



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

FLÁVIA DE ALBUQUERQUE FERNANDES OLIVEIRA

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES DE OTIMIZAÇÃO DO DESLOCAMENTO  
POSTURAL EM PESSOAS COM COMPROMETIMENTO MOTOR PÓS-AVC: UM  
ESTUDO OBSERVACIONAL TRANSVERSAL**

RIO DE JANEIRO

2021

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

616.8 Oliveira, Flávia de Albuquerque Fernandes  
O48a Avaliação das propriedades de otimização do deslocamento postural em pessoas com comprometimento motor Pós - AVC : um estudo observacional transversal / Flávia de Albuquerque Fernandes Oliveira. Rio de Janeiro, 2021. 63p.  
Tese (Mestrado em Ciências da Reabilitação). Centro Universitário Augusto Motta, 2021.

1. Acidente vascular cerebral . 2. Equilíbrio postural 3. Tecnologia biomédica de avaliação. I. Título.

CDD 22.ed.

FLÁVIA DE ALBUQUERQUE FERNANDES OLIVEIRA

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

**Linha de Pesquisa:** Avaliação Funcional em Reabilitação

**Orientador:** Thiago Lemos de Carvalho

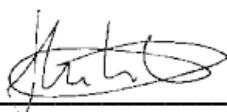
RIO DE JANEIRO

ANO 2021

FLÁVIA DE ALBUQUERQUE FERNANDES OLIVEIRA

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES DE OTIMIZAÇÃO DO DESLOCAMENTO  
POSTURAL EM PESSOAS COM COMPROMETIMENTO MOTOR PÓS-AVC: UM  
ESTUDO OBSERVACIONAL TRANSVERSAL**

Examinada em 23 / 03/ 2021



---

THIAGO LEMOS DE CARVALHO

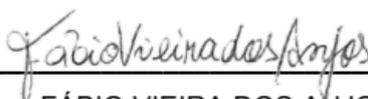
Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM – ORIENTADOR



---

ARTHUR DE SÁ FERREIRA

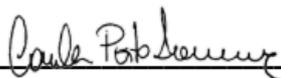
Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM



---

FÁBIO VIEIRA DOS ANJOS

Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM



---

CARLA PORTO LOURENÇO

Universidade Salgado de Oliveira – UNIVERSO

RIO DE JANEIRO

2021

## **Agradecimentos**

Agradeço a Deus pela possibilidade do estudo, ao meu marido Adolfo Oliveira pelo apoio e companheirismo, aos meus filhos Maria Eduarda e Theo pela paciência da ausência, aos meus pais Soraya e Luiz pelo incentivo de uma vida e ao meu orientador Thiago Lemos, por não ter desistido de mim.

## Resumo

FLÁVIA DE ALBUQUERQUE FERNANDES OLIVEIRA. **Avaliação das propriedades de otimização do deslocamento postural em pessoas com comprometimento motor pós-AVC: um estudo observacional transversal.** 2021. Dissertação (Mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação) – Centro Universitário Augusto Motta, Rio de Janeiro.

**Introdução:** A alteração do controle postural, comumente avaliada pela posturografia, é uma característica comum em pessoas com comprometimentos pós-AVC, estando associada a problemas em ficar de pé e maior risco de queda. Recentemente, um novo método para a identificação de características de otimização da estabilidade postural foi desenvolvido para a investigação dos processos de controle postural em jovens saudáveis. O principal objetivo do nosso estudo é investigar se, e como, tais propriedades de otimização da estabilidade postural durante a postura ortostática são afetadas em pessoas pós-AVC. **Métodos:** Participaram do estudo 29 pessoas pós-AVC (idade entre 34-86 anos [mín.-máx.]), juntamente com 15 controles saudáveis (48-70 anos). Com base em sua distribuição de peso corporal (DPC), as pessoas pós-AVC foram alocadas em um grupo assimétrico ( $DPC \geq 10\%$ ,  $N=13$ ) ou simétrico ( $DPC < 10\%$ ,  $N=16$ ). Além disso, as pessoas pós-AVC foram alocadas em um grupo com alto ( $N=10$ ) ou baixo risco de quedas ( $N=19$ ), baseado nos escores obtidos na Escala de Equilíbrio de Berg (EEB; escores  $\leq 45$  como critério para alto risco). Os participantes foram solicitados a ficar de pé sobre uma plataforma de força, com os pés confortavelmente posicionados e olhos abertos. As coordenadas do centro de pressão foram adquiridas em um único ensaio com duração de 60 segundos, sendo transformadas em distâncias radiais (DR) para posterior análise. Um índice de variabilidade da posição e velocidade da DR e as propriedades de otimização foram calculados. Resumidamente, assumindo os valores mínimos da DR como a função-custo do sistema, variáveis de desempenho geral, local e global foram calculadas para descrever os processos de otimização relacionados a tarefa postural. Uma ANOVA foi utilizada para comparação entre controles e grupos pós-AVC, enquanto o teste de Welch foi aplicado para comparação entre grupos de alto e baixo risco de quedas. A associação entre os escores da EEB e as variáveis de otimização foram verificadas através da análise do coeficiente de correlação de Pearson. O limite estatístico

estabelecido foi de 5%. **Resultados:** Como resultado principal, observamos uma diferença entre grupos para taxa de convergência média para os valores mínimos (valor gama,  $P=0,030$ ,  $r^2=0,157$ ); o pós-teste revelou uma diferença significativa entre o grupo controle versus grupo pós-AVC assimétrico ( $P=0,042$ ). Além disso, associações positivas moderadas e significativas foram encontradas entre os escores da EEB e a média dos valores mínimos esperados (mínimo local;  $r=0,424$ ,  $P=0,022$ ) e o menor valor observado (mínimo global,  $r=0,378$ ,  $P=0,043$ ). Esse resultado foi corroborado pelo teste de Welch, que mostrou diferenças entre grupo de alto e baixo risco para as mesmas variáveis ( $P<0,043$ ). **Conclusão:** As propriedades de otimização que refletem o controle da estabilidade postural durante a postura ortostática estão alteradas em pessoas pós-AVC com DPC assimétrica, sendo inversamente proporcional ao risco de quedas nessa população.

**Palavras-chave:** acidente vascular cerebral, equilíbrio postural, tecnologia biomédica de avaliação.

## Abstract

**Introduction:** Postural control impairments, usually assessed through posturography, is a common feature of poststroke persons, being associated with standing problems and increased risk of fall. Recently, a new method for the identification of optimization features of postural sway was developed for the investigation of postural control processes in health, young people. The main goal of our study is to investigate whether and how the optimization properties of postural sway during upright stance is affected in poststroke persons. **Methods:** Twenty-nine poststroke people (ranged 34-86 years-old), along with 15 healthy controls (48-70 years-old) participate in this study. Based on their body weight distribution (BWD), poststroke persons were allocated in an asymmetric ( $BWD \geq 10\%$ ,  $N=13$ ) or symmetric ( $BWD < 10\%$ ,  $N=16$ ) group. Additionally, poststroke persons were assigned to a high- ( $N=10$ ) or low-risk-of-fall ( $N=19$ ) groups, based on their scores in Berg Balance Scale (BBS, scores  $\leq 45$  as criteria for high-risk-of-falls). Participants were asked to stand over a force platform in a comfortable position. Center-of-pressure coordinates were acquired in a single 60s trial and converted to radial distances (RD). An index of postural sway variability along with optimization features were computed; briefly, assuming RD minimal values as the optimized parameter, measures related to general, local, and global performance were computed to describe how optimization processes unfold during the standing task. One-way ANOVA was applied for comparison among control and poststroke groups, while Welch t-test was used for comparison between high- and low-risk-of-falls groups. Associations among BBS and optimization variables were estimated through Pearson correlation coefficient analysis. A statistical threshold was set at 5%. **Results:** As main results, a significant between-group effect was found for the rate of convergence to postural sway minimum (gamma-value;  $P=0.030$ ,  $r^2=0.157$ ); posttest reveals a significant difference between control and poststroke asymmetric group ( $P=0.042$ ). Significant, moderate positive associations were found between BBS and the minimal expected value of postural sway (local minima;  $r=0.424$ ,  $P=0.022$ ) and the postural sway lowest value (global minima,  $r=0.378$ ,  $P=0.043$ ). Statistical differences between high- and low-risk-of-falls group were found for these same variables ( $P < 0.043$ ). **Conclusion:** Optimization parameters reflecting postural sway control during standing were altered in poststroke persons with asymmetric BWD, being inversely proportional to the risk of fall in stroke persons.

**Keywords:** stroke, postural balance, biomedical technological assessment.

**SUMÁRIO**

<b>CAPÍTULO 1. INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
<b>1.2. Revisão de Literatura</b>	<b>2</b>
1.2.1. Fisiopatologia do AVC	2
1.2.2. Controle Postural	3
1.2.3. Avaliação do Controle Postural	5
1.2.4. Posturografia e análise do centro de pressão dos pés	6
<b>1.3. Justificativas</b>	<b>7</b>
<b>1.4. Objetivos</b>	<b>7</b>
1.4.1. Primário	7
1.4.2. Secundários	7
<b>1.5. Hipóteses</b>	<b>8</b>
<b>CAPÍTULO 2. MÉTODOS</b>	<b>9</b>
<b>2.1. Aspectos Éticos</b>	<b>9</b>
<b>2.2. Delineamento do estudo</b>	<b>9</b>
<b>2.3. Justificativa do tamanho amostral</b>	<b>9</b>
<b>2.4. Participantes</b>	<b>9</b>
2.4.1 Critérios de Inclusão	9
2.4.2 Critérios de Exclusão	10
<b>2.5. Instrumentos de avaliação</b>	<b>10</b>
2.5.1. Escala de Equilíbrio de Berg	10
2.5.2. Distribuição do peso corporal	10
<b>2.6. Análise da Posturografia</b>	<b>11</b>
<b>2.7. Análise estatística</b>	<b>13</b>
<b>CAPÍTULO 3. RESULTADOS</b>	<b>14</b>
<b>CAPÍTULO 4. CONCLUSÃO</b>	<b>36</b>
<b>ANEXO 1. PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP</b>	<b>42</b>
<b>ANEXO 2. ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG – VERSÃO BRASILEIRA</b>	<b>40</b>
<b>ANEXO 3. FOLHA DE SUBMISSÃO DA REVISTA GAIT &amp; POSTURE</b>	<b>46</b>
<b>APÊNDICE 1. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO</b>	<b>47</b>

## CAPÍTULO 1. INTRODUÇÃO

A limitação do fluxo de sangue para o cérebro resulta em uma condição clínica denominada Acidente Vascular Cerebral (AVC), podendo se classificar em isquêmico ou hemorrágico (Koh & Park, 2017). Segundo a Organização Mundial de Saúde, até 2015, o AVC é a grande epidemia do século 21 (Sarıkaya *et al.*, 2015). O AVC geralmente ocasiona alterações motoras tais como força muscular diminuída e limitação da coordenação e equilíbrio do tronco (Sorrentino *et al.*, 2018). A limitação das atividades e habilidades de caminhada, causadas pelo desequilíbrio postural pós-AVC, aumenta consideravelmente o risco de quedas (Kang *et al.*, 2020).

Durante atividades funcionais, utilizamos o que chamamos de controle postural, que tem o objetivo de controlar e manter a postura ereta, além da capacidade de compensar perturbações internas e externas, evitando assim, quedas (Tassel-Ponche *et al.*, 2015). Em pessoas pós-AVC, cerca de 83% apresenta algum grau de comprometimento no equilíbrio e controle postural, tais como assimetria na distribuição de peso corporal em membros inferiores, maior deslocamento postural, menor estabilidade e prejuízo nos ajustes posturais antecipatórios (Kang *et al.*, 2020). Alterações do controle postural podem afetar negativamente o equilíbrio, conseqüentemente a capacidade de manter a postura ereta e a locomoção (Chen *et al.*, 2016).

Em pessoas pós-AVC encontramos dois tipos específicos de distribuição de peso corporal (*body weight distribution*, BWD) classificados como assimétricos e simétricos (Beyaert *et al.*, 2015). No primeiro ano pós-AVC existe o maior risco de quedas de pessoas com maior independência em suas atividades de vida diária, supostamente devido à perda de equilíbrio e controle postural (Beyaert *et al.*, 2015).

Existem diferentes ferramentas para avaliação de equilíbrio e controle postural em pessoas com alterações motoras pós-AVC. A Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) (Berg *et al.*, 1989) compreende a execução de movimentos comuns da vida cotidiana e permite avaliar as habilidades funcionais em várias condições (Hugues *et al.*, 2017). Outra forma de avaliação é a posturografia, técnica que utiliza uma plataforma de força para avaliar qualquer alteração e deslocamento de forças aplicadas sobre uma superfície rígida, em condições estáticas e dinâmicas (Edouard *et al.*, 2014), calcula as coordenadas do centro de pressão (CP) (Caldwell, 2004; Duarte & Freitas, 2010; Winter, 2009). Podemos compreender por CP, como a média que se pondera acerca

da pressão dos pés em contato com a superfície da plataforma de força posicionada no solo (Russo *et al.*, 2017).

