



CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

Pró-Reitorias de Ensino e de Pesquisa e Extensão
Programa de Pós Graduação em Ciências da Reabilitação – PPGCR
Mestrado em Ciências da Reabilitação

FELLIPE MACHADO PORTELA

TAREFAS POSTURAS E RESTRIÇÕES SOMATOSSENSORIAIS
CAUSAM A ALTERAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO ESPACIAL DA
VELOCIDADE DO CENTRO DE PRESSÃO EM INDIVÍDUOS JOVENS
SAUDÁVEIS

RIO DE JANEIRO

2012

TAREFAS POSTURAS E RESTRIÇÕES SOMATOSSENSORIAIS
CAUSAM A ALTERAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO ESPACIAL DA
VELOCIDADE DO CENTRO DE PRESSÃO EM INDIVÍDUOS JOVENS
SAUDÁVEIS

FELLIPE MACHADO PORTELA

Dissertação de Mestrado 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.

Orientador: Prof. Dr. ARTHUR DE SÁ FERREIRA

RIO DE JANEIRO

2012

Fellipe Machado Portela

TAREFAS POSTURAS E RESTRIÇÕES SOMATOSSENSORIAIS CAUSAM A
ALTERAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO ESPACIAL DA VELOCIDADE DO CENTRO DE
PRESSÃO EM INDIVÍDUOS JOVENS SAUDÁVEIS

Examinada em: 27/11/2012

Banca Examinadora:

Arthur de Sá Ferreira, DSc (Orientador)

Miriam Raquel Meira Mainenti, DSc (UNISUAM)

Erika de Carvalho Rodrigues, DSc (UNISUAM)

Jurandir Nadal, DSc (UFRJ)

**Rio de Janeiro
2012**

Fellipe Machado Portela. **Tarefas posturais e restrições somatossensoriais causam a alteração da distribuição espacial da velocidade do centro de pressão em indivíduos jovens saudáveis.** Dissertação de Mestrado em Ciências da Reabilitação. Rio de Janeiro, 2012.

Resumo

Introdução: Vários estudos investigaram a postura ortostática não-perturbada considerando as teorias de controle postural baseadas na posição ou velocidade do centro de pressão (CoP). A distribuição espacial de regiões de alta velocidade (*high-speed regions*, HSR) no estatocinesiograma e os efeitos da restrição sensorial nessa distribuição são desconhecidos. Os objetivos deste estudo foram: 1) discutir e comparar as duas teorias de controle postural baseadas na posição e na velocidade do CoP, e 2) avaliar os efeitos de tarefas posturais e de restrição somatossensorial na distribuição espacial das HSR utilizando um método proposto para mapeamento cinemático. **Métodos:** Foram revisados os conceitos das teorias e seus pontos favoráveis e desfavoráveis foram analisados no âmbito das ciências da reabilitação. No estudo experimental, treze voluntários saudáveis (8 mulheres, 27 ± 5 anos, $69,3 \pm 8,9$ kg, $1,68 \pm 0,09$ m) realizaram dois blocos de testes na plataforma de força por 60 segundos com tarefas posturais caracterizadas por “pés separados e olhos abertos” e “pés juntos e olhos fechados”, separados por um período de 25 minutos de hipóxia isquêmica para reduzir a informação somatossensorial dos pés e tornozelos. Um método de visualização, localização e quantificação de HSR foi proposto para avaliar a distribuição espacial das HSR. Três variáveis – quantidade de HSR, distâncias média e máxima do centróide das HSR em relação à área do CoP – foram quantificadas a partir do estatocinematograma. Análise de variância repetida com dois fatores foi realizado para testar a hipótese nula, sem nenhum efeito principal ou interação relacionados à “tarefa postural” e “restrição somatossensorial”. **Resultados:** Um aumento significativo ($P=0,002$) na quantidade de HSR foi observado entre as tarefas posturais e as condições somatossensoriais. A interação significativa entre tarefa postural e restrição somatossensorial foi observada para distância média [Wilks' Lambda = 0,708; $F(1,12)=4,961$; $P=0,046$; $\eta^2=0,292$]. A localização de uma única HSR na região central do estatocinematograma foi observada durante as tarefas posturais com informação sensorial completa. O aumento na quantidade de HSR foi atribuído à dificuldade da tarefa postural e à restrição somatossensorial. A análise de variância revelou efeitos significativos ($P<0,05$) para a quantidade de HSR e da sua distância média e máxima a partir do centro da área de CoP. A quantidade aumentada de HSR localizadas mais distantes do centro da área do CoP sugerem que o redirecionamento da trajetória do CoP foi necessário para ajustar a posição do CoM sob restrições sensoriais. **Conclusão:** Apesar das teorias serem aparentemente mutuamente exclusivas, ambas se utilizam dos mesmos raciocínios de “cruzamento de limiar”. As respostas posturais geradas a partir das tarefas posturais e com restrição somatossensorial são caracterizadas por diferentes padrões espaciais da velocidade do CoP, especificamente, uma quantidade maior de HSR e maior distância do centro da área do CoP.

Descritores: Plataforma de força; Equilíbrio postural; Cinemática; Estatocinesiograma.

Fellipe Machado Portela. **Postural tasks and somatosensory constraints change the spatial distribution of center-of-pressure speed in young healthy volunteers.** Dissertation for the Master of Science Degree in Rehabilitation. Rio de Janeiro, 2012.

Abstract

Introduction: Several studies investigated the undisturbed upright standing considering postural control theories based on the position or velocity of the center of pressure (CoP). The spatial distribution of high-speed regions (HSR) in the statokinesigram and the effect of somatosensory restriction on this distribution are unknown. The aims of this study were: 1) to discuss and compare two theories of postural control based on CoP position and velocity, and 2) to assess the effects of different postural tasks and somatosensory restriction on the spatial distribution of HSR using a companion method for kinematic mapping. **Methods:** The concepts of both theories were revised along with their favorable and unfavorable evidences in the field of rehabilitation science. In the experimental study, thirteen healthy volunteers (8 women, 27 ± 5 years, 69.3 ± 8.9 kg, 1.68 ± 0.09 m) performed two blocks of tests on force platform for 60 seconds with postural tasks characterized by "feet apart, opened eyes" and "feet together, eyes closed", separated by a 25-minute period of hypoxic ischemic to reduce somatosensory input from feet and ankles. A method for visualization, localization, and quantification of HSR was proposed to assess the spatial distribution of HSR. Three variables – the quantity of HSR, and average and maximal distances from HSR centroids to the center of CoP area – were quantified from the statokinematogram. Two-way repeated analysis of variance was conducted to test the null hypothesis of no main effect or interaction related to “postural task” and “restriction somatosensory” **Results:** A significant increase ($P=0.002$) in HSR was observed between postural tasks and somatosensory condition. A significant interaction between tasks and postural restriction was observed for the average distance [Wilks' Lambda = 0.708, $F(1,12) = 4.961$, $P = 0.046$, $\eta^2 = 0.292$]. The localization of a single HSR in the central region of the statokimatogram was observed during postural tasks with full sensory information. The increase in the quantity of HSR was attributed to the increased task challenge and to somatosensory constraint. Two-way analysis of variance revealed a significant effect ($P<0.05$) to the quantity of HSR regions and their average and maximum distance from the center of the CoP area. The increased quantity of HSR located more distantly from the center of the CoP area suggest that redirecting the CoP trajectory was necessary to adjust the position of the CoM under sensory constraints. **Conclusion:** Despite the apparent mutually exclusion of theories for postural control, both theories is supported by the same reasoning of ‘crossing thresholds’. Postural responses generated from postural tasks and with restriction somatosensory are characterized by different spatial patterns speed CoP specifically, a larger quantity of HSR and larger distance from the center of the CoP.

Keywords: Force platform; Postural balance; Kinematics; Statokinesigram.

Lista de Siglas

AAMV	Média da velocidade máxima absoluta (<i>average absolute maximal velocity</i>)
AP	Anteroposterior
BoS	Base de suporte (<i>base of support</i>)
CoG	Centro de gravidade (<i>center of gravity</i>)
CoM	Centro de massa (<i>center of mass</i>)
CoP	Centro de pressão (<i>center of pressure</i>)
Davg	Distância média do centróide
DFA	Análise de flutuação retificada (<i>detrended fluctuation analysis</i>)
Dmax	Distância máxima do centróide
EMGS	Eletromiograma de superfície
FAEO	Olhos Abertos base aberta (<i>feet apart eyes opened</i>)
FBM	Movimento Browniano fracionado (<i>fractional Brownian motion</i>)
FTEC	Olhos fechados base fechada (<i>feet together eyes closed</i>)
GRF	Força de reação de solo (<i>ground reaction force</i>)
HSR	Área de alta velocidade (<i>high speed region</i>)
ML	Mediolateral
PBT	Teoria baseada na posição (<i>position-based theory</i>)
SDV_x	Desvio-padrão da velocidade no eixo x (<i>standard-deviation</i>)
SDV_y	Desvio-padrão da velocidade no eixo y (<i>standard-deviation</i>)
SD_x	Desvio-padrão no eixo x (<i>standard-deviation</i>)
SD_y	Desvio-padrão no eixo y (<i>standard-deviation</i>)
SKMG	Estatocinematograma (<i>statokinematogram</i>)
SNC	Sistema nervoso central
VAS	Escala verbal analógica (<i>verbal analog scale</i>)
VBT	Teoria baseada na velocidade (<i>velocity-based theory</i>)
VX_{max}	Velocidade máxima no eixo X
VXY_{avg}	Velocidade média no plano XY
VY_{max}	Velocidade máxima no eixo Y
X	Eixo horizontal
Y	Eixo vertical

Sumário

	Pág.
Folha de rosto	ii
Ficha de aprovação	iii
Resumo	iv
Abstract	v
Lista de siglas	vi
Capítulo 1 – Introdução	
1.1 Postura, controle Postural e estabilometria por plataforma de força.....	1
1.2 Justificativa.....	7
1.3 Hipóteses.....	8
1.4 Objetivo geral.....	8
1.5 Objetivos específicos.....	8
1.6 Organização da apresentação da dissertação.....	9
Capítulo 2 – Manuscrito 1 submetido	
Paradigmas do controle postural: Posição ou Velocidade.....	10
Capítulo 3 – Manuscrito2 para submissão	
Postural tasks and somatosensory constraints change the spatial distribution of center-of-pressure speed in young healthy subjects.....	26
Capítulo 4 – Considerações finais	
Referências	55
Apêndice 1 – Carta de aprovação do Comitê de Ética	58
Apêndice 2 – Termo de consentimento livre e esclarecido	59
Apêndice 3 – Carta de submissão para revista Fisioterapia e Pesquisa	60
Apêndice 4 – Modelo de ficha de avaliação	61
Apêndice 5 – Gráficos de velocidade do centro de pressão e estatocinematogramas	62
Apêndice 6 – Postura, fisiologia do controle postural e posturografia	69

Capítulo 1 – Introdução

1.1 Postura, Controle Postural e Estabilometria por Plataforma de Força

O termo postura deriva da palavra italiana *positura*, o qual significa “posição, atitude ou hábito postural” (TRIBASTONE, 2001). Postura pode ser definida como a orientação de qualquer segmento corporal em relação ao vetor gravitacional (WINTER, 1995). A postura anatômica ereta é comumente descrita da seguinte maneira: posição bípede ou postura ortostática, com os pés unidos e apontados para frente, membros superiores estendidos com a palma da mão voltada para frente, face voltada para frente com o olhar para o horizonte (DANGELO & FATTINI 2002). Do ponto de vista cinesiológico, a postura adequada pode ser definida como um estado de equilíbrio musculoesquelético que protege as estruturas de sustentação do corpo, não apenas no repouso, mas também em atividades dinâmicas, facilitando o equilíbrio estático e proporcionando a flexibilidade e/ou mobilidade articular, prevenindo lesões ou deformidades progressivas (MAGEE, 2002; BANDY, 2003; KISNER e COLBY, 2005; SILVA, 2006; HALL & BRODY, 2007). A posição ereta dos humanos é uma atividade voluntária controlada pelo sistema nervoso central (SNC). Em posição ortostática, o corpo balança constantemente e a manutenção da estabilidade postural é possível devido a uma combinação de reflexos de endireitamento, reações de proteção e movimentos voluntários (BRICOT, 2004). Por causa da capacidade de adaptação do SNC, a perda de uma função pode não ser percebida até que uma dada doença altere a compensação do sistema. Por exemplo, pacientes com distúrbios vestibulares têm excesso de dependência da visão, por isso quando eles fecham os olhos ou estão em um lugar muito escuro se tornam mais instáveis (REDFERN et al., 2001).

