = 1161.691 p < 0.001 ω^2 = 0.114	$F_{1,145}$ = 0.005 p = 0.945 ω^2 = 0.000	$F_{1,145}$ = 0.248 p = 0.620 ω^2 = 0.000	$F_{1,145}$ = 0.897 p = 0.345 ω^2 = 0.000	$F_{1,145}$ = 0.502 p = 0.480 ω^2 = 0.000
Duration*Cutoff	$F_{1,145}$ = 10.338 p = 0.002 ω^2 = 0.001	$F_{1,145}$ = 6.682 p = 0.011 ω^2 = 0.000	$F_{1,145}$ = 1198.685 p < 0.001 ω^2 = 0.113	$F_{1,145}$ = 0.085 p = 0.771 ω^2 = 0.000	$F_{1,145}$ = 0.418 p = 0.519 ω^2 = 0.000	$F_{1,145}$ = 0.278 p = 0.599 ω^2 = 0.000	$F_{1,145}$ = 0.003 p = 0.956 ω^2 = 0.000
Cutoff*Sampling	$F_{1,145}$ = 0.312 p = 0.577 ω^2 = 0.000	$F_{1,145}$ = 281.422 p < 0.001 ω^2 = 0.023	$F_{1,145}$ = 4.869 p = 0.029 ω^2 = 0.002	$F_{1,145}$ = 19.512 p < 0.001 ω^2 = 0.001	$F_{1,145}$ = 24.186 p < 0.001 ω^2 = 0.003	$F_{1,145}$ = 0.347 p = 0.557 ω^2 = 0.000	$F_{1,145}$ = 19.537 p < 0.001 ω^2 = 0.001
Duration	$F_{1,145}$ = 4.625 p = 0.033 ω^2 = 0.005	$F_{1,145}$ = 48.286 p < 0.001 ω^2 = 0.008	$F_{1,145}$ = 5887.860 p < 0.001 ω^2 = 0.834	$F_{1,145}$ = 25.376 p < 0.001 ω^2 = 0.009	$F_{1,145}$ = 14.696 p < 0.001 ω^2 = 0.006	$F_{1,145}$ = 40.708 p < 0.001 ω^2 = 0.098	$F_{1,145}$ = 49.433 p < 0.001 ω^2 = 0.017
Sampling	$F_{1,145}$ = 377.534 p < 0.001 ω^2 = 0.135	$F_{1,145}$ = 2038.829 p < 0.001 ω^2 = 0.464	$F_{1,145}$ = 1581.483 p < 0.001 ω^2 = 0.526	$F_{1,145}$ = 843.375 p < 0.001 ω^2 = 0.052	$F_{1,145}$ = 352.628 p < 0.001 ω^2 = 0.034	$F_{1,145}$ = 49.826 p < 0.001 ω^2 = 0.033	$F_{1,145}$ = 866.876 p < 0.001 ω^2 = 0.063
Cutoff	$F_{1,145}$ = 31.081 p < 0.001 ω^2 = 0.013	$F_{1,145}$ = 346.724 p < 0.001 ω^2 = 0.054	$F_{1,145}$ = 1602.144 p < 0.001 ω^2 = 0.523	$F_{1,145}$ = 839.572 p < 0.001 ω^2 = 0.052	$F_{1,145}$ = 334.576 p < 0.001 ω^2 = 0.032	$F_{1,145}$ = 0.574 p = 0.450 ω^2 = 0.000	$F_{1,145}$ = 821.757 p < 0.001 ω^2 = 0.056

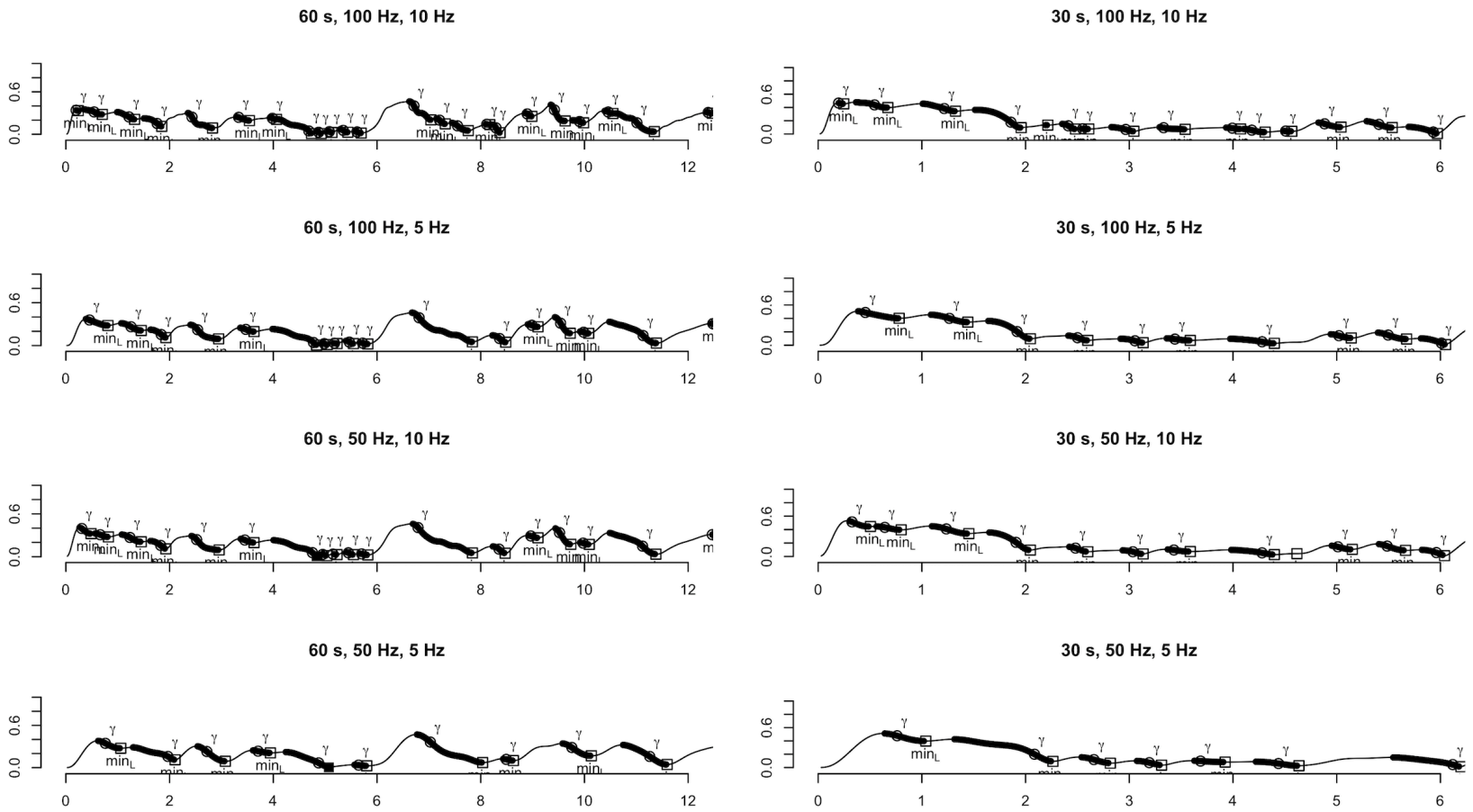


Figure 1: Effects of methodological sources of variations (sampling frequency, and lowpass filtering) on the variables determining the optimization process (participant #1). For better visualization, all signals are presented in 12 and 6 s epochs for visual inspection only.

3.3 Participação em Eventos Científicos

3.3.1 Metadados da participação em evento científico #1

Natureza do trabalho	Resumo
Título	Investigação da estabilidade postural aplicando a teoria de otimização matemática no sinal posturográfico de jovens e idosos.
Ano	2017
País	Brasil
Classificação do evento	Local
Nome do evento:	XIV Semana de Pesquisa, Extensão, Pós-graduação e Inovação da UNISUAM
Cidade do evento:	Rio de Janeiro(UNISUAM – BONSUCESSO)

XIV Semana de Pesquisa, Extensão, Pós-Graduação e Inovação da UNISUAM

INVESTIGAÇÃO DA ESTABILIDADE POSTURAL APLICANDO A TEORIA DE OTIMIZAÇÃO MATEMÁTICA NO SINAL POSTUROGRÁFICO EM JOVENS E IDOSOS

Autores: Carla Porto Lourenço[1], Arthur de Sá Ferreira[2]
1 – Mestre em Ciências da Reabilitação (UNISUAM), Doutoranda em Ciências da Reabilitação (UNISUAM)
2 – Doutor em Ciências em Engenharia Biomédica (UFRJ), Professor Adjunto do Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM)

Introdução: A posturografia evoluiu de forma notável nas últimas décadas (HAGEMAN, LEIBOWITZ & BLANKE, 1995), embora sua utilidade clínica e suas aplicações nas Ciências da Reabilitação sejam ainda limitadas, a exemplo na saúde do idoso. Nessa população, observa-se uma relação direta entre estabilidade postural e quedas (MACIEL *et* al, 2010). O avanço tecnológico tem permitido a multidisciplinaridade nos estudos e a aliança entre a cinesiologia e a matemática possam contribuir para a análise prática da estabilidade postural (TANAKA *et al*, 2005; SADEGUI *et al,* 2013). Este projeto tem por objetivo avaliar a estabilidade postural aplicando a teoria de otimização matemática no sinal posturográfico de jovens e idosos saudáveis. Espera-se acrescentar informações que colaborem metodologicamente na avaliação dos sistemas de controle postural bem como na interpretação dos sinais posturográficos.