O movimento humano e seu controle, podem ser colocados como um problema em otimizar (Botasso *et al.*, 2006; Suzuki *et al.*, 2012). Otimização pode ser descrito ao que se refere a uma sistemática com o objetivo de resolver problemas, minimizando ou maximizando a função de custo (Kolda *et al.*, 2003; Lewis *et al.*, 2000). O presente estudo pretende verificar utilização da posturografia como técnica investigativa propriedades de otimização do deslocamento postural durante a postura ereta em pessoas pós-AVC, além de avaliar o equilíbrio realizando os testes relacionados a AVD para análise do risco aumentado para quedas nessa população.

A utilização de uma técnica que tenha condição de avaliar e indicar essas alterações pode proporcionar a elaboração e realização de programas de tratamento específicos, respeitando as características físicas da população de interesse e iniciar condutas terapêuticas, com o objetivo da maior manutenção da qualidade de vida dos envolvidos e minimizando o risco de quedas, sendo essas questões, alvo de estudos futuros.

## **1.2. Revisão de Literatura**

### **1.2.1. Fisiopatologia do AVC**

A limitação do fluxo de sangue para o cérebro resulta numa condição clínica denominada Acidente Vascular Cerebral (AVC), podendo se classificar em isquêmico ou hemorrágico (Koh & Park, 2017). Tem por definição uma deficiência neurológica súbita, de origem vascular, por mais de 24 horas, ocasionando uma hemiparesia decorrente da interrupção das vias neurais descendentes, mas sem a existência de disfunção ou danos no circuito espinhal ou musculoesquelético (Beyaert *et al.*, 2015). O AVC isquêmico é relatado como o mais comum, com cerca de 80% dos casos e o hemorrágico, menos encontrado, por um percentual de 20% dos casos registrados (Boursin *et al.*, 2018). Apresenta fatores de risco que são modificáveis e os que não são modificáveis. Os cuidados com os fatores de risco modificáveis, tais como hipertensão arterial, tabagismo, sedentarismo, diabetes mellitus, obesidade, nutrição inadequada, além do uso de medicamentos anti-hipertensivos e estatinas, tem ajudado a diminuir a incidência de casos (Guzik *et al.*, 2017).

Segundo a Organização Mundial de Saúde, até 2015, era a grande epidemia do século 21, mas após estudos recentes, verificou-se que 85% dos casos poderiam ser

evitados através da prevenção (Sarıkaya *et al.*, 2015). O AVC geralmente ocasiona alterações motoras tais como força muscular diminuída e limitação da coordenação e equilíbrio do tronco (Sorrentino *et al.*, 2018). Diferentes tipos de alterações de movimento podem estar associados ao AVC como: paresia unilateral, tremores de membros, distonia, mioclonia, síndromes hipocinéticas. Podem ocorrer em qualquer nível do sistema motor frontal-subcortical, mas frequentemente podem ser explicados por alteração no circuito motor dos gânglios da base (Defebvre *et al.*, 2016). A limitação das atividades e habilidades de caminhada, causadas pelo desequilíbrio postural pós-AVC aumenta consideravelmente o risco de quedas. A longo prazo, também causa dificuldades como: deficiência de propriocepção, alterações sensitivas e visuais, espasticidade, alterações nos membros inferiores, dificuldades na deambulação, no equilíbrio e controle postural (Kang *et al.*, 2020). Alterações sensoriais, déficits cognitivos, tônus muscular assimétrico, levando a uma fraqueza motora, perdas da propriocepção são alguns dos fatores encontrados nos distúrbios de controle postural (Tassel-Ponche *et al.*, 2015).

### **1.2.2. Controle Postural**

Durante atividades funcionais, utilizamos o que chamamos de controle postural, que tem o objetivo de controlar e manter a postura ereta, além da capacidade de compensar perturbações internas e externas, evitando assim, quedas (Tassel-Ponche *et al.*, 2015).

Uma das características do controle postural é a capacidade de manter a massa corporal no suporte de base simetricamente. Permite a função de praticamente todas as ações motoras estáticas e dinâmicas (Nichols, 1997).

A capacidade em manter a postura ereta requer gerenciamento da função sensório-motora. As entradas sensoriais para acomodarem as mudanças nas condições e no ambiente em pé, precisam gerenciar as entradas sensoriais multimodais, produzindo uma saída motora adequada. A propriocepção (percepção da posição e movimento do corpo), o sistema vestibular do ouvido interno e a visão enviam as informações sensoriais para o controle postural, tendo os membros inferiores, através dos mecanorreceptores, os principais fornecedores de informações para este controle, devido a capacidade de detectar oscilações corporais durante a postura ereta (Henry & Baudry, 2019). O controle da anti-gravidade postural fornece o equilíbrio, suporte do corpo, estabilidade para os lados e para frente e a progressão

do movimento, principalmente através dos extensores do tronco e membros inferiores (Beyaert *et al.*, 2015).

Em pessoas pós-AVC, cerca de 83% apresenta algum grau de comprometimento no equilíbrio e controle postural, apresentando assimetria, maior deslocamento postural, menor estabilidade e prejuízo nos ajustes posturais antecipatórios (Kang *et al.*, 2020). Fraqueza e deficiência sensorial também podem causar a síndrome do empurrão, devido a alteração de estabilidade, maior oscilação, assimetria de sustentação do peso e aumento na inclinação do corpo. As deficiências cognitivas causam alterações nas reações posturais e ativações musculares sinérgicas anormais, justificando os distúrbios de controle postural, na maioria causadas por um sistema nervoso central deficiente. Outra causa pode estar relacionada a comportamentos de adaptação (Tassel-Ponche *et al.*, 2015). O controle postural inadequado afeta negativamente o equilíbrio e conseqüentemente a capacidade de manter a postura ereta. Mesmo após à recuperação da marcha, o equilíbrio diminuído e alterações na deambulação persistem, juntamente ao equilíbrio estático e dinâmico deficientes, aumentando o risco de quedas e causando limitações nas atividades de vida diária (Chen *et al.*, 2016).

No pós-AVC encontramos dois tipos específicos de distribuição de peso corporal (DPC), classificados como assimétricos e simétricos. O padrão assimétrico se apresenta com uma redução da função do lado afetado e aumento da função do lado não afetado para controle do equilíbrio e suporte corporal durante a caminhada e controle da postura. A postura simétrica se apresenta com a distribuição mais dividida da função motora entre os dois lados, para as atividades de controle postural e manutenção do equilíbrio (Beyaert *et al.*, 2015). As pessoas com comprometimento pós-AVC com  $DPC \geq 10\%$  sobre o membro não-parético são classificadas no grupo assimétrico, enquanto aqueles com  $DPC < 10\%$  sobre o membro não-parético são classificadas como grupo simétrico (Genthon *et al.*, 2008).

O caminhar, no primeiro ano pós-AVC, é a situação com maior risco de quedas de pessoas independentes nas atividades de vida diária, devido a perda de equilíbrio e controle postural (Beyaert *et al.*, 2015). Para garantirmos maior qualidade de vida, preconiza-se a melhora do controle postural em pessoas com sequelas motoras pós-AVC (Tassel-Ponche *et al.*, 2015).

### 1.2.3. Avaliação do Controle Postural

Existem diferentes métodos para avaliação de equilíbrio e controle postural em pacientes com alterações motoras pós-AVC. Os principais são: Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) – realizar atividades funcionais de dificuldades variadas em 15 – 20 minutos; Teste de Sistemas de Avaliação de Equilíbrio – teste de resposta postural, alteração de equilíbrio e marcha através de 36 itens, realizado em 20 – 30 minutos; Teste de Alcance Funcional (FRT) - desenvolvido como uma medida dinâmica, para avaliar o equilíbrio quando o indivíduo fica de pé e inclina-se para frente; Teste *Timed Up and Go* (TUG) – avaliar o tempo que o indivíduo leva para levantar-se da cadeira, caminhar 3 m e retornar a cadeira. Testes fáceis de serem realizados, apresentando significativa relevância (Portnoy *et al.*, 2017).

A Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) (Berg *et al.*, 1989) tem como função avaliar as habilidades funcionais em várias condições como: postura sentado, inclinar o tronco, ficar de pé, mudanças de direção e posição, alcançar, girar em volta de si mesmo, olhar por cima de seus ombros, ficar em apoio unipodal e transpor degraus (Hugues *et al.*, 2017). É uma escala de fácil aplicação, pois necessita apenas de um cronômetro e uma régua e leva-se apenas 15 minutos para ser realizado (Miyamoto *et al.*, 2004). Apresenta 14 itens pontuados de 0 a 4, sendo 0 para incapacidade de realizar a tarefa e 4 para a capacidade de realizar a tarefa atribuída, totalizando a pontuação máxima de 56 pontos. Os itens incluem tarefas simples como: transferências, ficar de pé sem apoio, sentar-se e tarefas mais difíceis como: ficar de pé e girar 360 graus, postura unilateral. Apresenta alta confiabilidade para hemiparéticos e sua validade foi correlacionada através dos escores moderados a altos a outros testes de medições funcionais como: Índice de Barthel, Teste Fugl-Meyer, Subescala de Equilíbrio, Pontuações do *Timed Up & Go Test* (TUG), Subescala de Equilíbrio de Tinetti, Teste *Funcional Emory* (Steffen *et al.*, 2002). Para prever quedas, o ponto de corte deverá ser combinado entre a pontuação de 45 juntamente ao histórico de desequilíbrio, com sensibilidade de 91% e especificidade de 82% (Miyamoto *et al.*, 2004). A escolha dessa escala para avaliação em pacientes com AVC é uma referência, baseada na sua validação e boas qualidades metrológicas (Hugues *et al.*, 2017). A EEB foi traduzida para português e adaptada para as características específicas da cultura do Brasil (Miyamoto *et al.*, 2004) e apresenta “alta confiabilidade intra e inter observadores (ICC 0,99 e 0,98, respectivamente) comprovando a sua utilidade para avaliação do equilíbrio”.

#### 1.2.4. Posturografia e análise do centro de pressão dos pés

A posturografia, técnica que utiliza uma plataforma de força para avaliar qualquer alteração e deslocamento de forças aplicadas sobre a superfície rígida, em condições estáticas e dinâmicas, é um procedimento bem aceito para avaliações de membros inferiores. Este procedimento de avaliação foi validado em uma população homogênea de indivíduos saudáveis. Segundo Edouard *et al.* (2014):

“Uma plataforma de força oferece a oportunidade de monitorar os deslocamentos do centro de pressão (CP) que incorporam ações musculares corretivas. Qualquer deficiência do sistema sensório-motor, por exemplo, deficiência ligamentar e capsular (aférente), inibições centrais (central), força ou coativação (eferente) poderiam ser destacadas por algumas variações da CP.” (p. 356).

A informação proprioceptiva oriunda dos mecanorreceptores presentes nas estruturas musculotendinosas, capsuloarticulares e estruturas cutâneas são mecanicamente sensíveis e enviam sinais neurais modulados em frequência para os diferentes níveis de controle do SN (Myers *et al.*, 2000). Por sistema sensório-motor, entendemos por um o conjunto de componentes sensoriais, motores e de integração e processamento do sistema nervoso (SN), envolvidos na manutenção da estabilidade funcional conjunta do corpo e seus segmentos (Myers *et al.*, 2000).

Segundo Porto *et al.* (2019):

“O centro de pressão (CP) é considerado a informação substituta da atividade muscular emitida para a informação sensorial líquida inserida e recebida pelo sistema nervoso central (SNC). Os dados do CP capturam imediatamente as estratégias motoras que mudam devido à integração multissensorial, como quando a informação visual, a base de apoio e / ou a atenção são restringidas.”

Podemos compreender por CP a média que se pondera acerca da pressão dos pés em contato com a superfície da plataforma de força, posicionada no solo (Russo *et al.*, 2017). O CP informa sobre mudanças do controle postural associadas ao

envelhecimento, risco de quedas e avalia o impacto de doenças do SNC, os sistemas fisiológicos na estabilidade do corpo. As variáveis posturográficas estão relacionadas a mensurações do deslocamento do CP no tempo, espaço, amplitude ou frequência (Porto *et al.*, 2020).

O movimento humano e seu controle, podem ser colocados como um problema em otimizar (Botasso *et al.*, 2006; Suzuki *et al.*, 2012). Otimização pode ser descrito ao que se refere a uma sistemática com o objetivo de resolver problemas, minimizando ou maximizando a função de custo quantitativa, através da escolha de uma ou mais variáveis até encontro do melhor valor, aquele que represente um mínimo ou máximo da função de custo (Kolda *et al.*, 2003; Lewis *et al.*, 2000).