Equilíbrio é um termo genérico que descreve a dinâmica do centro de massa (CoM) do corpo para prevenir quedas. O equilíbrio está relacionado com as forças de inércia que atuam sobre o corpo e as características da inércia dos segmentos corporais (WINTER, 1995; PAI & PATTON, 1997, JURAS et al., 2008). O sistema de controle postural é extremamente complexo e intervém de forma permanente nos movimentos mais comuns do corpo e principalmente na postura ortostática, pois ele o prepara, contribui para o seu início, guia-o, reforça-o e serve de apoio. São as fibras vermelhas – tônicas ou tônico-fásicas – que são os elementos motores deste sistema, mas este sistema também auxilia no trabalho das fibras fásicas durante o esforço (GUYTON & HALL, 2002; MACHADO, 2003; BRICOT, 2004). Três sistemas estão envolvidos no controle do equilíbrio postural: visual, vestibular e

somatossensorial (GUYTON & HALL, 2002). Cada sistema contribui com informações de diferentes modalidades sensoriais.

O sistema visual é um dos principais contribuintes para o equilíbrio e fornece informações sobre atos motores que deve-se realizar para algumas tarefas. A visão é o sistema envolvido no planejamento da locomoção, evitando obstáculos, fornecendo informações sobre o meio ambiente como a localização, direção e velocidade do movimento do indivíduo (WINTER, 1995; NORDAHL et al., 2000; JANČOVÁ, 2008). Por exemplo, jovens com distúrbios endoceptivos (que atuam na musculatura extra-ocular) ou exteroceptivo (responsável pela informação percebida na retina) acabam gerando respostas motoras que vão contribuir para um controle inadequado de postura, pois, os distúrbios endoceptivos ou exteroceptivos dão informações de localização, direção e/ou velocidade articular. Com o envelhecimento, as pessoas perdem a capacidade de detectar informações espaciais que auxiliam na manutenção do equilíbrio corporal. Os idosos também perdem progressivamente sua visão periférica, a qual tem um papel muito importante no controle da oscilação do corpo na direção anteroposterior e sua ausência leva a uma maior número de quedas. Por conseguinte, a redução da acuidade visual está correlacionada com o número maior de quedas nas pessoas mais velhas (JANČOVÁ, 2008).

O sistema vestibular, localizado no ouvido interno, é um sistema de receptores que fornece informações sobre os movimentos da cabeça, detectando acelerações lineares e angulares (WINTER, 1995; NORDAHL et al., 2000; JANČOVÁ, 2008). Os órgãos otolíticos utrículo e sáculo fornecem uma referência estática durante a postura em pé da posição da cabeça em relação à gravidade. Outros tipos de sensores são os canais semicirculares, os quais são próximos dos três planos anatômicos do corpo: frontal, sagital e horizontal. Estes canais são preenchidos com um fluido que se move em resposta aos movimentos angulares da cabeça e que estimulam as células ciliadas. Os neurônios do complexo nuclear vestibular têm influências diretas sobre os neurônios motores que projetam para outras estruturas na medula espinhal que ativam os músculos (principalmente extensores) e, assim, contribuem substancialmente para o equilíbrio postural (JANČOVÁ, 2008).

O sistema somatossensorial é fundamental para o equilíbrio e controle motor, tendo uma grande quantidade de sensores que percebem a posição e a velocidade de todos os segmentos do corpo, seu contato com objetos externos e a orientação da gravidade (WINTER, 1995; NORDAHL et al., 2000). O sistema somatossensorial inclui os receptores cutâneos que fornecem informações sobre o toque e vibração, e receptores musculares que fornecem informações sobre a posição dos membros, assim como sinalizam as mudanças nas posições

dos membros. O controle do movimento voluntário é dependente das informações constantes e precisa do sistema somatossensorial. Receptores cutâneos enviam sinais quando qualquer estímulo mecânico é aplicado à superfície do corpo. Assim, quando a pele recebe contato (alterações de pressão) ocorrem impulsos neurais que são dirigidos para o SNC. Os indivíduos saudáveis frequentemente têm a experiência da perda da informação destes receptores quando se sentam em uma posição por um longo tempo devido à restrição do fluxo de sangue aos membros inferiores. Esta perda pode ser explicada pela susceptibilidade das fibras aferentes somatossensoriais a alteração do fluxo sanguíneo. Adicionalmente, o resultado do contato da pele com os sapatos e as alterações da pressão, assim como as mudanças do peso corporal sobre os pés, são importantes fontes de informação na manutenção do equilíbrio (JANČOVÁ, 2008).

A integração dos sistemas acima é importante para uma adequada manutenção da postura. Por exemplo, quando ocorre um déficit do sistema vestibular, ocorre uma aliança maior entre o sistema somatossensorial e a visão. Por outro lado, se o sistema somatossensorial é afetado (como na neuropatia diabética), existe uma aliança entre visão e sistema vestibular contribuindo para a manutenção da postura. Porém, se a visão é a mais afetada e também a propriocepção, o sistema vestibular ainda assim é capaz de realizar as correções necessárias para manter a postura ortostática (REDFERN et al., 2001). Os sistemas sensoriais são capazes de redistribuir as suas funções caso haja uma alteração isto é denominado de reponderação (*reweighting*) (REDFERN et al., 2001). As entradas tais como de propriocepção dos músculos e articulações, receptores de pressão da pele, labirínticos, e olhos são integrados principalmente nas áreas corticais e resultam em séries de respostas posturais (NAGAHARA et al., 1984). Um mau funcionamento de uma dessas entradas pode gerar um desequilíbrio na postura (MARTARELLO et al., 2008). Por exemplo, diversos reflexos posturais desencadeados pelo sistema vestibular também podem ser desencadeados por um estímulo da visão e assim podem compensar perdas parciais de função vestibular.

Apesar de Romberg ter criado há mais de um século o teste clínico para avaliar a habilidade de manter a postura ortostática não-perturbada, somente no final da década de 50 a quantificação mais precisa desta habilidade foi realizada por meio de plataformas de força (THOMAS & WHITNEY, 1959). A estabilometria por plataforma é definida como a medida e o registro do deslocamento do centro de pressão (CoP), o qual corresponde ao ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte (WINTER, 1995). A plataforma de força (Figura 1) consiste em uma placa sob a qual sensores de força do tipo célula de carga ou piezelétrico estão arranjados para medir os três componentes da

força – F_x , F_y e F_z – nas direções mediolateral (ML), anteroposterior (AP) e vertical e os três componentes do momento de força – M_x , M_y e M_z – agindo sobre a plataforma (KAPTEYN et al., 1983; DUARTE & FREITAS, 2010). A estabilometria por plataforma é capaz de mostrar com maior precisão qual foi a resposta neuromuscular mais apropriada frente a uma força de reação externa que possa ocorrer durante a manutenção da postura ortostática (WINTER, 1995).

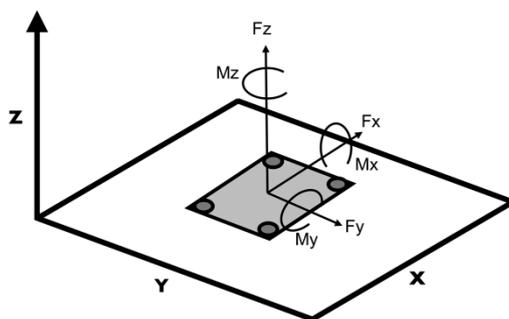


Figura 1: Plataforma de força no espaço de coordenadas tridimensional. As setas representam as forças e momentos de força em cada eixo.

Do ponto de vista biomecânico, o corpo humano é composto por segmentos que podem apresentar configurações (isto é, posturas) diferentes, nos quais as ações das forças atuantes no corpo podem ter resultados diferentes. Assim, para estudo do movimento humano, convém a representação dos segmentos corporais e da sua configuração no espaço como um ponto de referência, especialmente quando não se espera alterações significativas na postura. Define-se então (WINTER, 1995):

1. Centro de massa (CoM) do corpo: ponto equivalente à massa corporal total no sistema de referência global. É a média ponderada do centro de massa de cada segmento corporal no espaço tridimensional;
2. Centro de gravidade (CoG): projeção vertical do CoM;
3. Força de reação do solo (GRF): vetor de força resultante da projeção do CoM;
4. Centro de pressão (CoP): posição, em um plano horizontal, do ponto vertical do vetor de GRF e representa uma média de todas as pressões sobre a superfície da área de contato com o solo;
5. Base de suporte (BoS): usado para caracterizar a região de contato com o solo utilizada pelo indivíduo para se manter ereto.

O deslocamento do CoM é a variável que realmente indica o balanço do corpo. Por sua vez, o CoP é uma combinação da resposta neuromuscular ao deslocamento do CoM e da própria posição do CoM. Essas duas variáveis expressam conceitos diferentes, mas, em situações específicas, como na postura ortostática, podem apresentar variações semelhantes. As diferenças entre o deslocamento do CoM e do CoP são relacionadas à aceleração do corpo e, quanto menores as frequências de oscilação do corpo, menores serão as diferenças entre essas duas grandezas. Os componentes do CoM nas direções AP e ML são os componentes que interessam em estabilometria, isto é, geralmente não se está interessado na variação do CoM na direção vertical, pois a oscilação nessa direção é bem menor que nas direções horizontais em condições ortostáticas e é geralmente negligenciada (DUARTE & FREITAS, 2005; DUARTE & FREITAS, 2010). Para frequências de até 0,2 Hz, cerca de 10% do deslocamento do COP não representa a oscilação do CoM mas sim acelerações de segmentos corporais, e para frequências de até 0,5 Hz este número já é cerca de 50% (DUARTE, 2000).

A apresentação das coordenadas espaciais do CoP se faz frequentemente por meio de três tipos de gráficos básicos. No primeiro tipo, chamado de estabilograma, os movimentos do corpo na posição ereta em uma única direção (AP ou ML) são apresentados em função do tempo: série temporal univariada. Nesta apresentação, a escala de tempo é representada na horizontal e os movimentos do corpo em direção anterior e para a direita devem ser escritos no eixo vertical positivo, respectivamente (KAPTEYN et al., 1983). No segundo tipo, chamado de estatocinesiógrama, os movimentos do corpo são apresentados como deslocamentos do CoP no plano horizontal sobre a plataforma: série temporal bivariada. Nesse tipo, apresenta-se o deslocamento do CoP na direção AP versus o deslocamento na direção ML (KAPTEYN et al., 1983). No terceiro tipo, proposto por HARIS et al. (1982) e nomeado de estatocinesiógrama-3D por NAGAHARA et al. (1984), adiciona-se o eixo vertical ao estatocinesiógrama para representar a frequência com que o CoP pode ser encontrado dentro de cada par de coordenadas XY na BoS.

Os três tipos de gráficos acima são caracterizados por apresentarem pelo menos uma das coordenadas do CoP. Entretanto, diversas outras formas de análise e apresentação dos dados estabilométricos foram desenvolvidas. Por exemplo, COLLINS e DE LUCA (1993) mostraram que era possível se retirar informação de controle postural por meio do “*random walk*” onde foi gerado um gráfico chamado estabilograma-difusão que verificava a transição de “*loops*” que caracterizava o controle postural. ZATSIORSKY e DUARTE (1999) propuseram um método de representação gráfica no qual o sinal estabilométrico gravado era dividido em componentes *rambling* e *trembling*, na qual *rambling* descreve a trajetória

contínua do ponto de referência (isto é, a posição pela qual o equilíbrio é mantido) e *trembling* descreve o desvio do CoP a partir da trajetória *rambling* aproximada. BARATTO et al. (2002) e JACONO et al. (2004) propuseram a contagem do número de amostras consecutivas da trajetória do CoP. Assim, esses autores viram que quanto mais pontos existiam em uma determinada área mais lento o CoP se deslocava naquela área não importando a estratégia que o controle postural adotava para determinada área. Entretanto, os métodos acima não consideram as informações cinemáticas do CoP, o que permitiria explorar a teoria baseada na velocidade e sua conjugação com a teoria da posição.

Além da análise das coordenadas do CoP e sua relação com o controle postural, a literatura tem mostrado amplamente que parâmetros cinemáticos também podem contribuir para a manutenção do controle postural, especialmente a velocidade. Por exemplo, WINTER et al. (1995) mostraram que a diferença entre o CoP e o CoM é que o CoP tem uma dinâmica maior que o CoM, ou seja, quando ocorre um balanço do corpo da frente para trás o CoM está atrás do CoP e vice-versa. PAI & PATTON (1997) relataram que a velocidade horizontal do CoM deve ser considerada para se ter um bom controle do equilíbrio. Segundo MASANI et al. (2007), independente da condição dos olhos, a aceleração do CoG é maior nos idosos do que nos jovens, porém a diferença entre o CoP e CoG é proporcional em ambas as idades. SASAGAWA et al. (2009) demonstraram que aceleração e velocidade podem influenciar diretamente no controle postural. Entretanto, a análise cinemática do CoP distribuída em função das coordenadas do CoP no estatocinesiógrama ainda não foi estudada.