Metodologia: Este projeto está dividido em dois estudos. *Estudo 1*: Revisão sistemática sobre a aplicação de processos de otimização na interpretação do controle postural, busca nas bases LILACS, PubMed, SCIELO, sem restrição temporal, idiomas português e inglês, 3 revisores. *Estudo 2:* Desenvolvimento e aplicação de métodos de análise do sinal posturográfico baseados em otimização matemática, representando a parte experimental da pesquisa pela proposta de um conjunto de variáveis conforme quadro 1. O protocolo experimental será composto de anamnese (dados sociodemográficos), exame clínico (estado mental e história da saúde), exame físico (antropometria e testes clínicos de estabilidade postural) e o exame por estabilometria conforme figura 1, realizados em jovens e idosos hígidos (n total =57) que assinarão TCLE. Os estudos serão conduzidos nos laboratórios de pesquisa do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM) Bonsucesso/RJ (Brasil), seguirão as normas éticas consonância com a resolução 466/2012

Resultados esperados: Do estudo 1, espera-se concentrar informações acerca de estabilidade postural sob a ótica da otimização matemática e sintetizar os conceitos atuais sobre o tema. Do estudo 2, espera-se encontrar evidências de que o sistema nervoso central utiliza estratégias similares a um processo de otimização matemática para manter e/ou aumentar a estabilidade postural em indivíduos jovens e idosos hígidos.

Quadro 1. Variáveis de otimização da estabilidade postural.

VARIÁVEIS PROPOSTAS PARA INVESTIGAÇÃO DO PROCESSO DE OTIMIZAÇÃO	RESULTADOS POSSÍVEIS	INTERPRETAÇÃO
Há mínimos locais?	"Sim" ou "não"	Determina a ocorrência de vales na função-custo
Quantos mínimos locais ?	[0, ∞] ou "não há valor"	Quantifica a ocorrência de vales na função-custo
Média dos mínimos locais	[-∞, ∞] ou "não há valor"	Fornece o valor médio da ocorrência de vales na função-custo (*steadiness*)
Há mínimo global?	"Sim" ou "não"	Determina a ocorrência de menor vale (mínimo dos mínimos) na função-custo
Valor do mínimo global	[-∞, ∞] ou "não há valor"	Quantifica o valor que representa o menor vale da função-custo
Tempo *downhill*, %	[0, 100] %	Quantifica em percentual a propriedade *downhill* na função-custo ao longo do tempo (estabilidade dinâmica) ($f(1) > f(2) > f(3)$, t=1, 2, 3)

Figura 1- Protocolo de tarefas da coleta de sinal estabilométrico

Proposta de tarefas estáticas e dinâmicas a serem aplicadas nos sujeitos do experimento para coleta de sinal estabilométrico. Fonte das imagens: AUTORA

Referências:
1. HAGEMAN PA, LEIBOWITZ JM, BLANKE D. Age and gender effects on postural control measures. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,** 76, (10): 961 – 965, 1995.
2.MACIEL SSSV, MACIEL WV, TEOTÔNIO PM, BARBOSA GG, LIMA VGC, OLIVEIRA TF, SILVA ETC. Perfil epidemiológico das quedas em idosos residentes em capitais brasileiras utilizando o Sistema de Informações sobre Mortalidade. **Revista da AMRIGS**, 54 (1): 25-31, 2010.
3. SADEGHI M, ANDANI ME, BAHRAMI F, PARNIANPOUR M. Trajectory of human movement during sit to stand: a new modeling approach based on movement decomposition and multi-phase cost function. **Experimental Brain Research**, 229:221–234, 2013.
4.TANAKA H. , KRAKAUER JW, QIAN N. An Optimization Principle for Determining Movement Duration. **J Neurophysiol ,** 95: 3875–3886, 2006.

FINANCIADORES:

FAPERJ Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro

CAPES 65 anos

UNISUAM

3.3.2 Metadados da participação em evento científico #2

Natureza do trabalho	Resumo
Título	Análise do sinal estabilométrico utilizando o processo de otimização matemática
Ano	2018
País	Brasil
Classificação do evento	Local
Nome do evento:	XV Semana de Pesquisa, Extensão, Pós-graduação e Inovação da UNISUAM
Cidade do evento:	Rio de Janeiro (UNISUAM – BONSUCESSO)

XV Semana de Pesquisa, Extensão, Pós-Graduação e Inovação da UNISUAM

ANÁLISE DO SINAL ESTABILOMÉTRICO UTILIZANDO O PROCESSO DE OTIMIZAÇÃO MATEMÁTICA

Autores: Carla Porto Lourenço[1], Camila Santos Araújo[2], Brunna Castro Garcia da Costa[2], Maria Eduarda Pereira de Araújo[2], Arthur de Sá Ferreira[3].

1- Acadêmica do Doutorado em Ciências da Reabilitação - Centro Universitário Augusto Motta
2 - Acadêmicas de Fisioterapia - Centro Universitário Augusto Motta
3 - Docente, pesquisador e orientador do projeto - Centro Universitário Augusto Motta

Introdução: Teorias de otimização do controle motor que descrevem processos de estabilidade postural pelo deslocamento do centro de pressão vem sendo utilizadas em estudos posturográficos porém, não possuem modelos analíticos padronizados (ACKERMANN & BOGERT, 2010; ALBERTENSEN, 2017; BONNET *et al*, 2011). Esse estudo teve como objetivo analisar com base teoria de otimização matemática, o sinal posturográfico registrado por plataforma de força.

Método: Análise de dados posturográficos de 94 participantes medidos com a plataforma de força durante tarefas motoras na postura ereta. A variável de otimização analisada foi $|\Delta_{GL}|$, que quantifica em milímetros a distância entre o mínimo local esperado e o mínimo global determinado pela otimização (Figura 1).

Resultados: A variável de otimização da diferença entre a posição alvo e real para estabilidade $|\Delta_{GL}|$ mostrou efeito de interação significativo para as três tarefas motoras e que, com base fechada, olhos abertos e tarefa simples, valores aumentam (Tabela 1).

Conclusões: $|\Delta_{GL}|$ captura o processo de otimização postural e mostra que a combinação de base fechada, olhos abertos e tarefa simples parece indicar prejuízo ou adaptação potencialmente deletéria na otimização.

Figura 1. Dados do centro de pressão mostrando o vetor de deslocamento (linha fina), períodos sem aumento dos valores durante o deslocamento (linha grossa), a ocorrência e localização dos mínimos locais (□)e mínimo global (■), e a localização das taxas de convergência de pico (○).

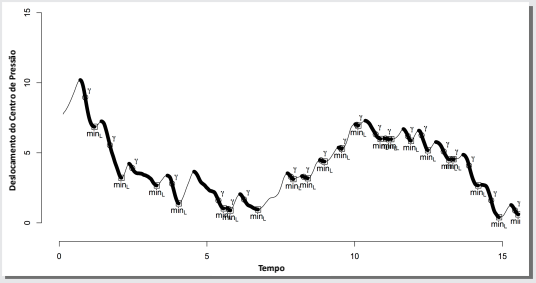


Tabela 1. Análise comparativa da variável de otimização $|\Delta_{GL}|$ em relação às condições de estabilidade postural e suas interações

Tarefas Motoras	B * V * T	B * V	B * T	V * T	B	V	T
$\|\Delta_{GL}\|$	$F_{1,93} = 10.953$ $p = 0.001^*$ $\eta^2 = 0.105$	$F_{1,93} = 39.016$ $p < 0.001^*$ $\eta^2 = 0.296$	$F_{1,93} = 14.287$ $p < 0.001^*$ $\eta^2 = 0.133$	$F_{1,93} = 12.709$ $p < 0.001^*$ $\eta^2 = 0.120$	$F_{1,93} =$ 470.465 $p < 0.001^*$ $\eta^2 = 0.835$	$F_{1,93} = 72.937$ $p < 0.001^*$ $\eta^2 = 0.440$	$F_{1,93} = 32.440$ $p < 0.001^*$ $\eta^2 = 0.259$

•Indice de significância estatística de $p<0.05$. B – base , V – visão, T – tarefa.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001 e Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ).