### **1.3. Justificativas**

O presente estudo pretende verificar a utilização da posturografia como ferramenta investigativa das propriedades de otimização da oscilação postural durante a postura ereta, e se e com estas são afetadas pela ocorrência de AVC. Além disso, iremos também aplicar a EEB para verificar o risco aumentado de quedas. A utilização de uma ferramenta que tenha condição de avaliar e indicar essas alterações podem facilitar a elaboração e realização de programas de reabilitação específicos, respeitando as características clínico-funcionais individuais e iniciar condutas terapêuticas, com o objetivo da maior manutenção da qualidade de vida dos envolvidos e minimizando o risco de quedas.

### **1.4. Objetivos**

#### **1.4.1. Geral**

Investigar se, e como, as propriedades de otimização da oscilação postural durante a postura ereta são afetadas pela ocorrência de AVC. Entre o grupo dos acometidos pelo AVC, pretendemos ainda aplicar a EEB para obtenção de resultados referentes ao risco de quedas.

#### **1.4.2. Específicos**

1. Descrever a distribuição de peso corporal entre os membros inferiores de pessoas pós-AVC, classificando-os posteriormente em grupos simétricos e assimétricos;

2. Descrever o deslocamento do centro de pressão dos pés através da plataforma de força;
3. Comparar o comportamento de deslocamento postural entre pessoas pós-AVC e aqueles sem alterações neurológicas;
4. Em pessoas pós-AVC, correlacionar os valores extraídos da avaliação de otimização com os escores da EEB.

### **1.5. Hipóteses**

H0= As propriedades de otimização do deslocamento postural não são diferentes entre os grupos e não apresentam correlação significativa com os escores de EEB.

H1= As propriedades de otimização do deslocamento postural são significativamente diferentes entre grupos e se correlacionam significativamente com os escores de EEB.

## **CAPÍTULO 2. MÉTODOS**

### **2.1. Aspectos Éticos**

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa institucional, sob número (CAAE) 39804614.6.000.5235 (ANEXO 1). Após a explicação dos objetivos e métodos do estudo, e antes da realização dos procedimentos, todos os participantes do estudo assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE, APÊNDICE 1).

### **2.2. Delineamento do estudo**

Trata-se de um estudo observacional analítico transversal.

### **2.3. Justificativa do tamanho amostral**

O presente estudo fez uso de uma amostragem por conveniência. Os participantes foram recrutados entre os pacientes de clínicas e ambulatórios locais, sendo o grupo controle, pacientes sem comprometimento, verificado por autorrelato, composto por seus familiares e acompanhantes.

### **2.4. Participantes**

Vinte e nove pessoas com comprometimento pós-AVC (grupo experimental) se dispuseram a participar do estudo, assim como quinze indivíduos sem comprometimento neurológico (grupo controle). Suas características demográficas, antropométricas e clínicas são apresentados no capítulo referente aos resultados do estudo. As pessoas com comprometimento pós-AVC foram subsequentemente divididas com base na distribuição do peso corporal (DPC; ver seção 2.5.2, abaixo): aqueles com  $DPC \geq 10\%$  sobre o membro não-parético foram alocados no grupo assimétrico ( $DPC_{ASS}$ ,  $N=13$ ), enquanto aqueles com  $DPC < 10\%$  sobre o membro não-parético compuseram o grupo simétrico ( $DPC_{SIM}$ ,  $N=16$ ; Genthon *et al.*, 2008).

#### **2.4.1 Critérios de Inclusão**

Para o grupo pós-AVC, os critérios foram: período de tempo maior que 6 meses desde o AVC; idade maior de 18 anos; capacidade de marcha independente com ou sem equipamento auxiliar; capacidade de permanecer de pé por 5 minutos sem apoio e sem órtese.

Para o grupo controle, foram considerados os critérios: idade maior que 18 anos; sem comprometimento motor, avaliado por autorrelato; sem comprometimento neurológico ou cognitivo

#### **2.4.2 Critérios de Exclusão**

Considerando ambos os grupos (pós-AVC e controle), foram considerados os seguintes critérios de exclusão: déficit cognitivo avaliado pelo Mini-Exame do Estado Mental; condições musculoesqueléticas que impedissem a realização do estudo. Com relação ao grupo pós-AVC, os sujeitos seriam excluídos caso apresentassem outras doenças neurológicas além do AVC.

### **2.5. Instrumentos de avaliação**

#### **2.5.1. Escala de Equilíbrio de Berg**

A Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) tem como função avaliar as habilidades funcionais em várias condições (Hugues *et al.*, 2017). Os movimentos comuns da vida cotidiana são avaliados na escala (Berg *et al.*, 1989). De fácil aplicação, pois necessita apenas de um cronômetro e uma régua e leva-se apenas 15 minutos para ser realizado (Miyamoto *et al.*, 2004), a EEB apresenta 14 itens pontuados de 0 a 4, sendo 0 para incapacidade de realizar a tarefa e 4 para a capacidade de realizar a tarefa atribuída, totalizando a pontuação máxima de 56 pontos. Apresenta alta confiabilidade para hemiparéticos e sua validade foi correlacionada através dos escores moderados a altos a outros testes de medições funcionais (Steffen *et al.*, 2002). Para prever quedas, o corte deverá ser combinado entre a pontuação de 45 juntamente ao histórico de desequilíbrio, com sensibilidade de 91% e especificidade de 82% (Miyamoto *et al.*, 2004). A escolha dessa escala para avaliação em pacientes com AVC foi baseada na sua validação e boas qualidades metrológicas (Hugues *et al.*, 2017). A Escala foi traduzida para português e adaptada para as características específicas da cultura do Brasil. Segundo (Miyamoto *et al.*, 2004), “a EEB apresentou alta confiabilidade intra e inter observadores (ICC 0,99 e 0,98, respectivamente) comprovando a sua utilidade para avaliação do equilíbrio” (ANEXO 2).

#### **2.5.2. Distribuição do peso corporal**

O exame posturográfico foi utilizado para obtenção das coordenadas do centro de pressão dos pés (CP), posteriormente utilizados para a análise da distribuição de

peso corporal (DPC) e das propriedades de otimização do deslocamento postural (ver seção abaixo). Uma plataforma de força AccuSway<sup>PLUS</sup> (AMTI, EUA) foi utilizada para aquisição das forças e momentos de forças, e para estimativa das coordenadas do CP. O sinal do CP foi coletado através de um programa dedicado (Balance Clinic, AMTI, EUA) a uma frequência de amostragem de 100 Hz. Uma única aquisição de 60 segundos foi realizada, durante a qual o participante deveria se manter de pé, confortavelmente, sobre a plataforma de força. Os participantes foram orientados a posicionar os pés de forma confortável, manter os olhos fixos em um alvo posicionado à frente, e não movimentar braços ou a cabeça durante a aquisição, cujo início e fim eram sinalizados verbalmente.

A posição dos pés de cada participante foi desenhada em um papel milimetrado, cujas medidas foram utilizadas para o cálculo do centro da base de suporte. A DPC (em percentual de peso distribuído sobre o membro não-parético) foi computada a partir da posição médio-lateral do CP ( $CP_{ML}$ ), corrigido pela posição médio-lateral do centro da base de suporte. Essa medida foi utilizada na equação proposta por Genthon e colaboradores (2008):  $DPC (\%) = 0,5 * CP_{ML} + 50$ .

## 2.6. Análise da Posturografia

Partindo do pressuposto de que o sistema nervoso central controla de forma otimizada a estabilidade da postura ereta do corpo (Bottaro *et al.*, 2006; Qu *et al.*, 2007), através de um controle intermitente das estratégias de tornozelo e quadril (Creath *et al.*, 2005; Suzuki *et al.*, 2012), consideramos o deslocamento espontâneo do vetor do CP como a função de custo a ser minimizada no processo de otimização (Porto *et al.*, 2019). Três propriedades principais para um processo de otimização – declive, estabilidade e convergência – foram extraídos das coordenadas do vetor CP, previamente transformadas em distâncias radiais. Resumidamente, foi implementado um método de busca direta com base em um padrão iterativo, amostra-por-amostra, para uma época de declive (intervalos de tempo em que as velocidades de deslocamento do CP foram negativas) e vales no vetor CP. Os valores de um conjunto de propriedades foram calculados, sendo estes apresentados na Tabela 1, juntamente com suas respectivas interpretações (Porto *et al.*, 2019; Porto *et al.* 2020).

**Tabela 1.** Breve descrição das variáveis derivadas do modelo de otimização para o deslocamento postural. Adaptado de Porto et al. (2019).

Desempenho	Variável	Descrição	Recurso de estabilidade postural representado
Geral	Tau	Propriedade em declive; percentagem do tempo em que a função custo é reduzida	Estabilidade dinâmica
	Gama	Taxa de convergência máxima esperada (média) do processo de minimização	
Local	$min_N$	Ocorrência de vales na função-custo	Estabilidade quase-estática
	$min_L$	Valor esperado (médio) dos vales da função-custo	
	$min_{DP}$	Variabilidade do valor dos vales na função-custo	
Global	$min_G$	Valor mais baixo de vale na função-custo	Posição-alvo para estabilidade (“atrator”)
	$delta_{GL}$	Distância absoluta entre os mínimos locais e globais	Erro entre posição atual e “atrator”

## 2.7. Análise estatística

Como a maioria dos dados analisados se ajustou à uma distribuição Gaussiana (Shapiro-Wilks  $P > 0,063$ ) foi utilizada uma abordagem estatística paramétrica. Os dados foram expressos como média  $\pm$ DP (contínuos) ou frequência absoluta (categóricos). Uma ANOVA de um fator foi usada para verificar o efeito principal de grupos (controle vs  $DPC_{SIM}$  vs  $DPC_{ASS}$ ), seguido de um pós-teste de Tukey caso um efeito significativo fosse encontrado. As medidas de tamanho do efeito para ANOVA (eta quadrático,  $\eta^2$ ) e para o pós-teste de Tukey ( $d$  de Cohen) também foram estimadas. Para a amostra de participantes pós-AVC, a associação entre os escores da EEB e as propriedades de otimização dos deslocamentos posturais foi estimada através da análise do coeficiente de correlação de Pearson, juntamente com seu intervalo de confiança de 95%. Essa análise foi realizada com os dados agrupados dos participantes pós-AVC, uma vez que o nível de significância do coeficiente de correlação é afetado pelo número de pontos analisados (Winter, 2009, pág. 16). Além disso, os efeitos do risco de queda nas propriedades de otimização do deslocamento postural foram analisados através do teste t de Welch para amostras assimétricas, onde se comparou os resultados dos grupos de alto risco (escores de EEB  $\leq 45$ ) e baixo risco (EEB  $> 45$ ). O limiar estatístico foi estabelecido em 5%. A análise foi realizada no ambiente JASP 0.13.1 (The JASP Team 2020, Holanda).

### **CAPÍTULO 3. RESULTADOS**

Os resultados da presente dissertação estão apresentados na forma de manuscrito submetido para a revista *Gait & Posture* [JCR 2,349, Qualis CAPES (2017-2018) A1; ANEXO 3].

## **Poststroke consequences upon optimization properties of postural sway during upright stance: a cross-sectional study**

Flávia A.F. Oliveira<sup>1</sup>, Camilla P. Martins<sup>1</sup>, Laura A.S. de Oliveira<sup>2</sup>, Erika C. Rodrigues<sup>1,3</sup>, Arthur S. Ferreira<sup>1</sup>, Thiago Lemos<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>Graduate Program in Rehabilitation Sciences, Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM, Rio de Janeiro, Brazil

<sup>2</sup>Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio de Janeiro – IFRJ

<sup>3</sup>Instituto D'Or de Ensino e Pesquisa – IDOR

### **\*Corresponding address**

Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM, Rua Dona Isabel 94, Bonsucesso, Rio de Janeiro, RJ, Brasil CEP 21032-060. Phone +55 21 3882-9797, extension 2012.

e-mail: [lemostdc@gmail.com](mailto:lemostdc@gmail.com) (T.L.)

### **Acknowledgments**

This study was financed by the Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ) and the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES; finance code 001).

**Highlights**

- Postural control can be viewed as an optimal motor control process.
- Optimization properties of postural sway were provided for poststroke individuals.
- Weight-bearing asymmetry and risk-of-falls are related to optimization properties.
- The results highlight the adaptative capacity of balance system after stroke.