O controle postural na posição ortostática não-perturbada tem sido explicado por várias teorias, dentre as quais duas teorias foram abordadas no respectivo trabalho. Na primeira, assume-se que a oscilação corporal é baseada na posição (*position-based*), o que significa que quando a posição vai além de um determinado limiar alguns mecanismos de correção estão engajados para recuperar o equilíbrio (COLLINS & DE LUCA, 1993). Na segunda teoria, baseada em velocidade (*velocity-based*), o controle postural é obtido por meio de um controle intermitente de velocidade, com uma reversão em sua dinâmica quando o valor absoluto da velocidade atinge um determinado limiar empírico absoluto (DELIGNIÈRES et al., 2011a). DELIGNIÈRES et al. (2011a) determinaram um efeito delimitador da velocidade do CoP para corrigir a postura ortostática, o qual pode ser estimado de forma empírica através da média da velocidade máxima absoluta (*average absolute maximal velocity*, AAMV). Essa teoria propõe que, toda vez que a velocidade do CoP ultrapassa esse limite AAMV, o indivíduo promove movimentos posturais de modo a recuperar seu equilíbrio e essa adaptação mudaria a trajetória do CoP e conseqüentemente do

CoM. Portanto, pode-se observar que o limite corresponde a um valor absoluto, uma vez que o sinal positivo ou negativo indica somente o sentido do deslocamento em relação a um eixo de referência – e não uma velocidade reduzida. Adicionalmente, DELIGINIÈRES et al. (2011a) somente estudaram o deslocamento nos sentidos AP e ML, mas não no plano horizontal. Portanto, o estudo das variáveis de posição e velocidade pode fornecer informações importantes, uma vez que a posição informa sobre os limites de estabilidade (DUARTE e ZATSIORSKY, 2002) e a velocidade informará sobre as posições angulares das articulações para poder manter o corpo ereto em um ambiente com gravidade (NORDAHL, 2000; JEKA et al., 2004). Assumindo-se então que a velocidade do CoP representa uma variável importante para o estudo do controle postural, e que o estatocinesiógrama preserva uma “matriz” para mapeamento das coordenadas do CoP durante um exame (conforme utilizada no estatocinesiógrama 3D), propõe-se o mapeamento cinemático como a união de dois métodos, a saber:

- A) Determinação do limiar empírico AAMV a partir do cálculo da velocidade do CoP;
- B) Determinação das regiões de alta velocidade (*high-speed regions, HSR*) como as áreas no estatocinesiógrama com velocidade de deslocamento do CoP acima do limiar empírico AAMV.

1.2 Justificativa

O fato do ser humano ter uma posição bípede – e ainda às vezes ter um único pé em contato com o solo durante a marcha – torna a manutenção do equilíbrio postural um desafio para os sistemas fisiológicos que participam do controle da postura ereta. As alterações que ocorrem nos sistemas de controle do equilíbrio em decorrência do envelhecimento biológico ou aquelas decorrentes de disfunções neuromusculares instigam pesquisadores e clínicos a entender mais sobre como os sistemas trabalham para a manutenção dessa postura. Não só os idosos sofrem com estes problemas, mas também gestantes (OLIVEIRA et al., 2008), atletas (RIEMANN, 2002) e obesos (KU et al., 2012). Em particular, a manutenção do equilíbrio e da orientação corporal durante a postura ereta é essencial para a execução de atividades da vida diária e para a prática de atividade física e esportiva (WINTER, 1995; SILVA et al., 2009). De acordo com JEKA (2004), quando ocorre uma atenuação dos sistemas somatossensorial e visual, é possível perceber que a informação mais precisa para se manter a postura ortostática quieta é a velocidade do CoP. Porém, a distribuição espacial da velocidade

na área de deslocamento do CoP e sua influência no controle postural permanecem desconhecidas. Portanto, este trabalho se justifica pela quantidade de informações sobre o controle postural que se pode extrair, com relação ao mapeamento da velocidade no estatocinesiógrama.

1.3 Hipóteses

Hipotetiza-se que a quantidade de área de alta velocidade (HSRs) é proporcional à tarefa motora realizada, principalmente quando esta for mais exigente representando um nível maior de requisição do sistema de controle postural. Hipotetiza-se ainda que a distância da HSR a partir do centro da área do CoP seja maior quando mais desafiadora for a tarefa postural proposta, pois o indivíduo tende a ir mais próximo à borda dessa área e então necessitaria de uma correção postural para redirecionamento do CoM.

1.4 Objetivo geral

Estudar as teorias de controle postural baseado em posição e velocidade do CoP na posição ortostática não-perturbada e avaliar o método de mapeamento cinemático das regiões de alta velocidade do CoP em variações de tarefas posturais e condições sensoriais.

1.5 Objetivos específicos

1. Revisar, comparar e discutir as teorias de controle postural baseadas na posição e na velocidade do CoP, juntamente com seus métodos de análise quantitativa;
2. Avaliar os efeitos de tarefas posturais e de restrição somatossensorial na distribuição espacial das regiões de alta velocidade;
3. Propor um método de mapeamento cinemático da velocidade do CoP obtido por meio da estabilometria por plataforma de força em posição ortostática bipodal não-perturbada, nomeado estatocinematograma.

1.6 Organização da apresentação da dissertação

O **Capítulo 2** consiste no artigo de revisão e discussão das teorias de controle postural baseados na posição e na velocidade do CoP. O **Capítulo 3** apresenta os resultados da pesquisa experimental para estudo da distribuição espacial das regiões de alta velocidade. O **Capítulo 4** resume as considerações finais dessa dissertação. Os **Apêndices 1-6** apresentam: 1) a carta de aprovação do comitê de ética; 2) o termo de consentimento livre e esclarecido; 3)

a carta de submissão para revista “Fisioterapia e Pesquisa”; 4) o modelo de ficha de avaliação; 5) os gráficos de velocidade do CoP e os estatocinematogramas; e 6) uma revisão estendida sobre postura, fisiologia do controle postural e posturografia.

1 **Capítulo 2 –Manuscrito 1 submetido para “FISIOTERAPIA E**
2 **PESQUISA”**

3

4 **Paradigmas do controle postural: Posição ou Velocidade?**

5 **Postural control paradigms: Position or Velocity?**

6 **Título condensado: Paradigmas do controle postural**

7

8 Fellipe Machado Portela¹, Erika de Carvalho Rodrigues², Arthur de Sá Ferreira³

9 ¹Mestrando, Laboratório de Análise do Movimento Humano, Programa de Pós-graduação em
10 Ciências da Reabilitação, Centro Universitário Augusto Motta/UNISUAM, Rio de Janeiro,
11 RJ, Brasil

12 ²Professora Adjunta, Laboratório de Desempenho Neurofuncional, Programa de Pós-
13 graduação em Ciências da Reabilitação, Centro Universitário Augusto Motta/UNISUAM, Rio
14 de Janeiro, RJ, Brasil

15 ³Professor Adjunto, Laboratório de Análise do Movimento Humano, Programa de Pós-
16 graduação em Ciências da Reabilitação, Centro Universitário Augusto Motta/UNISUAM, Rio
17 de Janeiro, RJ, Brasil

18

19 Autor correspondente: Arthur de Sá Ferreira, DSc

20 Endereço para correspondência: Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação,
21 Centro Universitário Augusto Motta/UNISUAM

22 Praça das Nações 34, 3º andar

23 Bonsucesso, RJ – Brasil CEP 21041-020

24 FAX: 55(21) 3977-8950 E-mail: arthurde@unisuamdoc.com.br, arthur_sf@ig.com.br

25

26 Resumo

27 O controle postural ortostático não perturbado tem sido estudado por duas teorias, baseadas na
28 posição e na velocidade do centro de pressão, registrado por plataforma de força.
29 Considerando a relevância dessas teorias na fundamentação do controle postural, este estudo
30 revisa seus conceitos e métodos de análise quantitativa, e discute seus pontos favoráveis e
31 desfavoráveis no âmbito da reabilitação. A teoria baseada na posição sugere a existência de
32 dois circuitos de controle (aberto/antecipatório e fechado/retroalimentado) que se alternam
33 quando a posição ultrapassa um dado limiar. A teoria baseada na velocidade sugere que o
34 ajustes posturais são realizados de modo alterar a trajetória do centro de pressão quando a
35 velocidade é mais alta que um limiar. O controle por posição é sustentado por estudos sobre a
36 latência entre sinais de eletromiografia e deslocamentos do centro de pressão. Por outro lado,
37 tem sido sugerido que a teoria baseada na posição apresenta artefatos estatísticos do método
38 de análise, e que a velocidade seria então a variável cinemática mais importante para o
39 controle postural. Adicionalmente, há dificuldade de interpretação nos parâmetros derivados
40 da teoria por posição, enquanto que os limiares de velocidade são empíricos e precisam de
41 verificação em diferentes tarefas motoras e populações. Dada a aparente exclusividade das
42 duas teorias, se faz necessário o desenvolvimento de métodos de análise de estabilometria que
43 considerem simultaneamente essas variáveis cinemáticas.

44 **Palavras-Chave:** biomecânica; equilíbrio postural; reabilitação.

45

46 **Abstract**

47 Research on postural control in the undisturbed, upright stance has been conducted based on
48 the position and velocity of the center of pressure as registered from force platforms.
49 Considering the relevance of both theories to support the investigations concerning the
50 postural control, this study revised their concepts and methods for quantitative analyses, along
51 with their favorable and unfavorable evidences in the rehabilitation field. The position-based
52 theory suggests the existence of two controlling circuits (open/anticipatory and
53 closed/feedback) that alternates whenever the position crosses a threshold. The velocity-based
54 theory suggests that postural adjustments are executed to change the trajectory of the center of
55 pressure when is velocity is higher than a threshold. Position-based control is sustained by
56 studies on latency between surface electromyography and center of pressure displacement.
57 Conversely, it has been shown that position-based theory exhibits statistical artifacts due to
58 the analysis method and that velocity would be the most important kinematic variable for
59 postural control. In addition, interpretation of parameters derived from the position-based
60 theory is difficult, while velocity thresholds are empirical and need verification in different
61 motor tasks and populations. Given the apparent exclusivity of both theories, there is a need
62 for new methods for analysis of stabilometric signals that simultaneously consider those
63 kinematic variables.

64 **Keywords:** biomechanics; postural balance; rehabilitation.

65

66 1. Introdução

67 A manutenção do equilíbrio corporal é essencial para a execução independente das
68 atividades de vida diária, principalmente na postura ereta. Pequenas alterações na resposta
69 motora para manter o alinhamento do corpo podem significar limitação dessas atividades. Por
70 isso, pesquisadores de diversas áreas do conhecimento buscam, por meio de diversas
71 abordagens e instrumentos, descrever o controle postural.

72 O controle postural é realizado por meio da integração das informações sensoriais
73 provenientes dos sistemas vestibular, visual e somatossensorial. Cada sistema contribui para o
74 controle da postura com variáveis cinemáticas distintas – posição, velocidade e aceleração
75 (lineares e angulares)^{1,2}. A manutenção da postura também está relacionada com as forças de
76 inércia que atuam sobre os segmentos corporais, representados pelo centro de massa do corpo
77 (CoM)³. O deslocamento do CoM provoca o deslocamento do centro de pressão
78 (CoP), definido como o local do vetor vertical de força de reação do solo em resposta ao
79 deslocamento do CoM³, nas direções anteroposterior (AP) e mediolateral (ML). Assim, as
80 séries temporais do CoP (estabilograma ou estatocinesiograma) têm sido interpretadas como
81 sinais correspondentes ao equilíbrio postural ortostático no polígono definido pela base de
82 suporte (BoS)³⁻⁵.

83 Diversos trabalhos sobre controle postural ortostático não-perturbado têm sido
84 realizados com base no paradigma proposto por COLLINS e DE LUCA⁶. Tal teoria sugere
85 que o controle postural é regulado pela posição (*position-based theory*, PBT) e tem sido
86 amplamente utilizada como fundamentação de novos métodos de avaliação por estabilometria
87 por plataforma de força^{5,7,8}. Mais recentemente, DELIGNIÈRES et al.⁹ consideraram a
88 importância da velocidade para o controle postural¹⁰⁻¹² e propuseram que a velocidade seria a
89 melhor variável de controle (*velocity-based theory*, VBT). Considerando que tais teorias de
90 controle postural têm fundamentado os estudos sobre equilíbrio postural, o conhecimento de

91 seus conceitos, similaridades e diferenças é importante para o delineamento de pesquisas
92 clínicas e compreensão dos estudos envolvendo pessoas com alterações centrais ou periféricas
93 que possam afetar o equilíbrio. Assim, o objetivo deste estudo é revisar os conceitos dessas
94 teorias e seus respectivos métodos de análise quantitativa, e discutir seus pontos favoráveis e
95 desfavoráveis no âmbito da reabilitação. A proposição desta revisão é evidenciar a
96 necessidade do desenvolvimento de métodos que possibilitem a análise da velocidade e da
97 posição do COP simultaneamente. Espera-se com essa revisão contribuir para uma melhor
98 compreensão dos processos de análise dos sinais estabilométricos e das teorias de controle
99 postural, e assim poder aperfeiçoar a aplicabilidade clínica da estabilometria por plataforma
100 de força.