REFERÊNCIAS

1. Ackermann M and van den Bogert A J 2010 Optimality principles for model-based prediction of human gait J. Biomech. 43 1055–60 Online: http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.12.012

2. Albertsen I M, Ghédira M, Gracies J M and Hutin É 2017 Postural stability in young healthy subjects – Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking J. Electromyogr. Kinesiol. 33 27–33 Online: http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.01.005

3. Bonnet V, Ramdani S, Fraisse P, Ramdani N, Lagarde J and Bardy B G 2011 A structurally optimal control model for predicting and analyzing human postural coordination J. Biomech. 44 2123–8 Online: http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.05.027

3.3.3 Metadados da participação em evento científico #3

Natureza do trabalho	Resumo
Título	Confiabilidade da mensuração das propriedades de otimização da estabilidade corporal na postura ereta.
Ano	2019
País	Brasil
Classificação do evento	Local
Nome do evento:	XVI Semana de Pesquisa, Extensão, Pós-graduação e Inovação da UNISUAM
Cidade do evento:	Rio de Janeiro (UNISUAM – BONSUCESSO)

XVI SEMANA DE PESQUISA, EXTENSÃO, PÓS-GRADUAÇÃO E INOVAÇÃO DA UNISUAM

CONFIABILIDADE DA MENSURAÇÃO DAS PROPRIEDADES DE OTIMIZAÇÃO DA ESTABILIDADE CORPORAL NA POSTURA ERETA

Carla Porto Lourenço[1,3] , Arthur de Sá Ferreira[2,3]

[1]Doutoranda em Ciências da Reabilitação (UNISUAM); [2]Doutor em Ciências em Engenharia Biomédica (UFRJ); [3]Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação (UNISUAM)

Introdução: A relevância clínica da posturografia é reforçada pelas propriedades de medição (validade, confiabilidade, robustez) dos métodos computacionais que obtém informações dos sinais do centro de pressão (Clark et al., 2018). A plataforma de força, equipamento com células de carga utilizado na coleta da posturografia, permite a análise da estabilidade postural de indivíduos em diferentes tarefas posturais. À medida em que novos métodos para avaliação da estabilidade postural estão surgindo (Porto et al., 2019), a investigação das variações teste-reteste, bem como os efeitos dos aspectos metodológicos da posturografia, devem ser garantidos antes de sua aplicação na prática clínica. Este estudo investigou a confiabilidade das propriedades de otimização subjacentes à estabilização da posição ortostática.

Metodologia: Utilizamos sinais posturográficos do centro de pressão coletados de 146 participantes disponíveis em um banco de dados público (Santos & Duarte, 2016). A partir da variáveis de otimização (Figura 1) propostas por Porto et al. (2019) quantificamos as propriedades de otimização: *downhill* (τ, $|\gamma|$), estabilidade local (min_n, min_L, min_{SD}) e global (min_G, $|G_L|$). A confiabilidade foi estimada usando o coeficiente de correlação intraclasse para medidas únicas ($ICC_{2,1}$) e médias ($ICC_{2,3}$). Os dados foram tratados por rotina de análise gerada no R Project e a estatística foi realizada utilizando o programa JASP versão 0.10.

Resultados: Em três medidas repetidas do centro dos sinais de pressão de 146 participantes (Tabela 1), a confiabilidade ($ICC_{2,3}$) foi excelente para medições médias de $|\gamma|$ (0,954), min_n (0,951), min_L (0,932), $|G_L|$ (0,930) e min_{SD} (0,911); aceitável para τ (0,540); e inaceitável para min_G (0,295).

Conclusão: Sugerimos que três sinais posturográficos sejam utilizados para medir as propriedades de otimização da estabilidade postural na posição vertical com excelente confiabilidade.

Tabela 1. Análise da confiabilidade das variáveis de otimização em ensaios repetidos (n=146).

Variável	Nível de mensuração	Coeficiente de correlação intraclasse com intervalo de confiança 95%	Erro padrão de mensuração	P-valor
τ (%)	Única (*k*=1)	0,281 [0,178; 0,388]	1,158	0,985
	Média (*k*=3)	0,540 [0,394; 0,656]	0,926	0,029
$\|\gamma\|$ (mm/s)	Única (*k*=1)	0,874 [0,838; 0,904]	0,005	<0,001
	Média (*k*=3)	0,954 [0,940; 0,966]	0,003	<0,001
min_n (n)	Única (*k*=1)	0,865 [0,827; 0,897]	6,956	<0,001
	Média (*k*=3)	0,951 [0,935; 0,963]	4,210	<0,001
min_L (mm)	Única (*k*=1)	0,820 [0,771; 0,861]	0,096	<0,001
	Média (*k*=3)	0,932 [0,910; 0,949]	0,059	<0,001
min_{SD} (mm)	Única (*k*=1)	0,772 [0,714; 0,823]	0,081	<0,001
	Média (*k*=3)	0,911 [0,882; 0,933]	0,051	<0,001
min_G (mm)	Única (*k*=1)	0,122 [0,025; 0,229]	0,013	1,000
	Média (*k*=3)	0,295 [0,070; 0,472]	0,012	0,864
$\|G_L\|$ (mm)	Única (*k*=1)	0,815 [0,765; 0,857]	0,096	<0,001
	Média (*k*=3)	0,930 [0,907; 0,947]	0,059	<0,001

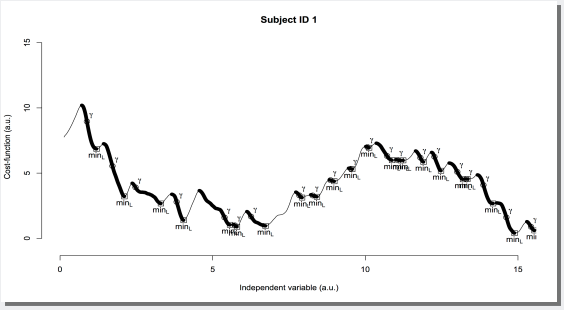


Figura 1: Intervalo de sinal posturográfico com variáveis de otimização em destaque negrito.

Referências:

Clark, R.A., Mentiplay, B.F., Pua, Y.H., Bower, K.J., 2018. Gait Posture 61, 40–54.

Porto, C., Lemos, T., Ferreira, A.S., 2019. Biomed. Signal Process. Control 52, 171–178.

Santos, D.A., Duarte, M., 2016. PeerJ 4, e2648.

Financiamento:

FAPERJ Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro

CAPES

UNISUAM

Capítulo 4 Considerações Finais

4.1 Síntese

A partir da aplicação da teoria da otimização matemática na análise de sinais posturográficos de adultos, conclui-se que a estabilidade postural durante a ortostática pode ser estudada a luz das propriedades de otimização, aplicando variáveis que caracterizam declive, estabilidade à minimização da instabilidade postural em termos de coordenadas de CoP como função-custo.

Assim, as variáveis de otimização propostas e testadas foram capazes de descrever o efeito de condições variadas de integração sensoriomotora sobre a manutenção da estabilidade postural ortostática e com isso passam a representar uma nova classe de variáveis para interpretação da estabilidade postural agregando informações centrais sobre o comportamento do CoP quando registrado por meio da posturografia na plataforma de força. Além de descreverem a estabilidade postural em condições variadas de integração sensoriomotora, as variáveis de otimização mostraram-se confiáveis e robustas aos aspectos metodológicos da posturografia propostos nessa pesquisa.

Finalmente, espera-se que essa pesquisa produza a continuidade da inovação na busca dos melhores métodos baseados em posturografia que avaliem não somente a estabilidade postural, mas, a eficácia de técnicas e intervenções terapêuticas para populações com distúrbios da estabilidade postural e risco de queda.