**Abstract**

**Background:** Optimal control theories presume that some cost-function is minimized for upright stance control, but whether stroke affects the optimization properties of postural sway remains unclear. **Research question:** To investigate the optimization properties of postural sway during upright stand in poststroke individuals. **Methods:** Twenty-nine individuals (aged 34-86 years) and 15 healthy counterparts (controls; 48-70 years) participated in this study. Poststroke individuals were allocated to an asymmetric ( $N=13$ ) or symmetric ( $N=16$ ) weight-bearing (WB) groups depending on their WB pattern ( $WB>10\%$  over one limb as criteria for asymmetry). They were also assigned to a high- ( $N=10$ ) or low-risk-of-falls ( $N=19$ ) groups based on their Berg Balance Scale (BBS) scores ( $\leq 45$  as criteria for higher risk). Participants were asked to stand on a force platform, while feet center-of-pressure were acquired in a single 60-s test. The optimization properties were computed assuming the minimization of postural sway as cost-function. ANOVA was applied for comparison among control and poststroke groups. Pearson's correlation analysis was used to estimate the associations between the BBS and the optimization variables. Welch t-test was used for comparing high- vs. low-risk poststroke groups. **Results:** The main result was a significant group effect for the convergence rate toward the minimum value of sway (gamma-value;  $P=0.030$ ,  $r^2=0.157$ ), with the asymmetric post-stroke groups showing larger gamma-values ( $P=0.042$ ). Also, high-risk group exhibited smaller values for minimal expected value (local minima) and the lowest value of postural sway coordinates (global minima) compared with low-risk group ( $P<0.043$ ). Indeed, a moderate positive correlation was found for BBS and the local minima ( $r=0.424$ ,  $P=0.022$ ) and global minima ( $r=0.378$ ,  $P=0.043$ ). **Significance:** The optimization properties of postural sway are altered in poststroke individuals depending on their WB pattern of their risk-of-falls. These results highlight the adaptive capacity of the motor systems faced to several constraints induced by stroke.

**Keywords:** stroke, postural balance, biomedical technological assessment.

## Introduction

Postural control—the control and maintenance of a standing posture in relation to the field of gravity [1] — has been modelled as an optimization process (e.g., [2,3]), a process applied to search for a solution of a motor redundancy problem through optimization, either minimization or maximization, of a relevant cost-function [4]. Aimed to provide analytical descriptors of optimization processes embedded in experimental data, instead of parameters extracted from modelling [2,3], Porto and coworkers [5,6] proposed the evaluation of three major properties for an optimization process, namely *descending* (toward a minimum value of cost-function), *stability* (e.g., variability around the minimum value), and *convergence* (local and global descriptors of minimum value). These properties are sensitive to biomechanical and sensorial conditions for posturography analysis [5], being also reliable and robust to methodological aspects of CP signal acquisition and processing [6]. So far, these properties were described only in a mixed sample, i.e., healthy young and aged adults with a variety of disabilities pooled together; but how do such properties behave after a cerebrovascular insult?

Postural control disturbance is a common disability observed after stroke [7,8]. In poststroke individuals, the displacement of body's center-of-pressure (CP), or postural sway, is higher than that observed for healthy counterparts, being even larger when visual manipulation is applied [9] and in the presence of weight-bearing asymmetry [10]. In addition, both factors—larger postural sway and weight-bearing asymmetry—are associated with increased risk-of-falls in elderly and poststroke individuals [11,12].

In this study we use force platform posturography to ask whether and how the optimization properties of postural sway changed in poststroke individuals with differing weight-bearing pattern and risk-of-falls. The study is justified by the potential advances in the understanding of processes underlying poststroke balance disabilities. Such information could be applied to proper evaluation and design of treatments programs for the recovery of balance function and reduction in the risk-of-falls of this population.

## Methods

### ***Ethical concerns***

This cross-sectional correlational study design was approved by the local Institutional Research Ethics Committee under the number 39804614.6.000.5235 before its execution. After explaining the aims and methods of the study, and before carrying out any procedures, all participants signed out a print informed consent form.

### ***Participants***

A non-probabilistic convenience sample were recruited from local outpatient clinics. Inclusion criteria for poststroke individuals were age over 18 years, at least 6 months since the last stroke event, be able to walk without auxiliary equipment, be able to stand for 5 minutes without support and without orthosis. Those with cognitive impairment (Mini-Mental State Examination score  $<18$ ; [13]), any neurological diseases other than stroke, and any musculoskeletal conditions that prevented the participation in the study were excluded. The control group consisting of healthy individuals that must comply with the following criteria: age over 18 years; be able to walk without auxiliary equipment; be able to stand for 5 minutes without support and without orthosis; showed no sign of cognitive impairment (Mini-Mental State Examination score  $<18$ ; [13]), no neurological diseases and no musculoskeletal conditions that prevented the participation in the study. A total of 29 poststroke individuals and 15 age-matched healthy subjects participated in this study.

### ***Berg Balance Scale***

The Berg Balance Scale (BBS; [14,15]) was applied for the assessment of functional skills and risk-of-falls among poststroke individuals only. BBS is composed of 14 items scored from 0 (inability to perform the task) to 4 (full ability to perform the task), for a maximum score of 56 points, and has strong internal consistency and excellent inter- and intra-rater [16]. Poststroke participants were further classified based on their risk-of-falls as high- ( $N=10$ ) or low-risk ( $N=19$ ) using BBS score  $\leq 45$  as criteria for high-risk [14,16].

### ***Posturography***

The posturographic examination was used to obtain the coordinates of the feet center-of-pressure (CP), later used for the analysis of the weight-bearing (WB) patterns and the postural sway optimization properties. A force platform (AccuSway<sup>PLUS</sup>, AMTI, USA) was used to estimate CP coordinates in the medial-lateral (CP<sub>ML</sub>) and anterior-posterior (CP<sub>AP</sub>) directions. The CP signal was collected through a dedicated program (Balance Clinic, AMTI, USA) in a single 60s trial with a sampling rate of 50 Hz. The participant stood barefoot over the force platform and was instructed to place their feet on a comfortable configuration, to keep their eyes open, fixed on a target positioned in

front of them, and not to move their arms or head during acquisition; the beginning and end of which were verbally signaled.

### ***Weight-bearing patterns***

The weight-bearing pattern (WB, in percentage of weight loaded over one limb) was computed from the average  $CP_{ML}$  raw coordinates, corrected by the medio-lateral position of the center of the individuals' base-of-support, estimated from participants' feet position drawn on a graph paper placed over the force platform. This corrected  $CP_{ML}$  was applied in the equation adapted from Genthon and coworkers [17]:  $WB (\%) = 0.5 * CP_{ML}$ . Poststroke individuals were subsequently classified as asymmetric ( $WB_{ASY}$ , overload upon limb  $\geq 10\%$ ;  $N=13$ ) or symmetric ( $WB_{SYM}$ , overload upon limb  $< 10\%$ ;  $N=16$ ; [17]).

### ***Postural sway optimization properties***

Based on the assumption that the central nervous system optimally controls the body stability in upright stance through an intermittent control acting mainly on the ankle-hip joints strategies [2,3], we consider the spontaneous displacement of CP vector as the cost-function to be minimized in the optimization process [5]. Three major properties for an optimization process—descending or downhill, stability, and convergence—were then extracted from CP vector coordinates. Briefly, after average removal and 5Hz low-pass filtering (2<sup>nd</sup> order Butterworth direct and reverse) the bidirectional coordinates of CP were converted to radial distances coordinates (Fig. 1; [18]). A direct search method based on a sample-by-sample iterative pattern search for a downhill epoch and valleys in radial distance vector was implemented and the values of a set of properties were computed [5,6]. Table 1 shows the properties computed and its respective interpretations.

### ***Statistical analysis***

As most of the data vector fits to a Gaussian distribution (Shapiro-Wilks's  $P > 0.063$ ) a parametric statistical approach was applied. A one-way ANOVA was used to check for between-groups main effect (control vs  $WB_{SYM}$  vs  $WB_{ASY}$ ). Tukey posttest analysis was performed if significant effect was found. Effect size for ANOVA (eta squared,  $\eta^2$ ) and for Tukey posttest (Cohen's  $d$ ) was also estimated.

For poststroke individuals the Pearson coefficient of correlation was computed, along with its 95% confidence interval (CI), to check for significant associations among BBS and optimization features of postural sway. This analysis was made using pooled data from poststroke individuals ( $N=29$ ), given the influence of the number of data points on the level of significance of the correlation coefficient [19]. Additionally, the effect of risk-of-falls on optimization properties was checked through a Welch  $t$ -test for unequal sample size, comparing poststroke high-risk vs. low-risk groups.

Statistical threshold was set at 5%. Analysis was performed in JASP 0.13.1 environment (The JASP Team 2020, Netherlands). Data were expressed as mean  $\pm$ SD or absolute frequency.

## Results

### ***Sample characteristics***

The sample characteristics were showed in Table 2. No significant differences were found for demographic or anthropometric measures between control and poststroke groups. Also, no significant differences were found for clinical features of the poststroke groups.

### ***Effect of weight-bearing***

Group analyzes are showed in Figure 2. The main results concern DSI measure and gamma ( $|\gamma|$ ) properties, which refers to postural sway variability and the convergence rate toward the minimal value of the signal, respectively.

Although not-significant, DSI showed a moderate effect size in the between-groups comparison ( $F=2.668$ ,  $P=0.081$ ,  $\eta^2=0.115$ ; Fig. 2A). Further analyzes was made using an independent  $t$ -test: a significant, large effect was found for control versus poststroke asymmetric group ( $WB_{ASY}$ ;  $P=0.040$ ,  $d=0.818$ ) but not for control versus the symmetric group ( $WB_{SYM}$ ;  $P=0.104$ ,  $d=0.602$ ), highlighting an increased postural sway variability in those with an asymmetric weight-bearing.

A main effect of group, along with larger effect size, was found for gamma ( $F=3.827$ ,  $P=0.030$ ,  $\eta^2=0.157$ ; Fig. 2C). Posttest analysis revealed a significant difference between control and  $WB_{ASY}$  ( $P=0.042$ ,  $d=0.784$ ), but not between control and  $WB_{SYM}$  ( $P=0.978$ ,  $d=-0.100$ ) nor between poststroke groups ( $P=0.060$ ,  $d=-0.851$ ), although a large effect size was obtained for this last comparison.

No other significant effects were found for the other optimization parameters (all  $P > 0.378$ ).

### ***Risk-of-falls and optimization properties***

As showed in Figure 3, BBS scores showed a significant, moderate, and positive correlation with  $min_L$  [ $r=0,424$  (0.068-0.684),  $P=0.022$ ; Fig. 3A] and  $min_G$  [ $r=0.378$  (0.013-0.659),  $P=0.043$ ; Fig. 3B]. No other significant correlation was found (all  $P < 0.057$ ).

Regarding WB pattern and risk-of-falls, we observed that the risk is almost equally distributed in those from asymmetrical group [high-risk  $N=7$  (54%), low-risk  $N=6$  (46%)], while the majority of poststroke individuals from the symmetric group showed lower risk-level [high-risk  $N=3$  (19%), low-risk  $N=13$  (81%); 2x2 contingency table  $\chi^2=3.910$ ,  $P=0.048$ ].

Finally, high- and low-risk groups were contrasted for differences in optimization properties of postural sway. As showed in Table 3, significant between-groups effect was found for  $min_L$  and  $min_G$ , with a large effect size being observed for  $|\Delta_{GL}|$ , all referring to smaller values of these optimization variables in the high-risk group.

### **Discussion**

In this study, we investigated the optimization properties of postural sway and its relationship with weight-bearing symmetry and the risk-of-falls in poststroke individuals. We observed that there are major differences between healthy and poststroke individuals with asymmetric weight-bearing in some optimization properties. Furthermore, we observed an inverse relationship between the risk-of-falls and local and global optimization properties of postural sway, indicating an interrelation between postural sway optimization and the functional capacity of this population.

There were significant differences in the gamma variable between the control group and those poststroke with asymmetry in WB. As described in Table 2, the gamma variable refers to the maximum rate of convergence expected from the minimization process—that is, the speed at which postural displacement tends to return to the minimum value of the cost function [5]. Although it could be assumed that this increase in gamma reflect the parallel increase in the amplitude and variability of postural sway, this assumption is refuted by the fact that a monotonic increase in DSI

measure were observed from control group to symmetrical and asymmetric poststroke groups (see Figure 2A). Despite this trend toward larger amplitude and velocity in poststroke individuals, changes in gamma variable were attained only for those with WB asymmetry, suggesting an adaptation to a specific weight-bearing pattern, not with the stroke itself.