101

102 **2. Teoria do controle postural baseada na posição**

103 Na PBT, o equilíbrio postural é mantido por meio de dois circuitos de controle. O
104 primeiro circuito, aberto e de ajustes antecipatórios, atua para manter a estabilidade postural
105 por meio da regulação da rigidez dos tecidos. O segundo circuito, fechado e de ajustes por
106 retroalimentação, atua quando uma perturbação inesperada provoca instabilidade e precisa ser
107 corrigida por meio de uma resposta motora. A transição entre esses circuitos ocorre quando a
108 posição (isto é, deslocamento) do CoP vai além de um limiar^{6,13}.

109 Para análise quantitativa do sinal estabilométrico nesse paradigma, o
110 estatocinesiógrama é representado por um caminho aleatório em um gráfico bidimensional
111 compreendido pelo deslocamento do CoP nas direções AP e ML. A ideia subjacente é
112 modelar o estatocinesiógrama como um movimento Browniano fracionado (FBM) e, assim,
113 decompor os padrões de oscilação em dois processos estocásticos: de curto e longo prazo –
114 relacionados aos circuitos aberto e fechado, respectivamente. A análise do estatocinesiógrama
115 é efetuada a partir do cálculo dos deslocamentos quadráticos entre todos os pares de pontos (r_i

116 e r_{i+m} separados por um intervalo de tempo (Δt) de modo que m corresponda ao número de
 117 amostras do CoP compreendidas pelo Δt em questão (equações 1-2)⁶:

118

$$119 \quad (1) \quad \langle \Delta r^2 \rangle_{\Delta t} = \frac{\sum_{i=1}^{N-m} (\Delta r^2)}{(N-m)}$$

120

$$121 \quad (2) \quad \langle r^2 \rangle = \langle x^2 \rangle + \langle y^2 \rangle$$

122

123 Repetindo este processo para valores crescentes de m entre 0,1s até 10s, são produzidos
 124 gráficos de deslocamento médio quadrático no plano ($\langle r^2 \rangle$) ou por eixo ($\langle x^2 \rangle$ ou $\langle y^2 \rangle$) *versus*
 125 intervalo de tempo (Δt), referidos como mapa de estabilograma-difusão⁶ ou variograma¹⁴. O
 126 limiar de deslocamento é determinado pela interseção de duas retas, representando os
 127 processos de curto e longo prazo, respectivamente⁶.

128

129 **2.1 Estudos que favorecem a PBT**

130 Foi observado que indivíduos saudáveis na postura ortostática utilizam o controle em
 131 circuito aberto e circuito fechado em intervalos de curto prazo e longo prazo,
 132 respectivamente¹⁵. Como este parâmetro pode ser observado, foi realizado um estudo com
 133 indivíduos com doença de Parkinson na qual mostram que a dinâmica do sistema de controle
 134 motor estava alterada no uso de ambos os circuitos aberto e fechado¹⁶.

135 A influência no uso da retroalimentação visual reduz o deslocamento do corpo em
 136 postura ortostática, assim é possível perceber que o controle pelo circuito fechado atuasse por
 137 um intervalo de tempo maior diminuindo a aleatoriedade do CoP¹⁷. A partir das observações
 138 foi feita uma avaliação do controle postural na plataforma de força concomitante com a
 139 eletromiograma de superfície (EMGS), onde foi observado latências de 0,25s a 0,30s entre o

140 deslocamento do CoP na direção AP e a resposta percebida através da eletromiografia do
141 gastrocnêmio lateral, corroborando o conceito de circuito antecipatório¹⁸. Tendo em vista o
142 tempo de latência para definir o circuito antecipatório pode se observar que a fadiga muscular
143 também aumenta o tempo de resposta do mecanismo de controle postural, com latências de
144 até 1,62s do deslocamento AP do CoP em relação ao EMGS do gastrocnêmio lateral¹⁹.

145 Também foi desenvolvido um método de curvas de densidade da oscilação, cuja ideia
146 fundamental é a estabilização postural pelo mecanismo de antecipação baseado em uma
147 sequência de comandos motores antecipatórios¹⁴. A avaliação de diferentes técnicas de análise
148 estatística – tradicionais e mecânicas – sobre o sistema de controle postural pode verificar que
149 a análise pelo variograma expressa melhor a fisiologia desse sistema e pode ser utilizada pra
150 detectar diferenças no controle postural de jovens e idosos em baixo risco para quedas²⁰. É
151 observado que o controle postural é afetado quando ocorrem atrasos na retroalimentação
152 visual²¹. Esses mesmos autores descreveram que os aspectos lentos de oscilação postural são
153 devidos às propriedades do corpo inerte, enquanto os componentes oscilatórios rápidos da
154 oscilação postural provavelmente representam o montante fixo de atividade muscular
155 irregular. Essa atividade, por sua vez, representa movimentos voluntários e ou involuntários,
156 bem como o produto da integração multissensorial.

157

158 **2.2 Argumentos que desfavorecem a PBT**

159 Uma objeção geral sobre a modelagem com FBM é que esses estudos desconsideram a
160 biomecânica do pêndulo invertido e, em particular, a sua instabilidade intrínseca¹⁴. Deste
161 modo, a proposta de controle em circuito aberto tem um nível mais elevado de atividade
162 estocástica do que os mecanismos de circuito fechado e não parece ter justificativa
163 biomecânica plausível⁶. O FBM é um bom modelo para sistemas físicos dominados por
164 difusão, mas é questionável quanto à representação de sistemas biomecânicos oscilatórios¹⁴.

165 Foi relatado que os parâmetros do variograma são pouco confiáveis, apresentam baixo poder
166 discriminativo (entre indivíduos saudáveis, com doença de Parkinson e indivíduos com
167 osteoporose) em comparação aos estimadores estatísticos geralmente utilizados e são de
168 difícil interpretação clínica¹⁴.

169 Outras interpretações têm sido dadas para a modelagem de FBM a partir do
170 variograma além dos circuitos aberto e fechado – este último observado em estudos com
171 retroalimentação visual. O circuito aberto é o mais discutível e pode ser interpretado a partir
172 de um processo exploratório²², por um atraso devido ao tempo requerido pelo sistema nervoso
173 para extrair e combinar as informações sensoriais e gerar um controle motor e/ou ainda pelo
174 fato de o controle da difusão dada através do circuito fechado ser realizado por limites²³.

175 Adicionalmente, a PBT não prevê qual é o limite espacial do CoP para a transição dos
176 circuitos em relação à BoS: o limiar para a mudança de sistemas de controle é o *intervalo de*
177 *tempo* entre amostras sucessivas. Uma vez que a estabilidade ortostática é proporcional à área
178 da BoS, o aumento dessa área pode levar a um aumento da estabilidade do corpo. Esta
179 estabilidade pode ser caracterizada tanto por uma diminuição da oscilação corporal quanto
180 pelo aumento dos limites de estabilidade. Por outro lado, a diminuição da BoS reduz a
181 estabilidade do corpo e aumenta a oscilação corporal²⁴. Soma-se a esse questionamento a
182 discussão sobre a relação entre o caráter exploratório da oscilação corporal – refletida por
183 uma maior área de oscilação²².

184 Foi sugerido que os circuitos aberto e fechado seriam consequências de artefatos
185 estatísticos, uma vez que a análise não é adaptada para séries temporais limitadas²⁵.
186 Posteriormente, pode-se perceber que o controle postural não pode ser explicado pela análise
187 do variograma⁹. Existe uma argumentação de que existem dois métodos comuns para a
188 caracterização das propriedades de correlação em série dos dados posturais: o variograma e a
189 análise de flutuação retificada (DFA). Por definição, a variância de deslocamento em FBM é

190 calculada por uma função da potência do tempo, ou seja, a base é o intervalo de tempo,
191 enquanto o deslocamento é observado. As equações 3-4 podem ser aplicadas para o cálculo da
192 variância do deslocamento, considerando os casos do variograma e DFA, respectivamente:

193

$$194 \quad (3) \text{Var}(\Delta x) \propto \Delta t^{2H}$$

195

$$196 \quad (4) \text{SD}(\Delta x) \propto \Delta t^H$$

197

198 Nas equações 3-4, Δx representa os deslocamentos e o expoente H representa uma
199 função não-linear, por apresentar um nível de aleatoriedade (no intervalo [0;1]). Esta equação
200 expressa a propriedade de difusão, específica para os processos de FBM, cujas características
201 dependem de H – quanto maior o valor de H , mais difuso será o FBM. No entanto, pode-se
202 considerar que a difusão representa a dispersão probabilística do processo, em relação à
203 posição inicial, após um determinado intervalo de tempo Δt e para repetições múltiplas do
204 processo. Note-se que o FBM é dado a partir de $H = 0,5$, o que corresponde ao movimento
205 Browniano proporcional à variação pelo tempo gasto^{6,9}.

206 O variograma calcula a variância da média do deslocamento do CoP com relação ao
207 Δt , enquanto que a DFA baseia-se também na avaliação de variabilidade dentro de intervalos
208 de comprimentos variados e Δt . No entanto, DFA é a média de desvio-padrão da série que
209 pode ser integrada e determinada em função dos comprimentos de intervalo. Ambos o
210 variograma e DFA são propriedades de difusão da série e baseiam-se na equação 3. Devido à
211 análise de integração, este método avalia diretamente as propriedades de correlação da série
212 analisada, e não os da série diferenciada, como no variograma. A equação 4 está prevista para
213 ter H variando entre 1 e 2 se a série é um FBM. Assim, 0,5 é o valor limítrofe para as
214 propriedades de difusão da DFA e então a série analisada é estacionária. Sendo assim, é

215 possível demonstrar que o variograma não representa a melhor interpretação estatística
216 quando está se verificando o controle postural²⁵⁻²⁷.

217

218 **3. Teoria do controle postural baseada na velocidade (VBT)**

219 De acordo com a VBT⁹, toda vez que a velocidade do CoP ultrapassa um limiar o
220 indivíduo promove ajustes posturais de modo a recuperar seu equilíbrio e essa adaptação
221 mudaria a trajetória do CoP e conseqüentemente do CoM para sua permanência dentro da
222 BoS. Em outras palavras, é necessário um controle intermitente da velocidade do CoP na série
223 temporal univariada (estabilograma) para determinar o melhor ajuste do controle postural.

224 Para análise quantitativa do sinal estabilométrico nesse paradigma, duas variáveis
225 empíricas foram propostas para determinar o limiar de controle postural: 1) o desvio-padrão
226 da velocidade de deslocamento do CoP em cada eixo ML e AP (SDV_x e SDV_y ,
227 respectivamente); e 2) a média da velocidade máxima absoluta (*average absolute maximal*
228 *velocity*, AAMV), calculada a partir da média dos valores absolutos da série de máximos e
229 mínimos obtidos em segmentos não sobrepostos do sinal de velocidade de deslocamento do
230 CoP de 2s de duração cada²⁸.

231

232 **3.1 Estudos que favorecem a VBT**

233 Pesquisas têm demonstrado que a velocidade tem função no controle postural
234 ortostático. Foi sugerida uma hipótese de acoplamento entre a velocidade de oscilação e
235 velocidade da informação de superfície de contato, podendo ser derivada a partir de qualquer
236 entrada – visual, estímulo tátil, e/ou em propriocepção dos pés e tornozelos – permitindo que
237 o sistema de controle postural se utilize da velocidade de deslocamento²⁹⁻³¹. Foi percebido que
238 existe uma correlação entre idade e velocidade do CoP na condição de teste com olhos aberto
239 e olhos fechados³². Portanto é sugerido que o sistema de controle postural adota uma

240 estratégia de controle que depende da mudança de velocidade¹¹. Assim, a alteração da
241 velocidade do CoM indicará a direção e intensidade com que a posição atual do CoM será
242 deslocada nos próximos instantes de tempo. Portanto, a informação da velocidade do CoM
243 parece ser fundamental para antecipar a posição do CoM e tomar medidas corretivas que são
244 dadas pelo sistema nervoso central para compensar estes distúrbios. Assim se uma fonte de
245 informação de velocidade é perdida enquanto outra permanece disponível, a variabilidade de
246 oscilação pode aumentar¹¹. No entanto, é possível perceber que a informação mais precisa
247 para se manter o controle da postura é a velocidade do CoP¹². Foi mostrado que a velocidade
248 angular absoluta foi o melhor controlador da posição vertical de um pêndulo invertido sobre
249 uma ‘corda bamba’ (*slackline*)³³.