4.2 Perspectivas para pesquisa

Esta pesquisa foi elaborada e conduzida a partir de um método simples de otimização - busca direta (padrão) para análise dos dados posturográficos. Nesse método foram testadas variáveis propostas usando funções de benchmark com comportamento conhecido para melhor confiabilidade na interpretação dos achados. Apesar disso não significar que o SNC utilize somente essa estratégia de otimização

para a manutenção da estabilidade postural, os métodos de busca direta se mostram como opção eficaz para uma variedade de problemas de otimização matemática, sendo possível admitir a garantia de convergência nos sinais posturográficos testados. As descobertas desta pesquisa podem servir de incentivo potencial para nossos estudos a partir da implementação de outros modelos de otimização - por exemplo, gradientes de descida, simplex - para avaliar em que medida outros processos de otimização e variáveis relacionadas podem ajudar a entender o controle da estabilidade postural. Além disso, outras funções de custo devem ser consideradas em novos testes com o objetivo de investigar se explicam ainda melhor o controle postural.

Outra limitação a ser considerada para novos estudos ocorreu a partir da investigação de somente alterações dinâmicas imediatas e "rápidas" devido a restrições experimentais; mudanças dinâmicas lentas que podem ocorrer em distúrbios do envelhecimento e do controle postural merecem mais pesquisas. Testar as variáveis de otimização em outras amostras ou mesmo criar novas variáveis de análise a partir das propostas nessa pesquisa.

Em relação às análises secundárias dos dados de posturografia, não foi possível normalizar sinais de CoP para variáveis de confusão como massa e altura do indivíduo, índice de massa corporal e outros dados antropométricos, uma vez que não estavam disponíveis no conjunto de dados, embora seja possível minimizar o viés relacionado ao gênero na análise posturográfica.

Finalmente, a confiabilidade das variáveis estudadas nesta pesquisa, bem como sua robustez às técnicas de processamento de sinais como a frequência de amostragem, filtragem passa-baixa e aspectos de busca de padrões (por exemplo, comprimento do padrão) permaneceram desconhecidos e merecem investigação mais profunda antes que possam ser implementados em novos estudos das ciências da reabilitação ou na prática clínica.

Referências

ACKERMANN M, VAN DEN BOGERT AJ. Optimality principles for model-based prediction of human gait. **Journal of Biomechanics**, 43:1055–1060, 2010.

ALBERTSEN IM, GHÉDIRA MJM, GRACIES EH, Postural stability in young healthy subjects – Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking, **J. Electromyogr. Kinesiol**. 33 : 27–33, 2017.

ASAI Y, TASAKA Y, NOMURA K, NOMURA T, CASADIO M, ET AL. A Model of Postural Control in Quiet Standing: Robust Compensation of Delay-Induced Instability Using Intermittent Activation of Feedback Control. **PLoS ONE,** 4(7):6169, 2009.

BARACAT PJF, FERREIRA AS. Postural tasks are associated with center of pressure spatial patterns of three-dimensional statokinesigrams in young and elderly healthy subjects. **Human Movement Science,** 32(6):1325–1338, 2013.

BARCELLOS C, IMBIRIBA LA. Alterações posturais e do equilíbrio corporal na primeira posição em ponta do balé clássico. **Revista Paulista de Educação Física,** 16(1): 43-52, 2002.

BAYS PM, WOLPERT DM, Computational principles of sensorimotor control that minimize uncertainty and variability. **Journal of Physiology,** 578(2): 387–396, 2007.

BERG K, WOOD-DAUPHINEE S, WILLIAMS JI, GAYTON D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. **Physiotherapy**, 41: 304-311, 1989.

BERTOLUCCI PH, BRUCKI SM, CAMPACCI SR, JULIANO YO. Mini-Exame do Estado Mental em uma população geral: impacto da escolaridade. **Arquivos de Neuropsiquiatria,** 52:1-7, 1994.

BLACK, MDOF, Wall C. ROCKETTE Jr. HE, KITCH RBS. Normal Subject Postural Sway during the Romberg Test. **American Journal of Otolaryngology,** 3:309-318, 1982.

BŁASZCZYK JW. The use of force-plate posturography in the assessment of postural instability. **Gait & Posture,** 44 1–6, 2016.

BONNET V, RAMDANI S, FRAISSE P, RAMDANI N, LAGARDE J, BARDY GB. A structurally optimal control model for predicting and analyzing human postural coordination. **Journal of Biomechanics,** 44 : 2123–128, 2011.

BOTTASSO CL, PRILUTSKY BI, CROCE A, IMBERTI E, SARTIRANA S. A numerical procedure for inferring from experimental data the optimization cost functions using a multibody model of the neuro-musculoskeletal system. **Multibody System Dynamics**,16:123–154, 2006.

CHIBA RA, TAKAKUSAKI K, OTA J, YOZU A, HAGA N. Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics. **Neuroscience Research**, 104: 96–104, 2016.

CAMARGO MR, FREGONESI CEPT. A importância das informações aferentes podais para o controle postural. **Revista Neurociencias,** 19(1):165-170, 2011.

CAMARGOS FFO, DIAS RC, DIAS JMD, FREIRE MTF. Adaptação transcultural e avaliação das propriedades psicométricas da Falls Efficacy Scale – International em idosos brasileiros (FES-I-BRASIL). **Revista Brasileira de Fisioterapia,** 14(3):237-43, 2010.

CAMPOS CJG. Método de análise de conteúdo: ferramenta para a análise de dados qualitativos no campo da saúde. **Revista Brasileira de Enfermagem**, 57(5):611-4, 2004.

CARPENTER M G, MURNAGHAN, CD & INGLIS JT. Shifting the balance: evidence of an exploratory role for postural sway. **Neuroscience**, 171, 196–204, 2010.

COLLINS JJ, DE LUCA CJ. Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. **Experimental Brain Research**, 95:308-318, 1993.**De L**

COSTA REGINA MCL, GOROSO DG, LOPES JAF. Estabilidade postural de adultos jovens na privação momentânea da visão. **Acta Fisiátrica,** 16(1): 19 – 24, 2009.

CZAJKA A, SAWCHUK PC, BARAUCE B, RODACKI ALF. Comparison between field balance tests and force platform. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte** , 18 (6): 404-408, 2012.

DASCAL JB, OKAZAKI VHA, MAUERBERG-DE-CASTRO E. Efeitos do sistema âncora sobre o controle postural de idosos. **Revista Brasileira Cineantropometria e Desempenho Humano**, 14(2):144 -153, 2012.

DOS ANJOS F, LEMOS T, IMBIRIBA LA. Does the type of visual feedback information change the control of standing balance? **European Journal of Applied Physiology**, 116:1771–1779, 2016.

DUARTE M, FREITAS, SMSF. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**[online], 14 (3):183-192, 2010.

DUNCAN PW, WEINER DK, CHANDLER J, STUDENSKI S. Functional reach: a new clinical measure of balance. **Journal of Gerontology,** 45(6): 192-7. 1990.

ENGELBRECHT SE. Minimum Principles in Motor Control. **Journal of Mathematical Psychology**, 45: 497-542, 2001.

ERICKSON C. Test Functions for Simulation Experiments and Evaluating Optimization and Emulation Algorithms, (2017) 30. https://cran.r-project.org/web/packages/TestFunctions/index.html

FERREIRA AS, GAVE NS, ABRAHÃO F, SILVA JG. Influência da morfologia de pés e joelhos no equilíbrio durante apoio bipodal. **Fisioterapia em Movimento,** 23(2): 193-200, 2010.

FERREIRA AS, BARACAT PJF. Test-retest reliability for assessment of postural stability using center of pressure spatial patterns of three-dimensional statokinesigrams in young health participants. **J. Biomech**. 47: 2919–2924, 2014.

FOLSTEIN MF, FOLSTEIN SE, McHUGH PR. “Mini-mental state” A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal of Psychiatric Research,**12 (3): 189–198, 1975.

FUKUDA T. The Stepping Test: Two Phases of the Labyrinthine Reflex. **Acta Oto-Laryngologica** [on-line - 2009], 50:1-2,1959.

FURMAN JMR, BALOH RW, BARIN K, HAIN TC, HERDMAN S, KONRAD H R, PARKER SW. Assessment: Posturography, Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. **Neurology**, 43, 1261 – 1264, 1993.

GANANÇA MM, CAOVILLA HH, GANANÇA FF. Electronystagmography versus videonystagmography. **Brazilian Journal of Otorhinolaryngology,** 76, (3):399-403, 2010.

GAU CY, STADTHERR MA. Nonlinear parameter estimation using interval analysis. **AIChE Symposium Series**, 94(304): 445-450, 1999.

GILLI M & WINKER P. A global optimization heuristic for estimating agent based models. **Computational Statistics & Data Analysis**, 42(3)299-312, 2003.