Changes in optimization processes are usually associated with changes in movement control parameters (e.g., [20]). In the context of this study, we argue that the higher rate of convergence to the minimum value showed in those with asymmetric WB reflects an adaptive response to the increased reliance over non-paretic lower limb. Indeed, postural sway under the non-paretic limb is larger, faster, and more regular than the pattern showed by paretic limb [21]. Additionally, with a higher proportion of body weight distributed over the non-paretic limb, postural sway may resemble the upright stance control in a reduced base-of-support, such as feet together or tandem posture; in such cases, postural control is achieved by large postural sway associated with a greater demand for torque generation at the ankle joint [22,23]. In fact, similar changes in gamma values were found when individuals stand with reduced base-of-support with the closed eyes [5], showing the sensitivity of the gamma to the biomechanical conditions of body posture.

Changes in postural sway related to WB asymmetry in poststroke individuals are well documented. For example, when assessing postural sway in a double force platform, each foot at one platform, Rougier and Pérennou [24] showed that the changes in standing balance observed in individuals with hemiparesis, such as a larger lateral displacement (e.g., [10]), are the result of a greater contribution of the hip and ankle mechanisms in the postural adjustments in this axis when compared with individuals without neurological impairment. An excessive muscular activity of the non-paretic limb is also observed during upright stance [25], probably due the altered muscular architecture of the compromised limb [26]. Our study adds new evidence of changes in the control of upright stance in poststroke individuals, mainly by offering descriptors of a process considered ubiquitous in motor control field, that is optimization processes.

Considering that only one aspect of the postural sway optimization—a dynamic stability descriptor (Table 2)—is significantly changed in poststroke individuals strongly suggest that, despite the several functional limitations of this population [7], the neuromuscular system works in an almost “healthy” manner. The lack of more dramatic

differences in the computed variables could indicate that the system takes advantage of its redundancy to keep the optimization processes stable.

When we investigate the relationship between the optimization properties and the risk-of-falls in the poststroke individuals, regardless of the WB pattern, we found a significant association between BBS scores and the local ( $min_L$ ) and global ( $min_G$ ) minimum descriptors. As shown in Figure 3, those with lower minimization values have a higher risk-of-falls, given the lower BBS scores; these results were reinforced by the comparison of the two poststroke groups distinguished by high- and low-risk-of-falls (Table 3). These findings seem contradictory at first as it might be expected that an optimal process of postural sway minimization was operating in the lower side of risk-of-falls spectrum. However, we argue that postural sway must adapt to a range of conditions, depending on the interaction between individual functional state, the environment, and the task to be completed [27], so that eventual deviations of the rule “large minimization-better stability” could be expected.

Additionally, it could also be suggested that high risk-of-falls *induces* the changes in local and global optimization descriptors, through changes in the cognitive-motor network. There are significant interrelations between cognitive and balance disabilities in poststroke individual, which consequent increases in their risk-of-falls [28]. Regarding optimal descriptor of postural sway, we know that smaller  $min_L$  and  $min_G$  were found during the performance of a dual task, in which the participants should counting out loud backward in steps of 7 while keeping a stable stance (c.f., Table 2 in [5]). Based on this result, together with our findings, it could be hypothesized that the increased demand in cognitive-motor network of poststroke individuals with higher risk-of-falls is one of the underlying mechanisms of changes in local and global optimization processes. Nonetheless, this result is another illustration of the capacity of the balance control systems to adapt to the demands—in this case, disabilities—of the individual [27]. It follows that, in the poststroke population, changes in specific descriptors of optimization properties of postural sway reflects the capacity of the system to bypass cognitive, sensorimotor, and mechanical constraints, allowing the person to sustain an upright stance.

### **Study limitations**

A major limitation of the present study is the assessment of postural sway in a single quiet stance condition. The use of a range of tasks with different stabilization demands could offer more possibilities of assessment and elucidation of anticipatory and/or reactive processes underlying the postural control (e.g., [27]). Nevertheless, even the process of maintaining the upright stance posture has already provided us with a glimpse about the relationship of optimization process, WB asymmetries and risk-of-falls in poststroke individuals. Further studies may apply diverse tasks and conditions in this population, mimicking those activities of daily living, for example.

### **Conclusion**

The dynamic stability aspect of the optimization properties of postural sway are altered in poststroke individuals who showed an asymmetry weight-bearing and higher-risk-of-falls. The lack of changes in other properties of optimization (descending and convergence) suggests that central nervous system can circumvent the sensorimotor, mechanical, and cognitive constraints imposed after stroke to control their postural balance. Whether such optimization properties are sensitive to therapeutic interventions in this population is a question for future studies.

### **Conflict of interest statement**

The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

## References

- [1] M.L. Latash, V.M. Zatsiorsky. *Biomechanics and motor control: defining central concepts*, London, Academic Press, 2016.
- [2] 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), pp. 3590-3597. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.06.003.
- [3] 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), pp. 55-79. doi:10.1016/j.jtbi.2012.06.019.
- [4] M.L. Latash. *Fundamentals of motor control*, London, Academic Press, 2012.
- [5] C. Porto, T. Lemos, A.S. Ferreira. Analysis of the postural stabilization in the upright stance using optimization properties. *Biomed. Signal Process. Control*, 52 (2019), pp. 171-178. doi:10.1016/j.bspc.2019.04.009.
- [6] C. Porto, T. Lemos, A.S. Ferreira. Reliability and robustness of optimization properties for stabilization of the upright stance as determined using posturography. *J. Biomech.*, 103 (2020), p. 109686. doi:10.1016/j.jbiomech.2020.109686.
- [7] S. Tassel-Ponche, A.P. Yelnik, I.V. Bonan. Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Neurophysiol. Clin.*, 45 (2015), pp. 327-333. doi:10.1016/j.neucli.2015.09.003.
- [8] A. Mansfield, E.L. Inness, W.E. McIlroy. Stroke, in: B.L. Day and S.R. Lord (Eds.), *Handbook of Clinical Neurology*, vol. 159: Balance, Gait, and Falls. Amsterdam, Elsevier, 2018.
- [9] D.S. Marigold, J.J. Eng. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait Posture*, 23 (2006), pp. 249-255. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.03.001.
- [10] A. Mansfield, C.J. Dannels, J.L. Zettel, S.E. Black, W.E. McIlroy. Determinants and consequences for standing balance of spontaneous weight-bearing on the paretic side among individuals with chronic stroke. *Gait Posture* 38 (2013), pp. 428-432. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.01.005.
- [11] A.J. Campbell, M.J. Borrie, G.F. Spears. Risk factor for fall in a community-based prospective study of people 70 years and older. *J. Gerontol. Med. Sci.*, 44 (1989), pp. M112-M117. doi:10.1093/geronj/44.4.m112.

- [12] C.M. Sackley. Falls, sway, and symmetry of weight-bearing after stroke. *Int. Disabil. Studies*, 13 (1991), pp. 1-4. doi: 10.3109/03790799109166267.
- [13] P.H. Bertolucci, S.M. Brucki, S.R. Campacci, Y. Juliano. The Min Mental State Examination in an outpatient population: influence of literacy. *Arq. Neuropsiquiatr.*, 52 (1994), pp. 1-7.
- [14] K.O. Berg, S.L. Wood-Dauphinee, J.I. Williams, B. Maki. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Can. J. Public Health.*, 83 (1992), pp. S7-S11.
- [15] S.T. Miyamoto, I. Lombardi Jr., K.O. Berg, L.R. Ramos, J. Natour. Brazilian version of the Berg balance scale. *Braz. J. Med. Biol. Res.* 37 (2004), pp. 1411-1421. doi:10.1590/s0100-879x2004000900017.
- [16] K. Berg, S. Wood-Dauphinee, J.I. Williams. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand. J. Rehabil. Med.*, 27 (1995), pp. 27-36.
- [17] N. Genthon, A-S. Gissot, J. Froger, P. Rougier, D. Pérennou. Posturography in patients with stroke: estimating the percentage of body weight on each foot from a single force platform. *Stroke*, 39 (2008), pp; 489-491. doi:10.1161/STROKEAHA.107.493478.
- [18] T.E. Prieto, J.B. Myklebust, R.G. Hoffmann, E.G. Lovett, B.M. Myklebust. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 43 (1996), pp. 956-966. doi:10.1109/10.532130.
- [19] D.A. Winter. *Biomechanics and motor control of human movement*, 4<sup>th</sup> ed., New Jersey, John Wiley & Sons, 2009.
- [20] E. Todorov. Optimality principles in sensorimotor control. *Nat. Neurosci.*, 7 (2004), pp. 907-915. doi:10.1038/nn1309.
- [21] M. Roerdink, A.C.H. Geurts, M. de Haart, P.J. Beek. On the relative contribution of the paretic leg to the control of posture after stroke. *Neurorehabil. Neural Repair*, 23 (2008), pp. 267–274. doi:10.1177/1545968308323928.
- [22] S. Sozzi, J.-L. Honeine, M.-C. Do, M. Schieppati. Leg muscle activity during tandem stance and the control of body balance in the frontal plane. *Clin. Neurophysiol.*, 124 (2013), pp. 1175–1186. doi:10.1016/j.clinph.2012.12.001.
- [23] T. Lemos, L.A., Imbiriba, C.D. Vargas, T.M. Vieira. Modulation of tibialis anterior muscle activity changes with upright stance width. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 25 (2015), pp. 168-174. doi:10.1016/j.jelekin.2014.07.009.

- [24] P.R. Rougier, D. Pérennou. Upright standing after stroke: how loading-unloading mechanism participates to the postural stabilization. *Hum. Mov. Sci.*, 64 (2019), pp. 47-54. doi:10.1016/j.humov.2019.01.004.
- [25] Y. Kiyota, K. Hase, H. Nagashima, T. Obara, M. Liu. Adaptation process for standing postural control in individuals with hemiparesis. *Disabil. Rehabil.*, 33 (2011), pp. 2567-2573. doi:10.3109/09638288.2011.579226.
- [26] T.M. Vieira, T. Lemos, L.A.S. Oliveira, C.H.R. Horsczaruk, G.R. Freitas, F. Tovar-Moll, E.C. Rodrigues. Postural muscle unit plasticity in stroke survivors: altered distribution of gastrocnemius' action potentials. *Front. Neurol.*, 10(2019), p. 686. doi:10.3389/fneur.2019.00686.
- [27] J.M. Haddad, S. Rietdyk, L.J. Claxton, J.E. Huber. Task-dependent postural control throughout the lifespan. *Exerc. Sports Sci. Rev.*, 41 (2013), pp. 123-132. doi: 10.1097/JES.0b013e3182877cc8.
- [28] H.-X. Yu, Z.-X. Wang, C.-B. Liu, P. Dai, Y. Lan, G.-Q. Xu. Effect of cognitive function on balance and posture control after stroke. *Neural Plast.*, 2021 (2021), p. 6636999. doi:10.1155/2021/6636999.

**Table 1**

<b>Table 1.</b> Short description of variables derived from the optimization model approach to postural sway. Adapted from Porto et al. (2019)			
Performance	Variable	Description	Postural stability feature represented
General	tau ( $\tau$ )	Downhill property as percentage time in which cost-function is decreasing	Dynamic stability
	gamma $ \gamma $	Expected (mean) maximal convergence rate of minimization process	Dynamic stability
Local	$min_N$	Occurrence of valleys in cost-function	Steadiness
	$min_L$	Expected (mean) value of valleys in the cost-function	Steadiness
	$min_{SD}$	Dispersion of the valleys in the cost-function	Steadiness
Global	$min_G$	Lowest valley in the cost-function	Target position for stability (attractor)
	$ \Delta_{GL} $	Absolute distance between expected local and global minimum values	Error between current position and attractor

**Table 2**

**Table 2.** Demographic anthropometric and clinical characteristics of the sample, with poststroke individuals classified according to their WB pattern.

	Control (N=13)	WB <sub>SYM</sub> (N=16)	WB <sub>ASY</sub> (N=13)	P-value*
Age (years)	58±6	57±16	59±11	0.891
Height (m)	1.64±0.11	1.60±0.09	1.65±0.10	0.363
Weight (kg)	75.7±14.0	71.4±10.5	75.5±24.7	0.736
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	28.0±3.5	28.0±5.2	27.3±8.2	0.956
Gender (F/M)	8/7	8/8	6/7	0.931
Time of stroke (years)	NA	5±7	4±2	0.670
Stroke type (I/H)**	NA	13/3	11/1	0.391
Stroke hemisphere (L/R)	NA	6/10	5/8	0.958
BBS (scores)	NA	48±8	47±5	0.547

Data were showed as mean±SD or absolute frequency. \*ANOVAs or independent *t*-test for continuous data; chi-squared test for categorical data. \*\*Data of one poststroke participant was not available. F/M, female / male. I/H, ischemic / hemorrhagic. L/R, left / right. NA, not applicable.