250

251 **3.2 Argumentos que desfavorecem a VBT**

252 Por ser recente, poucas objeções foram encontradas a respeito da VBT. Uma análise
253 do controle postural por meio da DFA pode verificar um comportamento persistente para as
254 séries a curto prazo e antipersistente para a série a longo prazo²⁶. Esses achados estão de
255 acordo com a PBT⁶ e discordam da VBT²⁵ no qual não acharam o fenômeno de cruzamento
256 (*crossover*) para séries temporais. O controle da postura pode ser dado por estratégias
257 contínuas e intermitentes³³. A estratégia intermitente é usada na manutenção da postura
258 ortostática estática e se baseia no pressuposto de que pequenos desvios não são detectados
259 pelas unidades de controle. O controle corretivo, quando ocorre, só é gerado quando a posição
260 ou a velocidade excede um determinado limite.

261

262 **4. Consequências das duas teorias para a reabilitação**

263 Um estudo longitudinal³² sugere a utilização de medição da velocidade média do CoP
264 no eixo X para avaliar o efeito do envelhecimento em relação ao prejuízo da estabilidade

265 postural. Também foi encontrado uma relação entre os indivíduos que tinham instabilidade de
266 tornozelo e o tempo limite teórico para um indivíduo fazer uma correção postural mantendo a
267 postura dentro da BoS e argumentaram que houve uma alteração no controle postural³⁴. Sendo
268 assim, foi possível associar a instabilidade crônica do tornozelo com a velocidade do COP, e
269 com a diferença COM-COP, que no momento parecem ser mais sensíveis às diferenças de
270 controle posturais. Foi hipotetizado que as variáveis de velocidade do CoP são relevantes para
271 a predição de risco de queda em idosos²⁸. Baseando-se nessa hipótese, um trabalho realizou
272 análises em sinais de estabilometria com diferentes métodos (variáveis tradicionais,
273 transformada de Wavelet, análise da regularidade da série temporal e análise das propriedades
274 fractais) e determinou que a velocidade do CoP é um bom descritor para diferenciar a
275 natureza da tarefa postural investigada²².

276 Apesar de essas teorias serem aparentemente mutuamente exclusivas, ambas se
277 utilizam dos mesmos raciocínios de “cruzamento de limiar” para basear seus conceitos e
278 métodos quantitativos e, assim, abordar os mecanismos de controle postural utilizados na
279 manutenção da postura ortostática. A grande quantidade de informações da estabilometria
280 para a prática clínica contrasta com a dificuldade para interpretação dos dados.

281 A combinação de métodos de avaliação tem sido proposta como a melhor forma de
282 compreender o controle postural. Baseado nesta revisão acredita-se que a união das
283 informações cinemáticas pode ser de especial interesse para o estudo do controle postural e
284 sua aplicação clínica não é recente. Por exemplo, foi analisado o controle postural de adultos
285 jovens saudáveis e pacientes com hipofunção vestibular bilateral por meio do gráfico de fase-
286 plano (velocidade versus posição) onde foi concluído que tal combinação é útil para a
287 caracterização do controle postural desses indivíduos³⁵. Também utilizaram o gráfico de fase-
288 plano para comparação entre pacientes com hipofunção vestibular³⁶. Pode-se observar bons
289 coeficientes de confiabilidade na análise do gráfico fase-plano para teste-reteste (1 semana de

290 intervalo) em diversas tarefas posturais ortostáticas (olhos abertos/fechados, superfícies
291 rígida/espuma)³⁷. Esses estudos reforçam a necessidade do desenvolvimento de métodos que
292 possibilitem a análise da velocidade e da posição do CoP simultaneamente, mas que sejam de
293 fácil interpretação e que tenham mais sensibilidade às alterações do controle postural.

294

295 **5. Perspectivas para pesquisa**

296 Considerando a recente proposta da VBT, algumas observações podem sugerir a
297 continuidade da pesquisa nesse paradigma. Por exemplo, não foi descrito pelos autores da
298 VBT^{9,28} se o limiar empírico deve ser calculado para condições de protocolo mais ‘estáveis’
299 (ex.: olhos abertos e base aberta) e extrapolado para outros protocolos como valor de
300 referência, ou se para cada protocolo utilizado em estabilometria deve ser estimado um limiar
301 específico. Adicionalmente, o limiar é calculado para o estabilograma – isto é, para cada eixo
302 há um limiar – e não se sabe se o mesmo raciocínio se aplica para um limiar estimado em
303 relação ao estatocinesiograma.

304

305

306 **Referências**

- 307 1. Redfern SM, Yardley L, Bronstein MA. Visual influences on balance. *Anxiety Disorders*.
308 2001;15(1-2):81-94. [[Link](#)]
- 309 2. Diener HC, Dichgans J, Guschlbauer B, Mau H. The significance of proprioception on
310 postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain Res*. 1984;296(1):103-9. [[Link](#)]
- 311 3. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait*
312 *Posture*. 1995;3(4):193-214. [[Link](#)]
- 313 4. Pai YC, Patton J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J*
314 *Biomech*. 1997;30(4):347-54. [[Link](#)]
- 315 5. Juras G, Stomka K, Fredyk A, Sobota G, Bacik B. Evaluation of the limits of stability
316 (LOS) balance test. *J Human Kinet*. 2008;19:39-52. [[Link](#)]
- 317 6. Collins, JJ, De Luca CJ. Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk
318 analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res*. 1993;95(2):308-18. [[Link](#)]
- 319 7. Zatsiorsky MV, King LD. An algorithm for determining gravity line location from
320 posturographic recordings. *J Biomech*. 1998;31(2):161-4. [[Link](#)]
- 321 8. Duarte M, Zatsiorsky VM. Effects of body lean and visual information on the equilibrium
322 maintenance during stance. *Exp Brain Res*. 2002;146(1):60-9. [[Link](#)]
- 323 9. Delignières D, Torre K, Bernard LP. Transition from persistent to anti-persistent
324 correlations in postural sway indicates velocity-based control. *PLoS Comput Biol*.
325 2011;7(2):e1001089. [[Link](#)]
- 326 10. Nordahl SHG, Aasen T, Dyrkorn BM, Eiksvik S, Molvaer OI. Static stabilometry and
327 repeated testing in a normal population. *Aviat Space Environ Med*. 2000;71(9):889-93.
328 [[Link](#)]
- 329 11. Masani K, Popovic MR, Nakazawa K, Kouzaki M, Nozaki D. Importance of body sway
330 velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *J*
331 *Neurophysiol*. 2003;90(6):3774-82. [[Link](#)]
- 332 12. Jeka J, Kiemel T, Creath R, Horak F, Peterka R. Controlling human upright posture:
333 velocity information is more accurate than position or acceleration. *J Neurophysiol*.
334 2004;92(4):2368-79. [[Link](#)]
- 335 13. Collins, JJ, De Luca CJ. Random walking during quiet standing. *Phys Rev Lett*.
336 1994;73(5):764-7. [[Link](#)]
- 337 14. Baratto L, Morasso PG, Re C, Spada G. A new look at posturographic analysis in the
338 clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*.

- 339 2002;6(3):246-70. [\[Link\]](#)
- 340 15. Collins, JJ, De Luca CJ. Upright, correlated random walks: a statistical biomechanics
341 approach to the human postural control system. *Chaos*. 1995;5(1):57-63. [\[Link\]](#)
- 342 16. Mitchell LS, Collins JJ, De Luca CJ, Burrows A, Lipsitz AL. Open-loop and closed-loop
343 postural control mechanisms in Parkinson's disease: increased mediolateral activity during
344 quiet standing. *Neurosci Lett*. 1995;197(2):133-6. [\[Link\]](#)
- 345 17. Rougier P. Influence of visual feedback on successive control mechanisms in upright
346 quiet stance in humans assessed by fractional Brownian motion modeling. *Neurosci Lett*.
347 1999;266(3):157-60. [\[Link\]](#)
- 348 18. Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallet M. Feedforward ankle strategy of balance during
349 quiet stance in adults. *J Physiol*. 1999;514(3):915-28. [\[Link\]](#)
- 350 19. Mello RGT, Oliveira LF, Nadal J. Anticipation mechanism in body sway control and
351 effect of muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol*. 2007;17(6):739-46. [\[Link\]](#)
- 352 20. Norris JA, Marsh AP, Smith IJ, Kohut RI, Miller ME. Ability of static and statistical
353 mechanics posturographic measures to distinguish between age and fall risk. *J Biomech*.
354 2005;38(6):1263-72. [\[Link\]](#)
- 355 21. van den Heuvel MRC, Balasubramaniam R, Daffertshofer A, Longtin A, Beeka PJ.
356 Delayed visual feedback reveals distinct time scales in balance control. *Neurosci Lett*.
357 2009;452(1):37-41. [\[Link\]](#)
- 358 22. Kirchner M, Schubert P, Schmidtbleicher D, Haasb TC. Evaluation of the temporal
359 structure of postural sway fluctuations based on a comprehensive set of analysis tools.
360 *Physica A*. 2012;391(20):4692-703. [\[Link\]](#)
- 361 23. Rougier PR. What insights can be gained when analysing the resultant centre of pressure
362 trajectory? *Clin Neurophysiol*. 2008;38(6):363-73. [\[Link\]](#)
- 363 24. Duarte M, Freitas SMSF. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força
364 para avaliação do equilíbrio. *Rev Bras Fisioter*. 2010;14(3):183-92. [\[Link\]](#)
- 365 25. Delignières D, Deschamps T, Legros A, Caillou N. A methodological note on nonlinear
366 time-series analysis: Is open- and closed-loop model of Collins and De Luca (1993) a
367 statistical artifact? *J Motor Behav*. 2003;35(1):86-96. [\[Link\]](#)
- 368 26. Blázquez MT, Anguiano M, Saavedra FA, Lallena AM, Carpena P. Study of the human
369 postural control system during quiet standing using detrended fluctuation analysis.
370 *Physica A*. 2009;388(9):1857-66. [\[Link\]](#)
- 371 27. Blázquez MT, Anguiano M, Saavedra FA, Lallena AM, Carpena P. On the length of
372 stabilograms: A study performed with detrended fluctuation analysis. *Physica A*.

- 373 2012;391(20):4933-42. [\[Link\]](#)
- 374 28. Delignières D, Torre K, Bernard LP. Interest of velocity variability and maximal velocity
375 for characterizing center-of-pressure fluctuations. *Science Motricité*. 2011;74(3):31-7.
376 [\[Link\]](#)
- 377 29. Jeka JJ, Schöner G, Dijkstra T, Ribeiro P, Lackner JR. Coupling of fingertip
378 somatosensory information to head and body sway. *Exp Brain Res*. 1997;113(3):475-83.
379 [\[Link\]](#)
- 380 30. Jeka J, Oie K, Schöner G, Dijkstra T, Henson E. Position and velocity coupling of
381 postural sway to somatosensory drive. *J Neurophysiol*. 1998;79(4):1661-74. [\[Link\]](#)
- 382 31. Kiemel T, Oie SK, Jeka JJ. Multisensory fusion and the stochastic structure of postural
383 sway. *Biol Cybern*. 2002;87(4):262-77. [\[Link\]](#)
- 384 32. Du Pasquier RA, Blanc Y, Sinnreich M, Landis T, Burkhard P, Vingerhoets FJG. The
385 effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study. *Clin*
386 *Neurophysiol*. 2003;33(5):213-8. [\[Link\]](#)
- 387 33. Paoletti P, Mahadevan L. Balancing on tightropes and slacklines. *J R Soc Interface*.
388 2012;9(74):2097-108. [\[Link\]](#)
- 389 34. Wikstrom AE, Fournier AK, McKeon OP. Postural control differs between those with and
390 without chronic ankle instability. *Gait Posture*. 2010;32(1):82-6. [\[Link\]](#)
- 391 35. Riley PO, Benda BJ, Gill-Body KM, Krebs DE. Phase plane analysis of stability in quiet
392 standing. *J Rehab Res*. 1995;32(3):227-35. [\[Link\]](#)
- 393 36. Danis CG, Krebs DE, Gill-Body K, Sahrman S. Relationship between standing posture
394 and stability. *Phys Ther*. 1998;78(5):502-17. [\[Link\]](#)
- 395 37. Moghadam M, Ashayeri H, Salavati M, Sarafzadeh J, Taghipoor KD, Saeedi A, et al.
396 Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults:
397 effects of postural task difficulty and cognitive load. *Gait Posture*. 2011;33(4):651-5.
398 [\[Link\]](#)

2 **Capítulo 3 – Manuscrito 2 para submissão**

3

4 **Postural tasks and somatosensory constraints change the spatial**
5 **distribution of center-of-pressure speed in young healthy subjects**