GIOVANINI, LHF, SILVA SM, MANFFRA EF, NIEVOLA JC. Sampling and Digital Filtering Effects When Recognizing Postural Control with Statistical Tools and the Decision Tree Classifier. **Procedia Comput. Sci**., 108: 129–138, 2017.

HAGEMAN PA, LEIBOWITZ JM, BLANKE D. Age and gender effects on postural control measures. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,** 76, (10): 961 – 965, 1995.

HALL SJ. Biomecânica Básica - 6ª Ed -. **Ed Guanabara Koogan**, 2003.

HARBONE RT, STERGIOU N. Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. **Physical Therapy,** 89(3): 267-282. 2009.

HARRIS GF, KNOX TA, LARSON SJ, SANCES A, MILLAR EA. A method for the display of balance platform center of pressure data. **J. Biomech**. 15: 741–745.

HERDMAN SJ. Vestibular Rehabilitation, 3rd Ed (Contemporary Perspectives in Rehabilitation). **F.A. Davis Company,** Philadelphia, 2007.

HOCHMAN B, NAHAS FX, OLIVEIRA FILHO RS, FERREIRA LM. Desenhos de pesquisa. **Acta Cirurgica Brasileira** [online], 20(2):2-9, 2005.

HONG SK, PARK JH, KWON SY, KIM JS, KOO JW. Clinical efficacy of the Romberg test using a foam pad to identify balance problems: a comparative study with the sensory organization test. **European Archives Otorhinolaryngology** , 272:2741–2747, 2015.

HORAK FB, Clinical assessment of balance disorders. **Gait & Posture**, 6 : 76 – 84, 1997.

HORAK FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and ageing - British Geriatrics Society,** 35 (2): 7–11, 2006.

HSU WL, SCHOLZ JP, SCHONER G, JEKA JJ, KIEMEL T. Control and Estimation of Posture During Quiet Stance Depends on Multijoint Coordination. **Journal of Neurophysiology,** 97: 3024 –3035, 2007.

JAMIL M, YANG XS. A literature survey of benchmark functions For global optimization Problems. **Int. J. Math. Model. Numer. Optim**. 4 : 150–194, 2013.

JOHNSON CB, MIHALKO SL, NEWEL KM. Aging and the Time Needed to Reacquire Postural Stability. **Journal of Aging and Physical Activity***,* 11 : 459-469, 2003.

KAPTEYN TS, BLES W, NIJOKIKTJIEN CJ, KODDE L, MASSEN CH, MOL JM. Standardization in plataform stabilometry being a part of posturography. **Agressologie.** 24(7): 321 – 326, 1983.

KARINKANTA S, HEINONEN A, SIEVÄNEN H, UUSI-RASI K, KANNUS P. Factors Predicting Dynamic Balance and Quality of Life in Home-Dwelling Elderly Women. **Gerontology**. 5(2):116–121, 2005.

KIEMEL T, ZHANG Y, JEKA JJ. Identification of neural feedback for upright stance in humans: stabilization rather than sway minimization. **The Journal of Neuroscience**, 31(42):15144 –15153, 2011.

KLEINER AFR, SCHLITTLER DXC, SÁNCHEZ-ARIAS MDR. O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postural. **Revista Neurociencias**, 19(2): 349-357, 2011.

KOTTNER J, AUDIGE L, BRORSON S, DONNER A, GAJEWSKI BJ, HROÓBJARTSSON A, ROBERTS, C, SHOUKRI M, STREINER DL. Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. J**. Clin. Epidemiol.** 48: 661–671, 2011.

LANSKA DJ, GOETZ CG. Romberg's sign. Development, adoption, and adaptation in the 19th century. **Neurology.** 55:1201-6, 2000.

LATASH ML, SCHOLZ JP & SCHONER G. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. **Exercise & Sport Sciences Reviews,** 30(1): 26 – 31, 2002.

LEMOS LFC, TEIXEIRA CS, MOTA CB. Uma revisão sobre centro de gravidade e equilíbrio corporal. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento,** 17(4):83-90, 2009.

LEWIS RM, TORCZON V, TROSSET MW, WILLIAM C, Direct Search Methods: Then and Now, **Hamptom**, 2000.

LIBERATI A, ALTMAN DG, TETZLAFF J, MULROW C, GØTZSCHE PC, IOANNIDIS JPA, CLARKE M, DEVEREAUX PJ, KLEIJNEN J, MOHER D. The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate healthcare interventions: explanation and elaboration. **British Medical Journal,** b2700, 2009.

LOURENÇO COPL, SILVA ALS. Controle postural e sistema vestíbulooculomotor em atletas de tiro esportivo da modalidade pistola. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, 19(5): 313-316, 2013.

MACIEL SSSV, MACIEL WV, TEOTÔNIO PM, BARBOSA GG, LIMA VGC, OLIVEIRA TF, SILVA ETC. Perfil epidemiológico das quedas em idosos residentes em capitais brasileiras utilizando o Sistema de Informações sobre Mortalidade. **Revista da AMRIGS**, 54 (1): 25-31, 2010.

MANTOVANI AM, CHAGAS EF, ZINA ALG, FORTALEZA ACS, CHAGAS EFB, FERREIRA DAM, FREGONESI CLPT. Análise do controle postural em diferentes condições por cinemetria **. Estudos Interdisciplinares sobre o Envelhecimento**, 19 (2): 513-524, 2014.

MATHEUS JH, FINK KD. Numerical Methods Using Matlab. Prentice-Hall Inc. Upper Saddle River, New Jersey, USA. 4th Ed: 409 – 412, 2004.

MARIM EA, LAFASSE R, OKAZAKI VH. Inventário de Preferência Lateral Global (IPLAG). **Brazilian Journal of Motor Behavior**, 6 (3): 14-23, 2011.

MELZER I, BENJUYA N, KAPLANSKI J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. **Age and Ageing – British Geriatrics Society**, 33: 602–607, 2004.

MENEGALDO LL, FLEURY AT, WEBERC HI. Biomechanical modeling and optimal control of human posture. **Journal of Biomechanics,** 36: 1701–1712, 2003.

MINAYO MCS & SANCHES O. Quantitative and Qualitative Methods: Opposition or Complementarity? **Cadernos de Saúde Pública**, 9(3): 239-262, 1993.

MOCHIZUKI L, DUARTE M, AMADIO AC, ZATSIORSKY VM, LATASH ML. Changes in postural sway and its fractions in conditions of postural instability. **Journal of applied biomechanics,** 22:51–60, 2006.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, Brasil. Diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos: Resolução 466/12. **Conselho nacional de Saúde**, 2012.

MUJDECI B, TURKYILMAZ D, YAGCIOGLU S, AKSO S. The effects of concurrent cognitive tasks on postural sway in healthy subjects. **Brazilian Journal of Otorhinolaryngology**, 82:3-10, 2016.

NAGYMÁTE G, KISS RM. Parameter Reduction in the Frequency Analysis of Center of Pressure in Stabilometry. **Periodica Polytechnica Mechanical Engineering**, 1-9, 2016

NICHOLS D.S. Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. **Physical Therapy,** 77(5):553-558, 1997.

NOVALO ES, PEDALINI MEB, BITTAR RSM, LORENZI MC, BOTTINO MA. Posturografia Dinâmica Computadorizada: Avaliação quantitativa de pacientes com vestibulopatia tratados por meio de reabilitação vestibular. **International Archives of Otorhinolaryngology,** 12(2):253-57, 2008.

OLIVEIRA LF, SIMPSON DM, NADAL J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. **Physiological Measurement,** 17:305–312, 1996.

ORGANIZAÇÃO DAS NAÇÕES UNIDAS, **Agenda 2030**, disponível em http://www.agenda2030.org.br/os_ods/ Acesso em 02.11.2019.

PEREIRA SRM, BUKSMAN S, PERRACINI M, PY L, BARRETO KML, LEITE VMM. Quedas em idosos. In: Jatene FB, Cutait R, Eluf Neto J, Nobre MR, Bernardo WM, orgs. **Projeto diretrizes. Vol. 1**. São Paulo: Associação Médica Brasileira e Brasília, Conselho Federal de Medicina, 405-414, 2002.

PLATA A, FRANK J, WINTER D. Assessment of balance control in the elderly: Major issue. **Physiotherapy Canada,** 42 (2):89-97, 1990.

PODSIADLO D, RICHARDSON SJ. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **American Geriatrics Society,** 39 (2):142-8, 1991.

PORTELA F, FERREIRA AS. Kinematic mapping reveals different spatial distributions of center of pressure high-speed regions under somatosensory loss. **Journal of Motor Behavior,** 46 (5): 369 – 379, 2014.