**Table 3****Table 3.** Comparison of optimization properties between high- ( $N=10$ ) and low-risk ( $N=19$ ) groups.

<i>Properties</i>	High-risk	Low-risk	<i>P</i> -value	Cohen's <i>d</i>
$\tau$	48.445 $\pm$ 2.565	49.844 $\pm$ 3.095	0.208	-0.492
$ \gamma $	0.043 $\pm$ 0.016	0.038 $\pm$ 0.016	0.477	0.285
$min_N$	43.800 $\pm$ 10.602	38.7 $\pm$ 15.1	0.304	0.388
$min_L$	1.788 $\pm$ 0.608	2.365 $\pm$ 0.741	0.035	-0.851
$min_{SD}$	1.348 $\pm$ 0.483	1.411 $\pm$ 0.389	0.729	-0.143
$min_G$	0.087 $\pm$ 0.091	0.205 $\pm$ 0.207	0.043	-0.736
$ \Delta_{GL} $	1.703 $\pm$ 0.566	2.158 $\pm$ 0.705	0.072	-0.712

Data expressed as mean  $\pm$ SD

### Figure captions

**Fig. 1.** From bottom to top: bidirectional center-of-pressure coordinates (20s period); corresponding radial distances vector; optimization procedure over a small section of radial distances (3s period, corresponding to the gray box). In the top panel the downhill periods of postural sway were highlighted as thick black line, along with the points from which gamma ( $\gamma$ ) and local ( $min_L$ , black circles) and global ( $min_G$ , black triangle) minimum values were computed. Note that  $min_G$  refers to minimum value for this specific time window.

**Fig. 2.** Postural sway variability (A) and optimization properties (B-H) for control (white bars) and poststroke groups (WB symmetrical, light gray bars; WB asymmetrical, dark gray bars). ANOVAs' results are showed when moderate effect size (A) or significant P-value (C) were found. Traced line refers to significant posttest result. See text for further details. Data expressed as mean  $\pm$ SD.

**Fig. 3.** Association between BBS scores (ordinate) and optimization features of postural sway (abscissa). Data from poststroke symmetrical (white triangles) and asymmetrical (gray circles) WB groups were separately showed, although the analysis were run with pooled data ( $N=29$ ). Traced lines refer to the linear regression line. Results from Pearson correlation analysis are showed as inset.

Figure 1

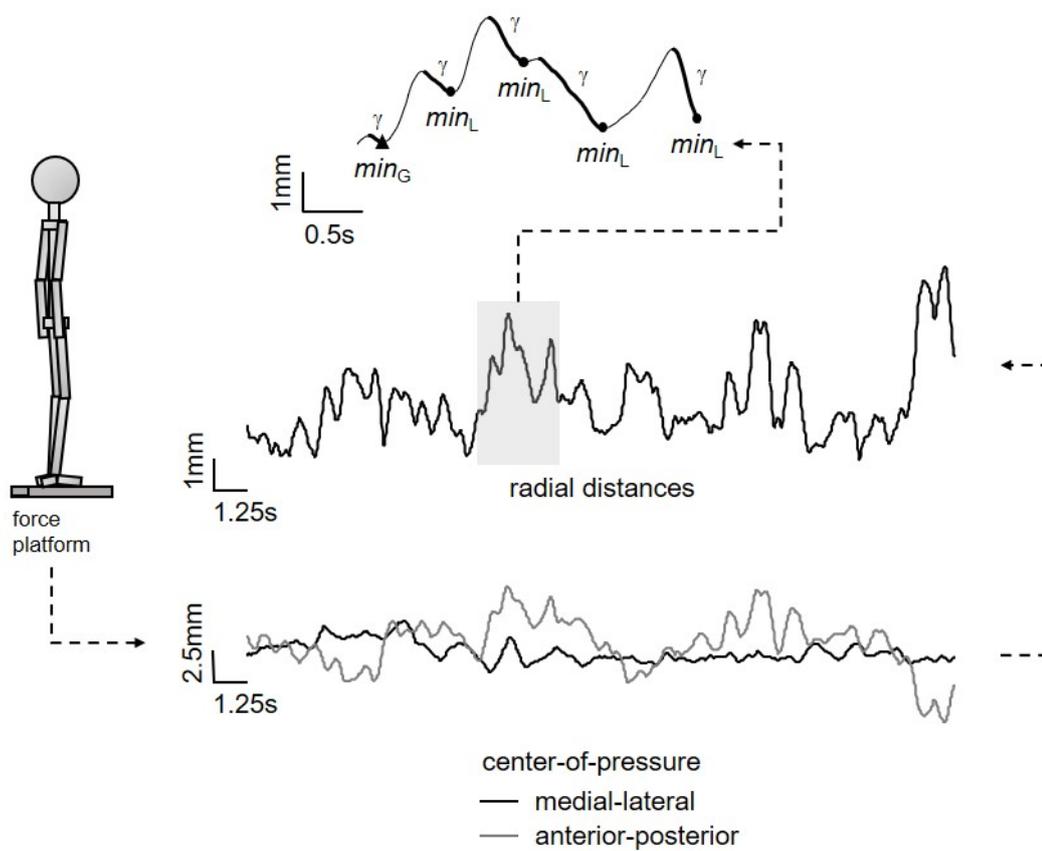


Figure 2

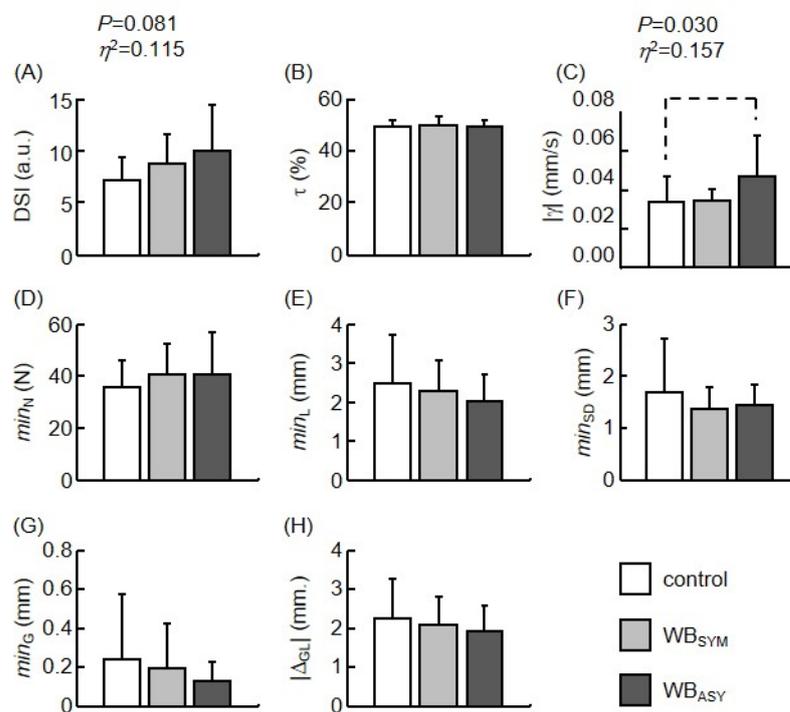
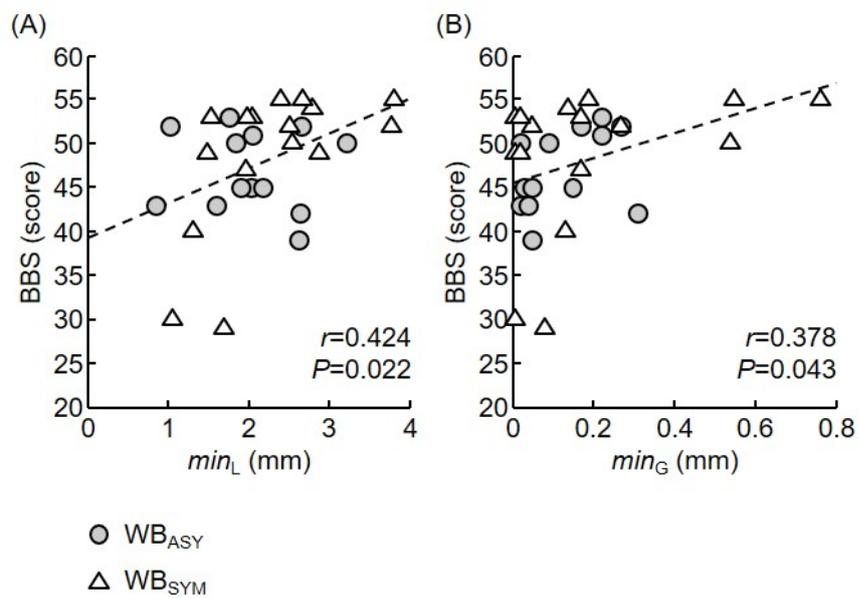


Figure 3



#### **CAPÍTULO 4. CONCLUSÃO**

As propriedades de otimização do deslocamento postural se encontram alterados em pessoas pós-AVC que apresentam assimetria na distribuição do peso corporal, quando comparados a pessoas sem AVC ou àqueles com AVC, mas sem assimetria. Além disso, tais propriedades de otimização são inversamente proporcionais ao risco de queda na população pós-AVC. Se tais propriedades são sensíveis a intervenções terapêuticas é uma questão para estudos futuros.

## REFERÊNCIAS

Berg, K. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. **Physiotherapy Canada**, 1989, 41:304–311. [doi:10.3138/ptc.41.6.304](https://doi.org/10.3138/ptc.41.6.304).

Beyaert, C., Vasa, R., Frykberg, G. E. Gait post-stroke: pathophysiology and rehabilitation strategies. **Clinical Neurophysiology**, 2015 45(4-5): 335–355. [doi:10.1016/j.neucli.2015.09.005](https://doi.org/10.1016/j.neucli.2015.09.005).

Bottasso, C.L., Prilutsky, B.I., 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**, 2006, 16:123-154. [doi:10.1007/s11044-006-9019-1](https://doi.org/10.1007/s11044-006-9019-1).

Boursin, P., Paternotte, S., Dercy, B., Sabben, C., Maier, B.I. Semantics, Epidemiology and Semiology of Stroke. **Soins**, 2018, 63 (828): 24-27. [doi: 10.1016 / j.soin.2018.06.008](https://doi.org/10.1016/j.soin.2018.06.008).

Caldwell, G. Forces and their measurement. **Organizational Research Methods**, 2004, 73–102.

Chen, L., Lo, W. L. A., Mao, Y. R., Ding, M. H., Lin, Q., Li, H., Huang, D. F. Effect of Virtual Reality on Postural and Balance Control in Patients with Stroke: A Systematic Literature Review. **BioMed Research International**, 2016, 1–8. [doi:10.1155/2016/7309272](https://doi.org/10.1155/2016/7309272).

Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., Peterka, R. Jeka, J. A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. **Neuroscience Letters**, 2005; 377:75-80.

Defebvre, L. & Krystkowiak, P. Movement disorders and stroke. **Revue Neurologique**, 2016, 172(8-9): 483–487. [doi:10.1016/j.neurol.2016.07.006](https://doi.org/10.1016/j.neurol.2016.07.006).

Duarte, M., Freitas, S.M. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, 2010, 14:183–192. <https://doi.org/S1413-35552010000300003> [pii].

Edouard, P., Gasq, D., Calmels, P., Degache, F. Sensorimotor control deficiency in recurrent anterior shoulder instability assessed with a stabilometric force platform. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, 2014, 23(3): 355-60. [doi:10.1016/j.jse.2013.06.005](https://doi.org/10.1016/j.jse.2013.06.005). Epub 2013 Sep 3.

Genthon, N., Gissot, A.S., Froger, J., Rougier, P., Pérennoud, D. Posturography in patients with stroke: estimating the percentage of body weight on each foot from a single force platform. **Journal of Stroke**, 2008, 39: 489-491. [doi:10.1161/STROKEAHA.107.493478](https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.107.493478).

Guzik, A. & Bushnell, C. Stroke Epidemiology and Risk Factor Management. **CONTINUUM: Lifelong Learning in Neurology**, 2017, 23(1): 15–39. [doi:10.1212/con.0000000000000416](https://doi.org/10.1212/con.0000000000000416).

Henry, M., & Baudry, S. Age-related changes in leg proprioception: implications of postural control. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 2019, 2 (122): 525-538. [doi:10.1152/jn.00067.2019](https://doi.org/10.1152/jn.00067.2019). Epub 2019, 5 de junho. PMID: 31166819

Hugues, E., Marco, J., Janiaud, P., Xue, Y., Pires, J., Khademi, H. et al. Efficiency of physical therapy on postural imbalance after stroke: study protocol for a systematic review and meta-analysis. **BMJ Open**, 2017, 7 (1). PMID:28137928 PMCID:PMC5293873. [doi:10.1136/bmjopen-2016-013348](https://doi.org/10.1136/bmjopen-2016-013348).