6

7 Fellipe Machado Portela^a, Arthur de Sá Ferreira^{a,§}

8

9 ^a Postgraduation Program of Rehabilitation Science, Centro Universitário Augusto Motta, Rio
10 de Janeiro, RJ, Brazil

11

12 [§]Corresponding author

13 Arthur de Sá Ferreira, Ph.D.

14 Praça das Nações 34, 3º andar

15 Bonsucesso, Rio de Janeiro, RJ – Brazil

16 CEP 21041-021

17 Tel: +55(21)3868-5063

18

19 e-mail addresses:

20 FMP: fellipeportela@hotmail.com

21 ASF: arthur_sf@ig.com.br; arthurde@unisuamdoc.com.br

22

23 **Abstract**

24 The spatial distribution of center-of-pressure (CoP) speed during postural tasks on
25 undisturbed upright stance in healthy subjects and its changes due to somatosensory constraint
26 were investigated. Thirteen young, healthy volunteers performed two blocks of bipedal
27 postural tasks characterized by ‘feet apart/eyes opened’ and ‘feet together/eyes closed’. Each
28 block was separated by a 25-minute period of ischemic hypoxia to reduce the somatosensory
29 input from feet and ankles. CoP high-speed regions were identified in the statokinesigram
30 where CoP speed was higher than the average absolute maximal velocity. The kinematic
31 mapping was proposed for visualization, localization, and quantification of high-speed
32 regions in the statokinematogram. Localization of a single high-speed region in the central
33 region of the statokinesigram was observed during postural tasks with full sensory
34 information. A significant ($P<0.05$) increase in quantity of high-speed regions due to
35 increased postural challenge was observed for either postural task during ischemia and
36 somatosensory constraint. Two-way ANOVA revealed significant main effects ($P<0.05$) for
37 the quantity of high-speed regions and their average and maximal distance from the center of
38 the CoP area. The increased quantity of high-speed regions localized more distant to the
39 center of CoP area suggest that redirecting of CoP trajectory was necessary to adjust the
40 position of the CoM with respect to the egocentric reference of balance under sensory
41 constraints. Therefore, postural responses to challenging postural tasks and somatosensory
42 constraint are characterized by different spatial patterns of CoP speed, specifically an
43 increased quantity of high-speed regions and distance from the center of the CoP area.

44 **Keywords:** Kinematics; Postural balance; Platform stabilometry; Statokinesigram.

45

46 Highlights

- 47 • Center-of-pressure speed in XY plane is a important variable for postural control;
- 48 • Healthy subjects exhibit one, nearly-centered high-speed region during upright
- 49 standing;
- 50 • Changes in sensory input alter the spatial distribution of high-speed regions.

51 **1. Introduction**

52 Displacements of the body's center of mass (CoM) while subjects perform postural tasks have
53 been described by anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) coordinates of the body's
54 center of pressure (CoP) [1,2]. From the time-sampled CoP coordinates, it is possible to
55 calculate statistical, geometrical, kinematic, structural, and fractal variables related to postural
56 control in one or two spatial dimensions [2-4]. Several studies [5-7] investigated the postural
57 control in the undisturbed upright stance considering the position-based theory [8]. More
58 recent studies emphasized the role of velocity for postural control [9-12] such that they
59 provided support to the velocity-based theory of an intermittent control of the upright posture
60 [13]. Also, it was shown that kinematic variables (linear path, displacement area, and average
61 velocity in XY plane) reflect postural responses due to ageing [14], chronic ankle instability
62 [15], Parkinson's disease [16], diabetic peripheral neuropathy [17], muscle fatigue [18], and
63 somatosensory constraints [19]. The combination of CoP position and velocity in a phase-
64 plane plot was considered as an important tool for assessment of the postural control even in
65 an upright undisturbed stance [20]. Therefore, methods that combine kinematic variables may
66 provide new insights on postural control responses than methods based solely on either CoP
67 position or velocity.

68

69 Despite the alternative hypothesis of exploratory behavior of the CoP [21], postural tasks with
70 higher CoP area and velocity are usually interpreted as reduced (*i.e.* worse) postural control
71 [22]. Considering the biomechanical relationship between CoP position and velocity, an
72 interesting question arises: does it matters *where* the CoP displaces at *high* velocities? The
73 velocity-based postural control was reported to occur in the central region of the stabilogram,
74 where the CoP velocity reaches its maximal absolute values [13]. Indeed, assuming that the
75 body behaves as a single-linked inverted pendulum [23,24] under pure harmonic movement,

76 the maximal CoP velocity in each axis will be observed where the kinematic energy is also
77 maximal, *i.e.* the center of the CoP trajectory. Moreover, high CoP velocities should be
78 avoided near the boundaries of the base of support since there may be no time for efficient
79 postural adjustments at this location after a fall is initiated [25]. However, high CoP velocities
80 near the boundaries can be useful to quickly redirect the CoM towards the egocentric
81 reference of posture. Currently, the spatial distribution of regions with high CoP velocity
82 inside the CoP area and the effect of constraints in this spatial distribution remain
83 uninvestigated.

84

85 This work describes the spatial distribution of CoP velocity during postural tasks on upright
86 stance in healthy subjects and its changes due to somatosensory constraints. A companion
87 method for visualization, localization, and quantification of regions with high CoP velocity is
88 also presented, namely *kinematic mapping of high-speed regions* (HSR). It was hypothesized
89 that subjects performing postural tasks under complete sensory input will exhibit one HSR
90 nearly centered at the CoP area. In addition, suppression of sensory input is hypothesized to
91 increase both the quantity of HSR and the distance from these regions to the center of CoP
92 area.

93

94 **2. Methods**

95

96 *2.1 Subjects*

97 Thirteen healthy volunteers (8 female, 27 ± 5 years, 69.3 ± 8.9 kg, 1.68 ± 0.09 m) from the
98 academic community agreed to participate in this study between August and October/2012.
99 Volunteers were admitted after passing both clinical screening and physical examination to
100 exclude musculoskeletal, neurological and vascular disorders that might compromise their

101 safety and the execution of the protocol. This study was approved by the institutional ethics
102 committee before its execution (CAAE-02420912.8.0000.5235). All volunteers were
103 informed about the procedures and gave their written consent to participate in the study.

104

105 *2.2 Postural tasks*

106 This study was conducted in a silent room with controlled air temperature (21-23°C). Figure 1
107 illustrated the experimental protocol for somatosensory and biomechanical constraint.
108 Volunteers were instructed to step up on the platform bare-footed and to keep an undisturbed,
109 bipedal position with their arms hanging at their body sides. They performed two postural
110 tasks lasting 60 s preceded by 20 s each to avoid movement artifacts due to step up.
111 Combinations of visual and biomechanical constraints characterized the postural tasks: feet
112 apart (8 cm between heels, 10° angle) with eyes opened (FAEO), and feet together (heels in
113 contact, 10° angle) with eyes closed (FTEC). During EO tasks, volunteers were instructed to
114 focus on a small target fixed at the eye-level on a wall 1.5 m apart from the force platform.
115 Between postural tasks volunteers were allowed to rest during 60 s.

116

117 *2.3 Somatosensory constraint*

118 An ischemic hypoxia was performed between blocks to generate a somatosensory constraint
119 from feet and ankles [21]. Blood pressure was measure in both arms and legs with an
120 automated device (model G-TECH, BP3AF1-3, Onbo Electronics Co., China) to calculate the
121 ankle-brachial index (ABI) (group results: right ABI= 1.2±0.1; left ABI= 1.3±0.2) to rule out
122 subclinical peripheral vascular disease [26]. Two sphygmomanometer cuffs connected by a
123 “T” tube were positioned above the lateral malleolus of the ankle joint (Figure 1) to interrupt
124 the blood flow and consequently to impair conduction from deep and superficial
125 mechanoreceptors above the level of the cuffs [27]. The cuffs were manually inflated 75

126 mmHg above the systolic blood pressure (higher measure from both arms) for 25 minutes and
127 monitored regularly on both legs. After 15 minutes of ischemic hypoxia, both cutaneous
128 sensitivity and pain were monitored every 2 minutes by Semmes-Weinstein monofilament
129 testing (SORRI-Bauru, São Paulo, BR) and a verbal pain analog scale (VAS), respectively.
130 The two postural tasks were repeated after 25 minutes of ischemic hypoxia with the cuffs still
131 inflated. Following the last task, muscle strength was assessed to evaluate the preservation of
132 efferent innervation. Finally, both cuffs were deflated and the reactive hyperemia was
133 observed during 5-10 minutes before the subject was discharged from the experiment.

134

135 *2.3.1 Motor and sensory measurements*

136 Motor function test was performed based standard manual testing [28]. The tested muscle
137 groups included extensor digitorum longus and brevis, extensor hallucis longus, tibialis
138 anterior, flexor hallucis brevis, lumbricales and gastrocnemius. Verbal analog scale (VAS)
139 was applied every two minutes to assess the level of pain or discomfort from 0 (no discomfort
140 or pain) to 10 (severe discomfort or pain). Sensory test using monofilaments was performed
141 in a subgroup (n=5) according to the manufacturer's instructions. Briefly, monofilaments were
142 applied in sequence (green: 0.05 g; blue: 0.2 g; violet: 2.0g; red: 4.0g; orange: 10.0g;
143 magenta: 300 g) with the volunteers with eyes closed to eliminate visual cues. They were
144 asked to answer "yes" whenever they felt the monofilament. The test was performed three
145 times at the same place such that a single affirmative response was sufficient to characterize
146 the respective level of touch-pressure threshold.

147

148 *2.4 Instrumentation and computational methods*

149 Figure 2 summarizes the computational methods proposed in this study for generation, pre-
150 processing, and analysis of the statokinematogram (SKMG). All algorithms were

151 implemented in LabVIEW 8.0 (National Instruments, Texas, USA) running on Windows 7
152 (Microsoft Corporation, USA).

153

154 *2.4.1 Instrumentation, signal acquisition and pre-processing*

155 Raw signals were acquired at 100 Hz from analog channels of the force platform
156 (AccuSwayPlus, AMTI, Massachusetts, USA) and digitalized by a 16-bit converter (± 10 V,
157 NI-USB 6210, National Instruments, Texas, USA). Digitized signals were stored for off-line
158 processing and used to calculate forces (F_x , F_y , F_z) and moments of force (M_x , M_y , M_z) with
159 the calibration matrix provided by the platform's manufacturer. CoP coordinates were
160 calculated according to the manufacturer's manual. CoP univariate signals were detrended
161 and had their mean value subtracted before a low-pass digital filter (2nd order, Butterworth
162 filter, cutoff frequency of 2.5 Hz) was applied in direct and reverse direction [29]. CoP signals
163 processed at this stage were used to compute the following variables related to body sway in
164 both ML (X-axis) and AP (Y-axis) directions [15]: standard deviation (SDX , SDY), and
165 maximum velocity (VX_{max} , VY_{max}) from stabilograms; elliptical area using the principal
166 component analysis method ($Area$) [30] and average velocity (VXY_{avg}) from
167 statokinesigrams.

168

169 *2.4.2 Calculation of CoP velocity and speed*

170 CoP velocity was calculated using the finite difference calculus and the central difference
171 method to each coordinate X and Y separately (V_x and V_y , respectively). CoP velocity in the i^{th}
172 sample (equations 1-2) was estimated considering the adjacent samples $i-1$ and $i+1$, thus
173 providing a time alignment between the reference position for calculating the CoP velocity
174 and the spatial coordinates of the XY axes [24,31]:

175

176 (1) $V_{x_i} = \frac{x_{i+1} - x_{i-1}}{2\Delta t}$

177 (2) $V_{y_i} = \frac{y_{i+1} - y_{i-1}}{2\Delta t}$

178

179 Where Δt represents the acquisition time interval, i corresponds to the sample index, x_{i-1} and
 180 x_{i+1} COP are the coordinates of the X-axis in the samples surrounding the i^{th} sample, and y_{i-1}
 181 and y_{i+1} are the coordinates of the COP in the Y-axis in the samples surrounding the i^{th}
 182 sample. The CoP speed in the XY plane (V_{xy}) was estimated using equation 3:

183

184 (3) $V_{xy_i} = \sqrt{V_{x_i}^2 + V_{y_i}^2}$

185

186 2.4.3 Kinematic mapping of high-speed regions

187 Kinematic mapping of HSR is defined as the spatial localization of CoP speed in spatial
 188 synchronization with the time-sampled CoP bivariate series. The aim is to map areas with
 189 CoP speed higher than an empirical threshold previously proposed [32]. The thresholds are
 190 estimated from the average absolute maximal velocity ($AAMV$) from 2-seconds epoch of V_x
 191 and V_y , namely $AAMV_x$ and $AAMV_y$ respectively. In this work, another threshold adapted to
 192 the CoP bivariate signal was estimated from the average absolute maximal velocity of 2-
 193 seconds epochs of V_{xy} ($AAMV_{xy}$). Therefore, regions in which the CoP spatial coordinates
 194 have V_{xy} greater than $AAMV_{xy}$ are denominated HSR. As previously observed, $AAMV_x$ and
 195 $AAMV_y$ thresholds are affected by postural tasks [32] and thus all thresholds were estimated
 196 for each postural task.