PRILUTSKY BI, ZATSIORSKY VM. Optimization-Based Models of Muscle Coordination. **Exercise & Sport Sciences Reviews,** 30(1): 32, 2002.

PUERRO NJ, RASO W, BRITO CAF. Mobilidade funcional em função da força muscular em mulheres idosas fisicamente ativas. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte** – 21 (5): 369 – 371, 2015.

PYYKKO I, PIRKKO J, HEIKKI AA. Postural Control in Elderly Subjects. **Age Ageing - British Geriatrics Society,** 19(3): 215-221, 1990.

R CORE TEAM (2017). R: A language and environment for statistical computing. **R Foundation for Statistical Computing**, Vienna, Austria. URL: http://www.R-project.org.

RAYMAKERS JA, SAMSON MM & VERHAAR HJJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). **Gait & Posture,** 21: 48–58, 2006.

ROUGIER P. Influence of visual feedback on sucessive control mechanism in upright quiet stance in humans assessed by fraction Brownian motion modelling. **Neuroscie Letters**, 266:157-60, 1999.

RUFFINO PRC. Uma iniciação aos sistemas dinâmicos estocásticos. "**SD-Estocastico-Public-Matematicas-IMPA**" , Campinas – São Paulo , 2009.

RUGY A, LOEB GE, CARROLL TJ. Muscle Coordination Is Habitual Rather than Optimal. **The Journal of Neuroscience**, 32(21): 7384 –7391, 2012.

RUHE A, FEJER R, WALKER B. The test–retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. **Gait & Posture,** 32:436–445, 2010.

RUSSO MM. LEMOS T, IMBIRIBA LA, RIBEIRO NL, VARGAS CD. Beyond deficit or compensation: new insights on postural control after long-term total visual loss. **Experimental Brain Research,** 235(2): 437-446, 2017.

SADEGHI M, ANDANI ME, BAHRAMI F, PARNIANPOUR M. Trajectory of human movement during sit to stand: a new modeling approach based on movement decomposition and multi-phase cost function. **Experimental Brain Research**, 229:221–234, 2013.

SANTOS DA, DUARTE M. A public data set of human balance evaluations. PeerJ 4, e2648, 2016.

SCHERER R. Sample Size Calculation for Various t-Tests and Wilcoxon-Test. Version 0.2-4, 2016. Disponível em : URL https://github.com/shearer/samplesize. Acesso em 12.03.2017.

SCHIELZETH H, NAKAGAWA S. Nested by design: model fitting and interpretation in a mixed model era. **Methods in Ecology and Evolution**, 4 :14–24, 2013.

SCOPPA F, CAPRA R, GALLAMINI M, SHIFFER R. Clinical stabilometry standardization basic definitions – Acquisition interval – Sampling frequency. **Gait & Posture,** 37: 290–292, 2013.

SHEPARD NT, TELIAN AS. Programmatic vestibular rehabilitation. **Otolaryngology-Head and Neck Surgery,** 112(1):173 – 182, 1995.

SNOW G. Blockrand: Randomization for block random clinical trials. **R package version 1.3**. http://CRAN.R-project.org/package=blockrand, 2013.

STERGIOU N, HARBOURNE RT, CAVANAUGH J.T. Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy**. Journal of Neurologic Physical Thetarpy,** 30(3): 120 – 129, 2006.

TANAKA H, KRAKAUER JW, QIAN N. An Optimization Principle for Determining Movement Duration. **Journal of Neurophysiology**, 95: 3875–3886, 2006.

TARANTOLA J, NARDONE AE, TACCHINI MS. Human stance stability improves with the repetition of the task: Effect of foot position and visual condition, **Neurosci. Lett.** 228: 75–78, 1997.

THOMAS DP, WHITNEY RJ. Postural movements during normal standing in man. **Journal of Anatomy,** 93:524-39, 1959.

TINETTI ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. **Journal of the American Geriatrics Society,** 34(2):119-126, 1986.

TINETTI ME, RICHMAN D, POWELL L. Falls efficacy as a measure of fear of falling. **Journal of Gerontology.** 45(6):239-43, 1990.

TURATO ER. Métodos qualitativos e quantitativos na área de saúde: definições, diferenças e seus objetivos de pesquisa. **Revista de Saúde Pública**, 39 (3): 507- 514, 2005.

VAN EMMERIK RE, VAN WEGEN EE. On the functional aspects of variability in postural control. **Exercise and Sport Sciences Reviews,** 30:177–183, 2002.

WEIR JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the sem. **J. Strength Cond. Res**. 19: 231–240, 2005.

WINTER DA. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 4th ed. **John Wiley & Sons.** Hoboken, New Jersey, Canadá, 2009.

WORLD HEALTH ORGANIZATION –WHO. United Nations Ave. Genebra. **World report on Ageing and Health 2015.** Disponível em : http://www.who.int/ageing/publications/world-report-2015/en/ Acesso em 13.12.2016.

YAMADA N. Chaotic swaying of the upright posture. **Human Movement Science,** 14: 711-726, 1995.

Apêndice 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TÍTULO CIENTÍFICO DO PROTOCOLO DE PESQUISA

Elaborado a partir da Res. nº466 de 10/12/2012 do Conselho Nacional de Saúde

Introdução: A avaliação da estabilidade postural (equilíbrio) é a etapa fundamental para o tratamento fisioterapêutico, auxiliando no diagnóstico e na indicação do tratamento. Umas das ferramentas mais confiáveis para análise da estabilidade postural é a plataforma de força ou estabilometria que grava através de um computador o trajeto do centro de pressão do corpo, ou seja, por meio desse exame é possível obter sinais de como e comporta a estabilidade postural na posição ereta sobre essa plataforma.

Objetivos: As informações contidas neste termo foram elaboradas para obter seu espontâneo consentimento na participação neste estudo que objetiva investigar os processos de controle postural por meio dos sinais da estabilometria.

Procedimentos: Você será solicitado a responder questionários e ficar sobre a plataforma de estabilometria obedecendo a um protocolo de uma tarefa onde terá que observar uma tela aliando tarefa de postura com tarefa visual ao mesmo tempo. O exame terá duração de aproximadamente 30 min.

Potenciais riscos: Pode ocorrer desconforto ou um pouco de cansaço gerado pela manutenção da postura de pé no momento do registro dos sinais da estabilometria. Para minimizar tal risco será garantido que ao final da tarefa, você possa descansar sentado por 2 minutos.

Potenciais benefícios: Os benefícios para você incluem o conhecimento de como está se apresentando sua estabilidade postural (equilíbrio) e se há ou não indicação de uma avaliação mais específica unindo além da fisioterapia, outras áreas da saúde.

Contato: Os resultados dos seus exames estarão disponíveis para você. Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso ao profissional responsável, Carla Porto Lourenço (CREFITO-2: 35652) no telefone (21) 98786-1520. Se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP): Praça das Nações, nº 34 - Bonsucesso, Rio de Janeiro – RJ, telefone (21) 3882-9797 (ramal 2015), e-mail: comitedeetica@unisuam.edu.br. Se desejar desistir do estudo em qualquer momento, você tem toda liberdade de fazê-lo, garantindo que tal desistência não acarretará nenhuma consequência para sua saúde.

Sigilo: As informações a serem recebidas durante o estudo serão analisadas em conjunto com as informações obtidas de outros voluntários, não sendo divulgada a identificação de nenhum participante.

Informações complementares: Tais informações serão utilizadas pelos pesquisadores envolvidos no projeto para fins científicos e não será permitido o

_____ _____

Participante ou seu responsável legal *Responsável por obter o consentimento*

acesso a terceiros, garantindo assim proteção contra qualquer tipo de discriminação. Se desejar, você pode ser informado sobre os resultados parciais da pesquisa. Os resultados serão submetidos à publicação em revistas científicas. A única despesa pessoal que terá nesse estudo é a do seu deslocamento até o laboratório onde será feita a análise. Não haverá compensação financeira relacionada à sua participação. Em caso de dano pessoal diretamente causado pelos procedimentos deste estudo, você será encaminhado para atendimento médico em hospitais da rede pública de saúde. Caso tenha qualquer despesa, além do seu deslocamento, decorrente da participação na pesquisa, haverá ressarcimento mediante depósito em conta-corrente, cheque ou dinheiro. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da sua participação no estudo, o senhor (a) será devidamente indenizado, conforme determina a lei. Será disponibilizada a você uma via do Termo de Consentimento Livre Esclarecido.