Kang, N, Lee, R., Lee, J.H., Hwang, M.N. Functional Balance and Postural Control Improvements in Patients With Stroke After Noninvasive Brain Stimulation: A Meta-analysis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 2020, 101(1):141-153. PMID:31568760. [doi:10.1016/j.apmr.2019.09.003](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2019.09.003).

Koh, S.; Park, H. Neurogenesis in Stroke Recovery. **Translational Stroke Research**, 2016, 8(1): 3–13. [doi:10.1007/s12975-016-0460-z](https://doi.org/10.1007/s12975-016-0460-z).

Kolda, T.G., Lewis, R., Torczon, V., Optimization by direct search: new perspectives on some classical and modern methods. **SIAM Review**, 2003, 45 (3), 385–482. <https://doi.org/10.1137/S003614450242889>.

Lewis, R.M., Torczon, V., Trosset, M.W., Direct search methods: then and now. **Journal of Computational and Applied Mathematics**, 2000 124:191–207. [https://doi.org/10.1016/S0377-0427\(00\)00423-4](https://doi.org/10.1016/S0377-0427(00)00423-4).

Maurer, C., Peterka, R.J. A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. **Journal of Neurophysiology**, 2005, 93,189-200. doi: 10.1152/jn.00221.2004. Epub 2004 Aug 25.PMID: 15331614 .

Miyamoto, S. T., Lombardi Junior, I., Berg, K. O., Ramos, L. R., & Natour, J. Brazilian version of the Berg balance scale. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, 2004, 37(9): 1411–1421. [doi:10.1590/s0100-879x2004000900017](https://doi.org/10.1590/s0100-879x2004000900017) .

Myers, J.B., Lephart, S.M. The Role of the Sensorimotor System in the Athletic Shoulder. **Journal of Athletic Training**, 2000. 35(3):351-363.

Nichols,D.S. Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. **Physical Therapy**, 1997, 77 :553–558, <http://dx.doi.org/10.1093/ptj/77.5.553>.

Portnoy, S.,Reif, S., Mendelboim, T., Rand, D. Postural control of individuals with chronic stroke compared to healthy participants: Timed-Up-and-Go, Functional Reach Test and center of pressure movement. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, 2017,53 (5): 685-693. [doi:10.23736 / S1973-9087.17.04522-1](https://doi.org/10.23736 / S1973-9087.17.04522-1) Epub 2017, 8 de fevereiro.PMID:28178773.

Porto, C., Lemos, T. & Sá Ferreira, A. Reliability and Robustness of Optimization Properties for Stabilization of the Upright Stance as Determined using Posturography. **Journal of Biomechanics**, 2020, 103.109686. [doi:10.1016/j.jbiomech.2020.109686](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109686) .

Porto, C., Lemos, T., Ferreira, A.S. Analysis of the postural stabilization in the upright stance using optimization properties. **Biomedical Signal Processing and Control**, 2019, 52:171-178. [doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.109686](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109686).

Qu, X., Nussbaum, M.A., Madigan, M.L. A balance control model of quiet upright stance based on an optimal control strategy. **Journal of Biomechanics**, 2007; 40:3590-3597.

Roelofs, J. M. B., van Heugten, K., de Kam, D., Weerdesteyn, V., & Geurts, A. C. H. Relationships Between Affected-Leg Motor Impairment, Postural Asymmetry, and Impaired Body Sway Control After Unilateral Supratentorial Stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, 2018 32(11): 953–960. [doi:10.1177/1545968318804405](https://doi.org/10.1177/1545968318804405).

Russo, M. M., Lemos, T., Imbiriba, L. A., Ribeiro, N. L., Vargas, C. D. Beyond deficit or compensation: new insights on postural control after long-term total visual loss. **Experimental Brain Research**, 2016 235(2):437–446. [doi:10.1007/s00221-016-4799-x](https://doi.org/10.1007/s00221-016-4799-x) pub 2016 Oct 21.

Sarikaya, H., Ferro, J., Arnold, M. Stroke Prevention - Medical and Lifestyle Measures. **European Neurology**, 2015, 73(3-4): 150–157. [doi:10.1159/000367652](https://doi.org/10.1159/000367652).

Sorrentino, G., Sale, P., Solaro, C., Rabini, A., Cerri, C. G., Ferriero, G. Clinical measurement tools to assess trunk performance after stroke: a systematic review. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, 2018, 54(5). [doi:10.23736/s1973-9087.18.05178-x](https://doi.org/10.23736/s1973-9087.18.05178-x).

Steffen, T. M., Hacker, T. A., Mollinger, L. Age- and Gender-Related Test Performance in Community-Dwelling Elderly People: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and Gait Speeds. **Physical Therapy**, 2002 82(2):128–137. [doi:10.1093/ptj/82.2.128](https://doi.org/10.1093/ptj/82.2.128).

Suzuki, Y., Nomura, T., Casadio, M., Morasso, P. Intermittent control with ankle, hip, and mixed strategies during quiet standing: a theoretical proposal based on a double inverted pendulum model. **Journal of Theoretical Biology**, 2012, 310: 55–79, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jtbi.2012.06.019>.

Tassel- Ponche, S., Yelnik, A.P., Bonan, V. Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. **Neurophysiologie Clinique**, 2015, 45(4-5):327-333. [doi: 10.1016/j.neucli.2015.09.003](https://doi.org/10.1016/j.neucli.2015.09.003).

Winter, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 4<sup>th</sup> ed. New Jersey, John Willey & Sons, 2009.

## ANEXO 1. PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Abordagens Fisioterapêuticas na reabilitação de indivíduos após Acidente Vascular Cerebral

**Pesquisador:** Erika de Carvalho Rodrigues

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 39804614.6.0000.5235

**Instituição Proponente:** SOCIEDADE UNIFICADA DE ENSINO AUGUSTO MOTTA

**Patrocinador Principal:** SOCIEDADE UNIFICADA DE ENSINO AUGUSTO MOTTA

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 1.026.553

**Data da Relatoria:** 07/04/2015

#### Apresentação do Projeto:

O projeto intitulado “Abordagens Fisioterapêuticas na reabilitação de indivíduos após Acidente Vascular Cerebral” foi submetido à apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa com a folha de rosto devidamente preenchida e identificação dos pesquisadores responsáveis. Trata-se de um projeto com subdivisão em dois estudos, sendo um observacional e o outro um ensaio clínico randomizado, controlado e duplo cego. Os participantes do estudo serão hemiparéticos, em decorrência de acidente vascular cerebral.

#### Objetivo da Pesquisa:

Os objetivos dos estudos são: a) estudo observacional - Investigar as características dinâmicas da oscilação postural em hemiparéticos durante tarefas de deslocamento de peso com feedback visual e avaliar a eficácia de um protocolo de exercícios na restauração da simetria da distribuição de peso entre os membros inferiores de hemiparéticos crônicos; b) ensaio clínico randomizado, controlado e duplo cego - Investigar se a fisioterapia convencional combinada à utilização de ETCC bi hemisférica será eficaz em recuperar a funcionalidade do membro superior e modificar a qualidade de vida de indivíduos hemiparéticos crônicos pós-acidente vascular cerebral. Os objetivos gerais dos estudos estão claros e coerentes.

**Endereço:** Av. Paris, 304 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@unisiam.edu.br



Continuação do Parecer: 1.026.553

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Os riscos e benefícios foram adequadamente descritos no corpo do projeto e incluídos no TCLE, conforme solicitado.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Os critérios exigidos para a avaliação do projeto foram parcialmente atendidos. Apresentar a carta de anuência do Instituto de Neurologia Deolindo Couto (INDC).

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Apresentar a carta de anuência do Instituto de Neurologia Deolindo Couto (INDC).

**Recomendações:**

Solicita-se revisão das sugestões propostas pelo CEP para nova apreciação.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Solicita-se revisão das sugestões propostas pelo CEP para nova apreciação. O detalhamento da revisão se encontra no parecer gerado no seu ambiente da Plataforma Brasil.

**Situação do Parecer:**

Pendente

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Solicita-se revisão das sugestões propostas pelo CEP para nova apreciação. O detalhamento da revisão de seu projeto encontra-se no parecer consubstanciado gerado no seu ambiente da Plataforma Brasil.

RIO DE JANEIRO, 16 de Abril de 2015

---

**Assinado por:**  
**SUSANA ORTIZ COSTA**  
 (Coordenador)

**Endereço:** Av. Paris, 304 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@unisam.edu.br

## ANEXO 2. ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG – VERSÃO BRASILEIRA

Nome \_\_\_\_\_ Data \_\_\_\_\_  
 Local \_\_\_\_\_ Avaliador \_\_\_\_\_

### Descrição do item ESCORE (0-4)

- 1 . Posição sentada para posição em pé \_\_\_\_\_
  - 2 . Permanecer em pé sem apoio \_\_\_\_\_
  - 3 . Permanecer sentado sem apoio \_\_\_\_\_
  - 4 . Posição em pé para posição sentada \_\_\_\_\_
  - 5 . Transferências \_\_\_\_\_
  - 6 . Permanecer em pé com os olhos fechados \_\_\_\_\_
  - 7 . Permanecer em pé com os pés juntos \_\_\_\_\_
  - 8 . Alcançar a frente com os braços estendidos \_\_\_\_\_
  - 9 . Pegar um objeto do chão \_\_\_\_\_
  10. Virar-se para olhar para trás \_\_\_\_\_
  11. Girar 360 graus \_\_\_\_\_
  12. Posicionar os pés alternadamente no degrau \_\_\_\_\_
  13. Permanecer em pé com um pé à frente \_\_\_\_\_
  14. Permanecer em pé sobre um pé \_\_\_\_\_
- Total \_\_\_\_\_

### Instruções gerais

Por favor, demonstrar cada tarefa e/ou dar as instruções como estão descritas. Ao pontuar, registrar a categoria de resposta mais baixa, que se aplica a cada item. Na maioria dos itens, pede-se ao paciente para manter uma determinada posição durante um tempo específico.

Progressivamente mais pontos são deduzidos, se o tempo ou a distância não forem atingidos, se o paciente precisar de supervisão (o examinador necessita ficar bem próximo do paciente) ou fizer uso de apoio externo ou receber ajuda do examinador.

Os pacientes devem entender que eles precisam manter o equilíbrio enquanto realizam as tarefas. As escolhas sobre qual perna ficar em pé ou qual distância

alcançar ficarão a critério do paciente. Um julgamento pobre irá influenciar adversamente o desempenho e o escore do paciente.

Os equipamentos necessários para realizar os testes são um cronômetro ou um relógio com ponteiro de segundos e uma régua ou outro indicador de: 5; 12,5 e 25 cm. As cadeiras utilizadas para o teste devem ter uma altura adequada. Um banquinho ou uma escada (com degraus de altura padrão) podem ser usados para o item 12.

### **1. Posição sentada para posição em pé**

Instruções: Por favor, levante-se. Tente não usar suas mãos para se apoiar.

- 4 capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se independentemente
- 3 capaz de levantar-se independentemente utilizando as mãos
- 2 capaz de levantar-se utilizando as mãos após diversas tentativas
- 1 necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se
- 0 necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se

### **2. Permanecer em pé sem apoio**

Instruções: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar.

- 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos
- 3 capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão
- 2 capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- 1 necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio

Se o paciente for capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, dê o número total de pontos para o item No. 3. Continue com o item No. 4.

### **3. Permanecer sentado sem apoio nas costas, mas com os pés apoiados no chão ou num banquinho**

Instruções: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.

- 4 capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 2 minutos
- 3 capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão
- 2 capaz de permanecer sentado por 30 segundos
- 1 capaz de permanecer sentado por 10 segundos
- 0 incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos

#### **4. Posição em pé para posição sentada**

Instruções: Por favor, sente-se.

- 4 senta-se com segurança com uso mínimo das mãos
- 3 controla a descida utilizando as mãos
- 2 utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida
- 1 senta-se independentemente, mas tem descida sem controle
- 0 necessita de ajuda para sentar-se

#### **5. Transferências**

Instruções: Arrume as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente para a outra para uma transferência em pivô. Peça ao paciente para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço, e vice-versa. Você poderá utilizar duas cadeiras (uma com e outra sem apoio de braço) ou uma cama e uma cadeira.

- 4 capaz de transferir-se com segurança com uso mínimo das mãos
- 3 capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos
- 2 capaz de transferir-se seguindo orientações verbais e/ou supervisão
- 1 necessita de uma pessoa para ajudar
- 0 necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança

#### **6. Permanecer em pé sem apoio com os olhos fechados**

Instruções: Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.

- 4 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com segurança
- 3 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão
- 2 capaz de permanecer em pé por 3 segundos
- 1 incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 segundos, mas mantém-se em pé
- 0 necessita de ajuda para não cair

#### **7. Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos**

Instruções: Junte seus pés e fique em pé sem se apoiar.