197

198 The statokinematogram is a map for localization and visualization of HSR. A bi-dimensional
 199 matrix (bin resolution: 1x1 mm) was generated from the CoP bivariate series with all values

200 initialized to zero. A comparison is then performed between V_{xy} and $AAMV_{xy}$: if the i^{th} sample
 201 of V_{xy} estimated for the respective bin coordinate (X_i, Y_i) is higher than $AAMV_{xy}$ its value is
 202 summed to the previous value in the respective bin; else the next sample is compared. At the
 203 end of this loop the cumulative sum in each bin is divided by the quantity of samples stored
 204 on the respective bin to obtain the CoP average speed. As this map present low spatial
 205 resolution and noise (*i.e.* “quantization error” due to categorization of continuous CoP
 206 velocity values into discrete bins), a median spatial filtering with a 3x3 kernel size followed
 207 by spatial interpolation with bilinear algorithm was performed (Figure 3, Movie 1) [33].

208

209 *2.4.4 Localization of HSR and quantification of the SKMG*

210 The bi-dimensional matrix with CoP average speed above $AAMV_{xy}$ was converted to a binary
 211 matrix with bins marked as above (=1) or equal or below (=0) this threshold. In sequence, a
 212 two-scan connected-component labeling algorithm [34] was applied to the binary matrix to
 213 count the quantity of HSR above $AAMV_{xy}$ and to locate their centroids. Since a variable count
 214 of HSR may be observed, three variables were estimated from the centroid coordinates:

215 1) $nHSR$: the quantity of non-connected HSR (*i.e.* HSR that do not share bins) inside the CoP
 216 area. This variable represents the quantity of sites for changing the CoP trajectory for
 217 stabilization of posture.

218 2) D_{avg} : the averaged Euclidean distance between all HSR centroids and the center of the
 219 CoP area. This variable represents the expected distances from HSR to the CoP area.

220 3) D_{max} : the maximal Euclidean distance among all HSR centroids and the center of the CoP
 221 area. This variable represents the extreme distance from HSR to the CoP area, being the
 222 maximal value often regarded as a relevant factor when studying the biomechanics postural
 223 control [35].

224

225 2.5 Statistical analysis

226 Two-way repeated analysis of variance (ANOVA 2×2) was performed to test the null
227 hypothesis of no main or interaction effects related to factors ‘postural task’ (levels: FAEO;
228 FTEC) and ‘somatosensory constraint’ (levels: no ischemia; during ischemia) on each
229 dependent variable from stabilogram (SDX , SDY , $VXmax$, $VYmax$), statokinesigram ($VXYavg$,
230 $Area$), and statokinematogram ($Dmax$ and $Davg$). The marginal homogeneity test was used to
231 test the null hypothesis of equal marginal proportions of $nHSR$ among levels in all four levels.
232 Association between variables (levels: FAEO, before ischemia) was tested using the
233 Spearman rank correlation coefficient ($H_0: \rho=0$). Values in tables are presented as mean \pm SD
234 for continuous variables, median [minimum; maximum] for ordinal variables, and absolute
235 frequency (%) for nominal ones. Statistical significance was considered at $P<0.05$ with the
236 adjusted P-value based on the stepwise rejection Li’s procedure [36]. Statistical analyses were
237 performed in SPSS 17 (SPSS Inc., Illinois, USA).

238

239 3. Results

240 Sensory-motor analysis revealed that all tested subjects presented preserved muscle strength
241 (grade 5) after 25 minutes of ischemia in every tested muscle. Also, all subjects reported
242 numbness in the lower extremities and pain intensity averaged 4.4 ± 1.6 on VAS. The subgroup
243 of subjects tested with monofilaments reported increased touch-pressure threshold (sensitivity
244 at the violet-colored monofilament).

245

246 The main results related to stabilometric variables are summarized in Table 1. An overall
247 significant difference in marginal proportions ($P=0.002$) was observed among the four levels
248 in $nHSR$. Paired analysis revealed significant marginal differences for somatosensory
249 constraint during FTEC ($P=0.019$), as well as for postural tasks during ischemia ($P=0.022$). A

250 significant interaction between postural task and somatosensory constraint was observed for
 251 D_{avg} [Wilks' Lambda = 0.708, $F(1,12) = 4.961$, $P=0.046$, $\eta^2=0.292$]. D_{max} was significantly
 252 higher for FTEC [Wilks' Lambda = 0.485, $F(1,12) = 12.718$, $P=0.004$, $\eta^2=0.515$] and during
 253 somatosensory constraint [Wilks' Lambda = 0.586, $F(1,12) = 8.470$, $P=0.013$, $\eta^2=0.414$], but
 254 without significant interaction ($P=0.053$). $AAMV_x$ was significantly higher for FTEC [Wilks'
 255 Lambda = 0.211, $F(1,12) = 44.890$, $P<0.001$, $\eta^2=0.789$] but not significantly different under
 256 somatosensory constraint [Wilks' Lambda = 0.831, $F(1,12) = 2.448$, $P=0.144$, $\eta^2=0.169$].
 257 $AAMV_y$ was significantly higher for FTEC [Wilks' Lambda = 0.219, $F(1,12) = 42.778$,
 258 $P<0.001$, $\eta^2=0.781$] and during somatosensory constraint [Wilks' Lambda = 0.157, $F(1,12) =$
 259 64.521 , $P<0.001$, $\eta^2=0.843$] but without significant interaction ($P=0.114$). Finally, $AAMV_{xy}$
 260 was significantly higher for FTEC [Wilks' Lambda = 0.207, $F(1,12) = 45.921$, $P<0.001$,
 261 $\eta^2=0.793$] and during somatosensory constraint [Wilks' Lambda = 0.195, $F(1,12) = 49.692$,
 262 $P<0.001$, $\eta^2=0.805$], but without significant interaction ($P=0.141$).

263

264 SD_x was significantly higher for FTEC [Wilks' Lambda = 0.170, $F(1,12) = 58.771$, $P<0.001$,
 265 $\eta^2=0.830$] but not during somatosensory constraint [Wilks' Lambda = 0.997, $F(1,12) = 0.034$,
 266 $P=0.857$, $\eta^2=0.003$]. SD_y was significantly higher for FTEC [Wilks' Lambda = 0.365, $F(1,12)$
 267 $= 20.870$, $P=0.001$, $\eta^2=0.635$] and during somatosensory constraint [Wilks' Lambda = 0.415,
 268 $F(1,12) = 16.887$, $P=0.001$, $\eta^2=0.585$] but without significant interaction ($P=0.066$). A
 269 significant interaction between postural task and somatosensory constraint was observed for
 270 VX_{max} [Wilks' Lambda = 0.674, $F(1,12) = 5.812$, $P=0.033$, $\eta^2=0.326$]. VY_{max} was
 271 significantly higher for FTEC [Wilks' Lambda = 0.614, $F(1,12) = 7.544$, $P=0.018$, $\eta^2=0.386$]
 272 but not during somatosensory constraint [Wilks' Lambda = 0.942, $F(1,12) = 0.736$, $P=0.408$,
 273 $\eta^2=0.058$]. $Area$ was significantly higher for FTEC [Wilks' Lambda = 0.300, $F(1,12) =$
 274 27.967 , $P<0.001$, $\eta^2=0.700$] and during somatosensory constraint [Wilks' Lambda = 0.541,

275 $F(1,12) = 10.166, P=0.008, \eta^2=0.459]$ but without significant interaction ($P=0.068$). Finally,
 276 V_{avg} was significantly higher for FTEC [Wilks' Lambda = 0.173, $F(1,12) = 57.412, P<0.001,$
 277 $\eta^2=0.827]$ and during somatosensory constraint [Wilks' Lambda = 0.299, $F(1,12) = 28.170,$
 278 $P<0.001, \eta^2=0.701]$ but without significant interaction ($P=0.190$).

279

280 Variable *Area* was positively correlated to $AAMV_x$ ($\rho=0.569; P=0.021$), $AAMV_y$ ($\rho=0.664;$
 281 $P=0.007$), and $AAMV_{xy}$ ($\rho=0.641; P=0.009$). Variable *nHSR* was positively correlated to D_{avg}
 282 ($\rho=0.804; P<0.001$) and D_{max} ($\rho=0.804; P<0.001$). Conversely, *Area* was not significantly
 283 correlated to *nHSR* ($\rho=0.379; P=0.101$), D_{avg} ($\rho=0.426; P=0.073$), or D_{max} ($\rho=0.426;$
 284 $P=0.073$).

285

286 **4. Discussion**

287 This work described the spatial distribution of CoP speed during undisturbed upright stance in
 288 healthy subjects and its changes due to postural tasks and somatosensory constraints using the
 289 proposed method of kinematic mapping. The main results of this study are: 1) reduced BoS
 290 and reduced somatosensory input increased both the quantity of HSR as well as their distance
 291 from the center of the CoP area, and 2) the method for kinematic mapping of HSR is sensitive
 292 to changes in postural task and somatosensory constraint. Since larger CoP area and velocity
 293 can be interpreted as an outcome from more unstable conditions [15], the increase in variables
 294 from statokinematogram (*nHSR*, D_{avg} , and D_{max}) suggest that a different postural control
 295 strategy is performed to redirect the CoM to the reference position area under more 'postural
 296 challenging' conditions, characterized by different spatial distributions of CoP speed. The
 297 procedures used in this study are well known to generate postural challenges, especially in
 298 case of combined visual, biomechanical and somatosensory constraints [21,27]. The results of
 299 concerning variables from stabilogram and statokinesigram are consistent with previous ones

300 that used similar ischemic hypoxia models and CoP signal processing techniques [21,37,38].
301 This increase can be explained by the susceptibility of somatosensory afferent fibers (large
302 diameter) to ischemic hypoxia [27,38], thus generating somatosensory constraints that in turn
303 cause postural instability.

304

305 The hypothesis that a single HSR appears in the statokinematogram during postural tasks with
306 full sensory information was confirmed. Although the velocity-based postural control has
307 been reported to occur in the central region of the stabilogram (CoP univariate analysis) [13],
308 this is the first study to confirm the spatial localization of HSR in terms of CoP bivariate
309 analysis. Also, the hypothesis of increase in *nHSR* due to increased postural challenge was
310 also confirmed for both postural task and somatosensory constraint during FTEC. The reason
311 for occurrence of more HSR could not be determined in this study, but we argued that such
312 observation reflects the need for more changes in CoP trajectory redirecting the CoM to
313 maintain an upright posture under limited sensory input.

314

315 Likewise, the hypothesis that suppression of sensory input increases the distance from HSR to
316 the center of CoP area was also confirmed. The interaction effect observed for *Davg* indicated
317 that the effect of the absence of vision and change biomechanics was greater during ischemia
318 for this variable. The fact that an increased quantity of HSR was localized more distant to the
319 center of CoP area suggest that redirecting of CoP trajectory was more necessary to adjust the
320 position of the CoM with respect to the egocentric reference of balance. It may be argued that
321 increased statokinematogram variables are expected due to also increased CoP area. However,
322 the lack of significant correlations between *Area* and all statokinematogram variables do not
323 support this argument. Therefore, the observed changes in spatial distribution seems to be not
324 explained by changes in CoP area and this fact needs to be investigated in future studies.

325

326 $AAMV_x$ showed a significant main effect for postural task, but not for somatosensory
327 constraint, while $AAMV_y$ showed a significance main effect for both factors. These data
328 suggest that the AP threshold for redirecting the CoP was adjusted to fit the new condition of
329 somatosensory constraint, which is in agreement with the ‘sensory reweighting’ during
330 limited sensory information [27]. Despite small differences between protocols and signal
331 processing techniques, the calculated $AAMV_x$ and $AAMV_y$ in this study show similar behavior
332 to those previously observed [32], both in relation to the group-average values and to the main
333 effect under no visual input. However, no explicit explanation was provided to the observed
334 increase in $AAMV_x$ and $AAMV_y$ as estimated with/without visual input [13,32]. Considering
335 the significant, positive correlation coefficients observed between $Area$ and all three
336 thresholds, our explanation is that a considerable amount of increase in CoP velocity
337 threshold is explained by an increase in CoP area. The remaining increase in threshold may be
338 interpreted as an ‘error margin’ to tolerate higher CoP displacements under conditions of
339 limited sensory input. Further studies should investigate if there is a causal relationship
340 between CoP area and those empirical velocity thresholds, and if the increase in AAMV not
341 correlated to $Area$ is indeed an error margin – and if so, how it is established by the central
342 nervous system (CNS). The latter case may be the most promising one since the $AAMV$ was
343 claimed to be a predictor of risk of fall in the elderly [13,32].