Declarações: Acredito ter sido suficientemente informado a respeito do estudo acima citado que li ou que foram lidas para mim. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas (a não ser a do deslocamento até o laboratório) e que serei encaminhado ao atendimento médico se necessário, em decorrência desse estudo. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o estudo, sem penalidades, prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido.

Rio de Janeiro, _____ de _____ de _____.

_____ _____

Participante ou seu responsável legal *Responsável por obter o consentimento*

Apêndice 2 – Ficha de Relato de Caso

1- CRITÉRIOS DE INCLUSÃO	RESPOSTA
Você possui idade superior a 18 anos?	SIM 1 NÃO 0 **Se NÃO, terminar**
Para **mulheres**: Você está grávida?	SIM 1 NÃO 0 **Se SIM, terminar**
Você concorda em participar do estudo e assinar o termo de consentimento?	SIM 1 NÃO 0 **Se NÃO, terminar**
Você pode comparecer aos laboratórios da pesquisa por recursos próprios?	SIM 1 NÃO 0 **Se NÃO, terminar**
Você é portador de disfunção vestibular comprovadas por laudo profissional da Fisioterapia?	SIM 1 NÃO 0 **Se SIM, terminar**
Nas últimas 12 horas, você ingeriu medicamentos supressores da função vestibular, de ação periférica ou central, para controle de vertigem (flunarizina ou betaistina)?	SIM 1 NÃO 0 **Se SIM, terminar**
Você está em processo de reabilitação pós-trauma em qualquer parte do corpo há 6 meses ou mais, ou apresentando quadro musculoesquelético agudo em qualquer parte do corpo?	SIM 1 NÃO 0 **Se SIM, terminar**

2 - LOCAL E DATA	RESPOSTA	CÓDIGO
Número de identificação do participante Ex: 0001	⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋	A1
Data de preenchimento da CRF	⌊_⌋⌊_⌋ ⌊_⌋⌊_⌋ ⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋ **dd** **mm** **ano**	A2
Hora da entrevista	⌊_⌋⌊_⌋ : ⌊_⌋⌊_⌋ **hrs** **mins**	A3

3 - IDENTIFICAÇÃO DO PARTICIPANTE	RESPOSTA	CÓDIGO
Nome e Sobrenome (s)		B1
Iniciais	⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋	B2
Telefone de contato em caso de necessidade	⌊_⌋⌊_⌋ ⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋ cód. número	B3
Sexo	Masculino 1 Feminino 0	B4
Data de nascimento *Desconhecida XX.XX.XXXX*	⌊_⌋⌊_⌋ ⌊_⌋⌊_⌋ ⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋⌊_⌋ dd mm ano	B5
Cidade de origem do participante		B6

4 - DADOS CLÍNICOS	RESPOSTA	CÓDIGO
Faz uso de alguma medicação diária?	Sim 1 Qual?_____ Não 0	C1
Trata alguma doença atual?	Sim 1 Qual?_____ Não 0	C2
Trata alguma doença crônica?	Sim 1 Qual?_____	C3

Sente dor em alguma parte do corpo?	Não 0 Sim 1 Qual?_____ Não 0	C4

6 - DADOS FÍSICOS-FUNCIONAIS	RESPOSTA	CÓDIGO
Utiliza algum tipo de órtese?	Sim 1 Qual?_____ Não 0	FF1
Utiliza algum tipo de prótese?	Sim 1 Qual?_____ Não 0	FF2
Sente dificuldade para realizar alguma atividade da vida diária?	Sim 1 Qual?_____ Não 0	FF3
Alteração no tônus muscular	Sim 1 Não 0	FF4
Alteração no trofismo muscular	Sim 1 Não 0	FF5
Pratica algum esporte profissionalmente?	Sim 1 Qual?_____ Não 0	FF6
Pratica algum exercício físico regularmente?	Sim 1 Qual?_____ Não 0	FF7

7 – ANTROPOMETRIA	RESPOSTA	CÓDIGO
Altura	⌊_⌊_⌊_⌋ , ⌊_⌋ (cm)	APM1
Massa corporal	⌊_⌊_⌊_⌋ , ⌊_⌋ (kg)	APM2
Índice de massa corporal	⌊_⌊_⌊_⌋ , ⌊_⌋ (kg/m^2)	APM3

8 – DADOS SOCIAIS	RESPOSTA	CÓDIGO
Você fuma atualmente qualquer produto de tabaco, como cigarros, charutos ou cachimbos?	Sim 1 Não 0	DS1
Você já fumou algum produto de tabaco no passado?	Sim 1 Não 0	DS2
Você já consumiu bebidas alcoólicas, tais como: cerveja, vinho, ou bebidas alcoólicas?	Sim 1 Não 0	DS3
Você consumiu alguma bebida alcoólica nas últimas 12 horas?	Sim 1 Não 0	DS4

Apêndice 3 – Resultados preliminares do Estudo 3

Os dados coletados estão em fase de análise estatística para redação do manuscrito referente a este estudo, sendo apresentados os dados do grupo e um sinal representativo. Foram coletados dados de 21 participantes (idade 31,1 ± 7,07 anos; altura 171 ± 9,95 cm e peso 78 ± 15,85 Kg, 13 homens). Um sinal colhido de um participante representativo utilizando a posturografia por plataforma de força realizada conforme o protocolo descrito são apresentados nas Figuras 8 e 9.

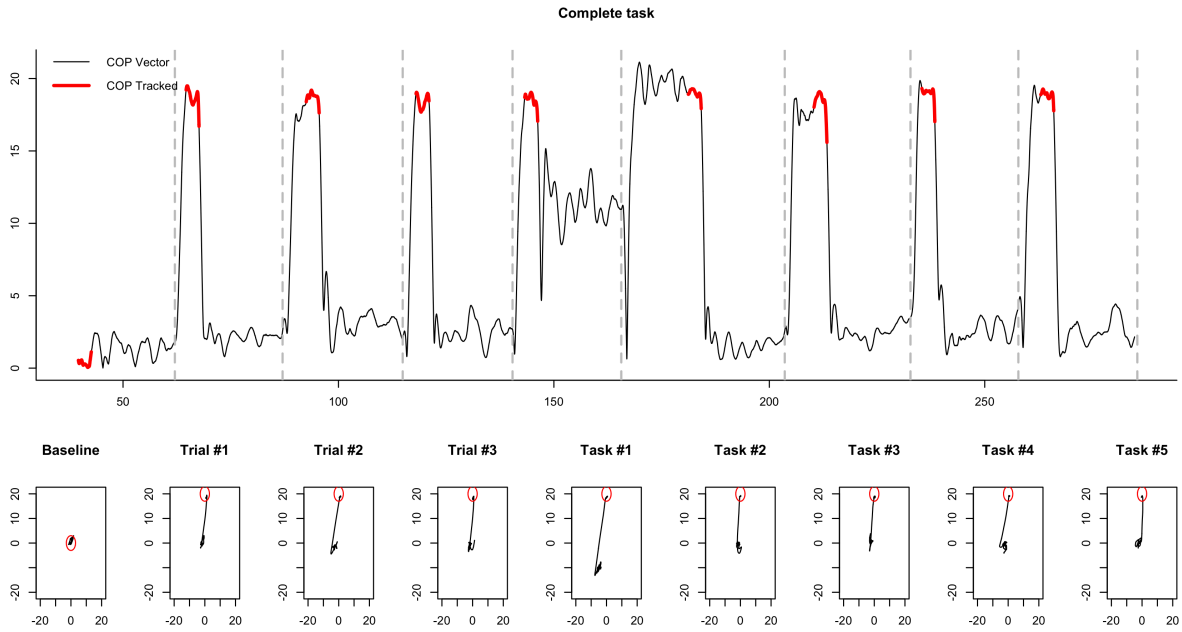


Figura 8: Representação do intervalo de um sinal colhido de um participante destacando em vermelho o Cop Traked – momento do rastreamento capturado durante o deslocamento do CoP no estabilograma (imagem superior), e no estatocinesiograma (imagem inferior) a representação gráfica de cada captura de rastreamento separadamente na sequência de aquisição - tarefa controle (baseline), 3 ensaios (trials) e 5 tarefas (tasks).