- ( ) 4 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança
- ( ) 3 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com supervisão
- ( ) 2 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 30 segundos
- ( ) 1 necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 segundos
- ( ) 0 necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos

### **8. Alcançar a frente com o braço estendido permanecendo em pé**

Instruções: Levante o braço a 90°. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível.

(O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos quando o braço estiver a 90°. Ao serem

esticados para frente, os dedos não devem tocar a régua. A medida a ser registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar quando o paciente se inclina para frente o máximo que ele consegue. Quando possível, peça ao paciente para usar ambos os braços para evitar rotação do tronco).

- ( ) 4 pode avançar à frente mais que 25 cm com segurança
- ( ) 3 pode avançar à frente mais que 12,5 cm com segurança
- ( ) 2 pode avançar à frente mais que 5 cm com segurança
- ( ) 1 pode avançar à frente, mas necessita de supervisão
- ( ) 0 perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo

### **9. Pegar um objeto do chão a partir de uma posição em pé**

Instruções: Pegue o sapato/chinelo que está na frente dos seus pés.

- ( ) 4 capaz de pegar o chinelo com facilidade e segurança
- ( ) 3 capaz de pegar o chinelo, mas necessita de supervisão
- ( ) 2 incapaz de pegá-lo, mas se estica até ficar a 2-5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio independentemente
- ( ) 1 incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando

( ) 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

**10. Virar-se e olhar para trás por cima dos ombros direito e esquerdo enquanto permanece em pé**

Instruções: Vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito.

(O examinador poderá pegar um objeto e posicioná-lo diretamente atrás do paciente para estimular o movimento)

- ( ) 4 olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso
- ( ) 3 olha para trás somente de um lado, o lado contrário demonstra menor distribuição do peso
- ( ) 2 vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio
- ( ) 1 necessita de supervisão para virar
- ( ) 0 necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

**11. Girar 360 graus**

Instruções: Gire-se completamente ao redor de si mesmo. Pausa. Gire-se completamente ao redor de si mesmo em sentido contrário.

- ( ) 4 capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos
- ( ) 3 capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos
- ( ) 2 capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente
- ( ) 1 necessita de supervisão próxima ou orientações verbais
- ( ) 0 necessita de ajuda enquanto gira

**12. Posicionar os pés alternadamente no degrau ou banquinho enquanto permanece em pé sem apoio**

Instruções: Toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes.

- ( ) 4 capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos
- ( ) 3 capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em mais que 20 segundos
- ( ) 2 capaz de completar 4 movimentos sem ajuda

- ( ) 1 capaz de completar mais que 2 movimentos com o mínimo de ajuda
- ( ) 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

### **13. Permanecer em pé sem apoio com um pé à frente**

Instruções: (demonstre para o paciente) Coloque um pé diretamente à frente do outro na mesma linha; se você achar que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro pé e levemente para o lado.

- ( ) 4 capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- ( ) 3 capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- ( ) 2 capaz de dar um pequeno passo, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- ( ) 1 necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos
- ( ) 0 perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé

### **14. Permanecer em pé sobre uma perna**

Instruções: Fique em pé sobre uma perna o máximo que você puder sem se segurar.

- ( ) 4 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 10 segundos
- ( ) 3 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5-10 segundos
- ( ) 2 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 3 segundos
- ( ) 1 tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé independentemente
- ( ) 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

( ) Escore total (Máximo = 56)

MIYAMOTO, S.T. et al. Brazilian version of the Berg balance scale. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**. v.37, n.19, p.1411-1414, 2004. DOI: 10.1590 / s0100-879x2004000900017.

## ANEXO 3. FOLHA DE SUBMISSÃO DA REVISTA GAIT & POSTURE

### Gait & Posture

#### Poststroke consequences upon optimization properties of postural sway during upright stance: a cross-sectional study

--Manuscript Draft--

<b>Manuscript Number:</b>	
<b>Article Type:</b>	Full Length Article
<b>Keywords:</b>	stroke, postural balance, biomedical technological assessment.
<b>Corresponding Author:</b>	Thiago Lemos UNISUAM: Centro Universitario Augusto Motta Rio de Janeiro, RJ BRAZIL
<b>First Author:</b>	Flávia A.F. Oliveira
<b>Order of Authors:</b>	Flávia A.F. Oliveira Camilla P. Martins Laura A.S. de Oliveira Erika C. Rodrigues Arthur S. Ferreira Thiago Lemos
<b>Abstract:</b>	Background: Optimal control theories presumes that some cost-function is minimized for upright stance control, but whether stroke affects the optimization properties of postural sway remains unclear. Research question: To investigate the optimization properties of postural sway during upright stand in poststroke individuals. Methods: Twenty-nine individuals (aged 34-86 years) and 15 healthy counterparts (controls; 48-70 years) participated in this study. Poststroke individuals were allocated to an asymmetric (N=13) or symmetric (N=16) weight-bearing (WB) groups depending on their WB pattern (WB>10% over one limb as criteria for asymmetry). They were also assigned to a high- (N=10) or low-risk-of-falls (N=19) groups based on their Berg Balance Scale (BBS) scores ( $\leq 45$ as criteria for higher risk). Participants were asked to stand on a force platform, while feet center-of-pressure were acquired in a single 60-s test. The optimization properties were computed assuming the minimization of postural sway as cost-function. ANOVA was applied for comparison among control and poststroke groups. Pearson's correlation analysis was used to estimate the associations between the BBS and the optimization variables. Welch t-test was used for comparing high- vs. low-risk poststroke groups. Results: The main result was a significant group effect for the convergence rate toward the minimum value of sway (gamma-value; $P=0.030$ , $h^2=0.157$ ), with the asymmetric post-stroke groups showing larger gamma-values ( $P=0.042$ ). Also, high-risk group exhibited smaller values for minimal expected value (local minima) and the lowest value of postural sway coordinates (global minima) compared with low-risk group ( $P<0.043$ ). Indeed, a moderate positive correlation was found for BBS and the local minima ( $r=0.424$ , $P=0.022$ ) and global minima ( $r=0.378$ , $P=0.043$ ). Significance: The optimization properties of postural sway are altered in poststroke individuals depending on their WB pattern of their risk-of-falls. These results highlight the adaptative capacity of the motor systems faced to several constraints induced by stroke.
<b>Suggested Reviewers:</b>	Patrice Rougier patrice.rougier@univ-savoie.fr  Melvyn Roerdink m.roerdink@vu.nl

## **APÊNDICE 1. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

### Projeto de Pesquisa

#### **A contribuição da estimulação transcraniana por corrente direta (tDCS) e de um protocolo de exercícios de transferência de peso na recuperação de indivíduos hemiparéticos pós-acidente vascular cerebral (AVC)**

O(a) Sr(a) está sendo convidado(a) para participar da pesquisa intitulada: “A contribuição da Estimulação Transcraniana por Corrente Direta (tDCS) e de um protocolo de exercícios de transferência de peso na recuperação de indivíduos hemiparéticos pós Acidente Vascular Cerebral (AVC)”. Esse projeto está dividido em duas pesquisas e o presente convite se refere à que investigará a simetria na distribuição de peso entre os membros inferiores de hemiparéticos crônicos.

Os objetivos dessa pesquisa são divididos em duas fases: (1) avaliar o percentual de peso que os indivíduos que sofreram AVC (acidente vascular cerebral ou derrame) descarregam sobre o membro inferior afetado em relação ao não afetado, correlacionando esse percentual com escalas de avaliação de equilíbrio, marcha, função do membro inferior e qualidade de vida; (2) avaliar a eficácia de um protocolo de exercícios específicos para melhorar distribuição de peso entre os membros inferiores de pacientes que tenham sofrido AVC.

O(A) senhor(a) poderá participar das duas fases dessa pesquisa. Na primeira delas, o(a) senhor(a) será avaliado(a) por um fisioterapeuta. Esta avaliação inclui os seguintes testes e entrevistas:

- Velocidade e cadência da marcha: Será feita avaliação da marcha enquanto o paciente anda por 10 metros.
- Estabilidade e postura: Será realizado um teste com um equipamento parecido com uma balança que avalia a oscilação corporal do paciente.
- Equilíbrio: Serão realizados testes com várias tarefas relacionadas ao equilíbrio e a marcha em atividades normais do dia-a-dia para avaliar seu desempenho em tais atividades.
- Perguntas a respeito das possíveis consequências físicas e emocionais causadas pelo AVC.

Os dados dessa primeira fase da pesquisa servirão para estudarmos como o peso é distribuído entre os membros de pacientes que sofreram AVC e como isso

afeta sua vida diária, a marcha e o equilíbrio. Isso é importante para melhorar o conhecimento dos fisioterapeutas sobre as consequências do AVC e ajudar na prescrição dos exercícios mais corretos para ajudar os pacientes a melhorarem.

Se o(a) senhor(a) se encaixar nos critérios de inclusão dessa primeira parte do estudo, será convidado a participar da segunda parte. Entre os critérios de inclusão estão: terem se passado mais de 6 meses desde o AVC, ter entre 30 e 70 anos de idade, ter 52% à 74% de peso corporal suportado pelo membro não afetado, conseguir realizar uma marcha independente com ou sem equipamento auxiliar, conseguir permanecer de pé por 5 minutos sem apoio e sem órtese e ter capacidade de cooperar com o treinamento (ausência de afasia de compreensão).

A segunda parte desta pesquisa se caracteriza por atendimentos gratuitos de fisioterapia que serão realizados 2 vezes por semana, por 10 semanas, totalizando 20 sessões, com duração de aproximadamente 50 minutos cada. Nestas sessões, serão realizados exercícios de fortalecimento muscular e de descarga de peso para o membro mais afetado, em diversas posturas como de pé, deitado, ajoelhado, subindo escadas, etc. Tudo com a intenção de melhorar seu padrão de marcha e sua qualidade de vida. Ao final das 20 sessões, o(a) senhor(a) será avaliado(a) novamente para observar se os exercícios foram eficazes para melhorar a simetria na distribuição do peso corporal entre os membros inferiores.

Os dados dessa segunda fase da pesquisa servirão para avaliar se os exercícios usados foram capazes de melhorar a simetria na distribuição de peso sobre os membros inferiores e se isso melhora o equilíbrio, a marcha e a qualidade de vida dos pacientes, ajudando os fisioterapeutas a poder escolher o melhor tratamento para as sequelas de AVC no membro inferior.

Todos os procedimentos serão realizados por um fisioterapeuta treinado. É importante esclarecer que mesmo com todos os cuidados durante a realização da pesquisa, podem ocorrer quedas, cansaço, resposta anormal da pressão arterial, dificuldade para respirar. Se algum dos sintomas aparecerem, dispomos de profissionais habilitados para intervir nestas situações.

Saiba que em qualquer parte do experimento você terá acesso a experimentadora responsável: Ft. Camilla Polonini Martins (21) 994998370 que pode ser encontrada neste telefone ou no local da pesquisa. Se você tiver alguma dúvida, entre em contato com o comitê de ética e pesquisa (CEP), localizado na Praça da Nações, Bonsucesso – RJ (Prédio da Pós-Graduação), Tel.: (21) 3882-9752.

Eu garanto que os dados colhidos, serão mantidos em sigilo e você terá o direito de conhecer os resultados obtidos na pesquisa, se assim desejar. Informamos que se você aceitar participar da pesquisa, não será compensado financeiramente, nem terá qualquer prejuízo financeiro ou em relação ao tratamento que recebe nesta instituição. Sinta-se inteiramente livre para aceitar ou não participar deste experimento. A qualquer momento você poderá interromper sua participação, ou retirar seu consentimento, se sentir necessidade.

Como experimentadora responsável, comprometo-me a utilizar os dados coletados nesta pesquisa, justificando o destino e a necessidade de utilização. Qualquer dúvida, pergunte à pesquisadora Camilla Polonini Martins.

---

Assinatura da pesquisadora

---

Declaro estar suficientemente informado a respeito deste estudo, cujas informações eu li, ou foram lidas para mim. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos, seus efeitos, seus desconfortos e riscos. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas.

Sendo assim, eu, \_\_\_\_\_

RG \_\_\_\_\_ residente à

Nº \_\_\_\_\_, complemento \_\_\_\_\_, Bairro \_\_\_\_\_, cidade \_\_\_\_\_, estado \_\_\_\_\_, concordo em participar

do projeto de pesquisa: A contribuição da estimulação transcraniana por corrente direta (tDCS) e de um protocolo de exercícios de transferência de peso na recuperação de indivíduos hemiparéticos pós-acidente vascular cerebral (AVC) . Responsável: Ft. Camilla Polonini Martins. Estou ciente que poderei deixar de participar a qualquer momento, sem penalidades ou prejuízo.

---

Assinatura do participante