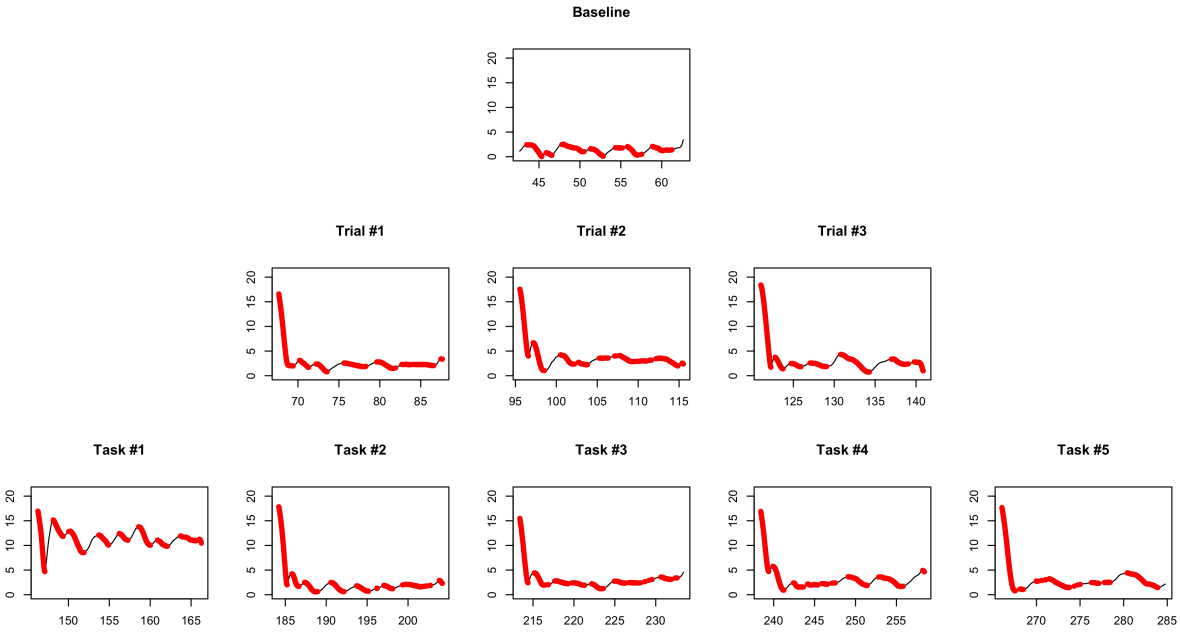


Figura 9: Intervalos de estabilograma de cada captura de rastreamento separadamente na sequência de aquisição - tarefa controle (baseline), 3 ensaios (trials) e 5 tarefas (tasks), destacando em vermelho o processo de otimização da função custo representada pelo CoP.

Anexo 1 – Carta de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa

CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA/ UNISUAM

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: INVESTIGAÇÃO DA ESTABILIDADE POSTURAL APLICANDO A TEORIA DE OTIMIZAÇÃO MATEMÁTICA NO SINAL POSTUROGRÁFICO EM JOVENS E

Pesquisador: CARLA PORTO LOURENCO

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 70142717.0.0000.5235

Instituição Proponente: SOCIEDADE UNIFICADA DE ENSINO AUGUSTO MOTTA

Patrocinador Principal: FUN CARLOS CHAGAS F. DE AMPARO A PESQUISA DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO - FAPERJ
FUND COORD DE APERFEICOAMENTO DE PESSOAL DE NIVEL SUP

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.219.772

Apresentação do Projeto:

O estudo versa sobre os métodos de avaliação postural na saúde do idoso, em cuja população observa-se relação direta entre estabilidade postural e quedas. O avanço tecnológico tem permitido a multidisciplinaridade nos estudos e a aliança entre, cinesiologia e matemática pode contribuir para a análise prática da estabilidade postural. Portanto, este projeto está dividido em dois estudos.Estudo #1: Revisão sistemática sobre a aplicação de processos de otimização na interpretação do controle postural. Estudo #2: Desenvolvimento e aplicação de métodos de análise do sinal posturográfico baseados em otimização matemática, representando a parte experimental da pesquisa. O protocolo experimental será composto de anamnese (dados sociodemográficos), exame clínico (estado mental e história da saúde), exame físico (antropometria e testes clínicos de estabilidade postural) e o exame posturográfico por plataforma de força (tarefas estáticas e dinâmicas) realizados em jovens e idosos hígidos. Resultados esperados: Espera-se encontrar resultados os quais indiquem que o sistema nervoso central possa utilizar fisiologicamente, processos como o de otimização matemática na manutenção da estabilidade postural em indivíduos jovens e idosos.

O projeto está apresentado de forma clara, contendo o embasamento científico necessário para a

Endereço: Av. Paris, 72 TEL: (21)3882-9797 (Ramal: 1015)
Bairro: Bonsucesso **CEP:** 21.041-010
UF: RJ **Município:** RIO DE JANEIRO
Telefone: (21)3882-9797 **E-mail:** comitedeetica@unisuam.edu.br

realização da pesquisa.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Investigar a estabilidade postural aplicando a teoria de otimização matemática no sinal posturográfico em jovens saudáveis e idosos com e sem risco de quedas.

Objetivo Secundário:

a)Revisar sistematicamente a literatura sobre a interpretação do controle da estabilidade postural como um processo de otimização;b)Investigar as
estratégias de otimização adotadas para a manutenção da estabilidade postural em indivíduos jovens saudáveis e idosos com e sem risco de
quedas;c)Identificar uma função ou mais funções-custo a serem otimizadas pelos sistemas de controle postural para manutenção da estabilidade
postural;d)Determinar as variáveis clínicas condicionantes envolvidas na otimização do controle postural.

Os objetivos estão claros e em consonância com a literatura apresentada.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos e benefícios foram descritos no projeto e no TCLE atendendo a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de saúde.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O título do projeto é claro e objetivo. Há embasamento científico que justifique a pesquisa. O projeto explica claramente os exames e testes que serão realizados, a justificativa, os critérios de inclusão e exclusão, a forma de recrutamento, o orçamento financeiro, o cronograma, a justificativa do tamanho da amostra e os critérios de suspensão da pesquisa.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O TCLE está escrito em linguagem acessível aos participantes da pesquisa, apresenta o objetivo e a justificativa, explica os procedimentos, garante anonimato, privacidade e indenização. Cita os possíveis desconfortos e riscos previstos em relação aos procedimentos. Cita os benefícios esperados. Tem garantia de esclarecimento a qualquer momento. Explica a forma de recusa em participar do projeto, sem prejuízo para o participante.Traz compromisso de divulgação dos resultados em meio científico. Faz referência a forma de ressarcimento de despesas. Informa o

nome dos responsáveis e o telefone e endereço para contato em caso de necessidade.

Recomendações:

Nenhuma recomendação a fazer.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

O projeto está aprovado.

Cabe ressaltar que o pesquisador se compromete em anexar na Plataforma Brasil um relatório ao final da realização da pesquisa. Pedimos a gentileza de utilizar o modelo de relatório final que se encontra na página eletrônica do CEP-UNISUAM (http://www.unisuam.edu.br/index.php/ introducao-comite-etica-em-pesquisa). Além disso, em caso de evento adverso, cabe ao pesquisador relatar, também através da Plataforma Brasil.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_938684.pdf	07/06/2017 16:49:51		Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	07/06/2017 16:44:30	Arthur de Sá Ferreira	Aceito
Orçamento	ORCAMENTO.docx	07/06/2017 16:39:07	Arthur de Sá Ferreira	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	DSc_Carla_projeto_PLTBR.docx	07/06/2017 16:31:19	Arthur de Sá Ferreira	Aceito
Cronograma	CRONOGRAMA.docx	07/06/2017 16:28:21	Arthur de Sá Ferreira	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.docx	07/06/2017 16:27:33	Arthur de Sá Ferreira	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Continuação do Parecer: 2.219.772

RIO DE JANEIRO, 15 de Agosto de 2017

Assinado por:
SUSANA ORTIZ COSTA
(Coordenador)

Endereço: Av. Paris, 72 TEL: (21)3882-9797 (Ramal: 1015)
Bairro: Bonsucesso **CEP:** 21.041-010
UF: RJ **Município:** RIO DE JANEIRO
Telefone: (21)3882-9797 **E-mail:** comitedeetica@unisuam.edu.br

INVESTIGAÇÃO DA ESTABILIDADE POSTURAL APLICANDO A TEORIA DE OTIMIZAÇÃO MATEMÁTICA NO SINAL POSTUROGRÁFICO EM ADULTOS

CARLA PORTO LOURENÇO

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, do Centro Universitário Augusto Motta, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Ciências da Reabilitação.

EXAMINADA EM: 04/11/19

DR. ARTHUR DE SÁ FERREIRA
CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

DR. THIAGO LEMOS DE CARVALHO
CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

DR. JULIO GUILHERME SIVA
CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

DR. ROGER GOMES TAVARES DE MELLO
ESCOLA NAVAL

DR. JURANDIR NADAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

RIO DE JANEIRO
2019