344

345 While $AAMV_x$ and $AAMV_y$ represent the empirical thresholds at which individuals changed
346 their CoP direction in each axis, a more general interpretation applies to $AAMV_{xy}$ as the
347 threshold at which the CoP changes its direction on the XY plane. Interestingly, the threshold
348 $AAMV_{xy}$ also showed a main effect with postural task and somatosensory constraint, but with
349 an unanticipated result: even higher values than those expect from the vector addition of V_x

350 and V_y (e.g., FAEO before ischemia: $\sqrt{4.20^2 + 7.12^2} = 8.27$ cm/s; $AAMV_{xy} = 19.43$ cm/s).
351 These univariate thresholds ($AAMV_x$, $AAMV_y$) define the semi-axes of an ellipse for the
352 intermittent control of posture based on velocity information. In turn, the $AAMV_{xy}$ threshold
353 defines the radius of a circle with much greater area than its elliptical counterpart (Figure 4).
354 Therefore, $AAMV_x$ and $AAMV_y$ seems to be underestimations of the *true* CoP speed threshold
355 used by the CNS and therefore they do not to capture the CoP velocity in the XY plane.
356 Although the CoM (and consequently CoP) displacement can be separated into orthogonal
357 components, a bivariate threshold is physiologically justified since most body muscles do not
358 act on a single joint axis. This finding, not investigated in previous studies using univariate
359 $AAMV$ [13,32], suggests the existence of a ‘bivariate’ threshold to be used by the postural
360 control system that needs further investigation.

361
362 This work presents some limitations, mainly related to the protocol and the proposed method
363 for kinematic mapping. Although the period of ischemic hypoxia applied in this study was
364 considered to induce partial somatosensory loss in healthy subjects [21], our results in a
365 subgroup of subjects suggest loss somatosensory, it was considered as sufficient to cause
366 changes in somatosensory input by other authors [37] and yielded comparable results to those
367 reported elsewhere [21,37,38]. Also, the effect of the signal acquisition duration and sampling
368 frequency on the statokinematogram variables needs to be clarified since both parameters are
369 known to affect others stabilometric parameters [40-42]. Finally, the reliability of the
370 proposed method regarding intra-subject variability over consecutive trials of the same
371 postural tasks was not yet evaluated. Nevertheless, the observed results and companion
372 method provided new insights on how the central nervous system controls the upright posture.

373

374 **5. Conclusion**

375 Postural responses to challenging postural tasks and somatosensory constraint are
376 characterized by different spatial patterns of CoP speed, specifically an increased quantity of
377 HSR and distance from the center of the CoP area. The role of the bivariate CoP speed
378 threshold $AAMV_{xy}$ for postural control needs further investigation.

379

380 **Acknowledgements**

381 This study was supported by a grant (n° E-26/103.066/2012) from the Fundação Carlos
382 Chagas Filho de Amparo à Pesquisa no Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ).

383

384 **Conflict of interest**

385 The authors declare that they have no competing interests.

386

387 **References**

- 388 [1] Winter, D.A., Human balance and posture control during standing and walking, *Gait*
389 *Posture* 3 (1995) 193-214.
- 390 [2] Duarte, M., Freitas, S.M.S.F., Revision of posturography based on force plate for balance
391 evaluation. *Rev. Bras. Fisioter.* 14(2010)183-192.
- 392 [3] Kapteyn, T.S., Bles, W., Njiokiktjien, C.J., Kodde, L., Massen, C.H., Mol, J.M.F.,
393 Standardization in platform stabilometry being apart of posturography, *Agressology* 24
394 (1983) 321-326.
- 395 [4] Baratto, L., Morasso, P.G., Re, C., Spada, G., A new look at posturographic analysis in
396 the clinical context: sway-density vs. other parameterization technique, *Motor Control* 6
397 (2002) 246-270.
- 398 [5] Zatsiorsky, M.V., King, L.D., An algorithm for determining gravity line location from
399 posturographic recordings, *J. Biomech.*31 (1998) 161-164.

- 400 [6] Duarte, M., Zatsiorsky, V.M., Effects of body lean and visual information on the
401 equilibrium maintenance during stance, *Exp. Brain. Res.* 146 (2002) 60-69.
- 402 [7] Juras, G., Stomka, K., Fredyk, A., Sobota, G., Bacik, B., Evaluation of the limits of
403 stability (LOS) balance test, *J. Human Kinet.* 19 (2008) 39-52.
- 404 [8] Collins, J.J., De Luca, C.J., Open-Loop And Closed-Loop Control Of Posture: A
405 Random-Walk analysis of center-of-pressure trajectories, *Exp. Brain. Res.* 95 (1993) 308-
406 318.
- 407 [9] Pai, Y.C., Patton, J., Center of mass velocity-position predictions for balance control, *J.*
408 *Biomech.* 30 (1997) 347-354.
- 409 [10] Masani, K., Popovic, M.R., Nakazawa, K., Kouzaki, M., Nozaki, D., Importance of body
410 sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance, *J.*
411 *Neurophysiol.* 90 (2003) 3774-3782.
- 412 [11] Jeka, J., Kiemel, T., Creath, R., Horak, F., Peterka, R., Controlling human upright
413 posture: velocity information is more accurate than position or acceleration, *J.*
414 *Neurophysiol.* 92 (2004) 2368-2379.
- 415 [12] Sasagawa, S., Ushiyama, J., Kouzaki, M., Kanehisa, H., Effect of the hip motion on the
416 body kinematics in the sagittal plane during human quiet standing, *Neurosci. Lett.* 450
417 (2009) 27-31.
- 418 [13] Delignières, D., Torre, K., Bernard, L.P., Transition from Persistent to Anti-Persistent
419 Correlations in Postural Sway Indicates Velocity-Based Control, *PLoS Comput. Biol.* 7
420 (2011).
- 421 [14] Du Pasquier, R.A., Blanc, Y., Sinnreich, M., Landis, T., Burkhard, P., Vingerhoets,
422 F.J.G., The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study.
423 *Clin. Neurophysiol.* 33 (2003) 213-218.

- 424 [15] Wikstrom, A.E., Fournier, A.K., McKeon, O.P., Postural control differs between those
425 with and without chronic ankle instability, *Gait Posture*. 32 (2010) 82-86.
- 426 [16] Mitchell, L.S., Collins, J.J., De Luca, C.J., Burrows, A., Lipsitz, A.L., Open-loop and
427 closed-loop postural control mechanisms in Parkinson's disease: increased mediolateral
428 activity during quiet standing, *Neurosci. Lett.* 197 (1995) 133-136.
- 429 [17] Boucher, P., Teasdale, N., Courtemanche, R., Bard, C., Fleury, M., Postural Stability in
430 Diabetic Polyneuropathy, *Diabetes Care* 18 (1995) 638-645.
- 431 [18] Hlavackova, P., Vuillerme, N., Do somatosensory conditions from the foot and ankle
432 affect postural responses to plantar-flexor muscles fatigue during bipedal quiet stance?
433 *Gait Posture*. 36 (2012) 16-19.
- 434 [19] Wang, T.Y., Lin, S.I., Sensitivity of plantar cutaneous sensation and postural stability,
435 *Clin. Biomech.* 23 (2008) 493-499.
- 436 [20] Riley, P.O., Benda, B.J., Gill-Body, K.M., Krebs, D.E., Phase plane analysis of stability
437 in quiet standing, *J. Rehab. Res.* 32 (1995) 227-235.
- 438 [21] Carpenter, M.G., Murnaghan, C.D., Inglis, J.T., Shifting the balance: evidence of an
439 exploratory role for postural sway, *Neuroscience*. 171 (2010) 196-204.
- 440 [22] Raymakers, J.A., Samson, M.M., Verhaar, H.J.J., The assessment of body sway and the
441 choice of the stability parameter(s), *Gait Posture*. 21 (2005) 48-58.
- 442 [23] Winter, D.A., Patla, A.E., Prince, F., Ishac, M., Gielo-Perczak, K., Stiffness control of
443 balance in quiet standing, *J. Neurophysiol.* 80 (1998) 1211-1221.
- 444 [24] Winter, D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, third ed., Wiley,
445 Ontario-Canada, 2005.
- 446 [25] Riccio, G.E., Information in movement variability about the qualitative dynamics of
447 posture and orientation. In: K.M. Newell and D.M. Corcos, ed., *Variability and Motor*
448 *Control*, IL, USA, Human Kinetics Publishers, 1993, 317-357.

- 449 [26] Al-Qaisi, M., Nott, M.D., King, H.D., Kaddoura, S., Ankle Brachial Pressure Index
450 (ABPI): An update for practitioners, *Vasc. Health Risk Manag.* 5 (2009) 833-841.
- 451 [27] Horak, F.B., Nashner, L.M., Diener, H.C., Postural strategies associated with
452 somatosensory and vestibular loss, *Exp. Brain. Res.* 82 (1990) 167-177.
- 453 [28] Hislop, H.J., Montgomery, J., Daniels & Worthingham *Provas de função muscular*, sixth
454 ed., Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1996, 211-224.
- 455 [29] Vieira, T.M.M., Oliveira, L.F., Nadal, J., Estimation procedures affect the center of
456 pressure frequency analysis, *Braz. J. Med. Biol. Res.* 42 (2009) 665-673.
- 457 [30] Oliveira, L.F., Simpson, D.M., Nadal, J., Calculation of area stabilometric signals using
458 principal component analysis, *Physiol. Meas.* 17 (1996) 305-312.
- 459 [31] Robertson, G., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S., *Research Methods in*
460 *Biomechanics*, Human Kinetics Press, 2004.
- 461 [32] Delignières, D., Torre, K., Bernard, L.P., Interest of velocity variability and maximal
462 velocity for characterizing center-of-pressure fluctuations, *Science Motricité* 74 (2011)
463 31-37.
- 464 [33] Pedrini, H., Schwartz, W.R., *Análise de imagens digitais - Princípios, Algoritmos e*
465 *Aplicações*, Thomson Learning, São Paulo, 2008.
- 466 [34] He, L.F., Chao, Y.Y., Suzuki, K., A Run-Based Two-Scan Labeling Algorithm, *IEEE*
467 *Trans. Image Process.* 17 (2008) 749-756.
- 468 [35] King, D.L., Zatsiorsky, V.M., Periods of extreme ankle displacement during one-legged
469 standing. *Gait Posture.* 15 (2002) 172-179.
- 470 [36] Li, J.J., A two-step rejection procedure for testing multiple hypotheses, *J. Stat. Plann.*
471 *Inference.* 138 (2008) 1521-1527.
- 472 [37] Fitzpatrick, R., Rogers, K.D., McCloskey, D.I., Stable human standing with lower-limb
473 muscle afferents providing the only sensory input, *J. Phys.* 480 (1994) 395-403.

- 474 [38]Mauritz, K.H., Dietz, V., Characteristics of postural instability induced by ischemic
475 blocking of leg afferents, *Exp. Brain Res.* 38 (1980) 117-119.
- 476 [39]Redfern, M.S., Yardley, L., Bronstein, A.M., Visual influences on balance,*J. Anxiety*
477 *Disord.* 15 (2001) 81-94.
- 478 [40]Le Clair, K., Riach, C., Postural stability measures: what to measure and for how long,
479 *Clin. Biomech.* (1996) 176-178.
- 480 [41]Carpenter, M.G., Frank, J.S., Winter, D.A., Peysar, G.W., Sampling duration effects on
481 centre of pressure summary measures, *Gait Posture.* (2001) 35-40.
- 482 [42]Van der Kooj, H., Campbell, A.D., Carpenter, M.G., Sampling duration effects on centre
483 of pressure descriptive measures, *Gait Posture.* (2011) 19-24.
- 484

485 **Figure legends**

486 **Figure 1: Positioning for postural tasks and somatosensory constraint.**

487 *Top:* Lower extremity positioning (*left:* feet apart; *right:* feet together) before ischemic
 488 hypoxia. *Bottom:* Lower extremity positioning (*left:* feet apart; *right:* feet together) during
 489 ischemic hypoxia with the sphygmomanometer cuff.

490

491 **Figure 2: Flowchart for signal acquisition, processing and analysis of the**
 492 **statokinematogram.**

493 Computational methods proposed for generation, pre-processing, and analysis of the
 494 statokinematograms. Abbreviations: *AAMV_x*: average absolute maximal velocity on X-axis;
 495 *AAMV_y*: average absolute maximal velocity on Y-axis; *AAMV_{xy}*: average absolute maximal
 496 velocity on XY plane; *D_{avg}*: average Euclidean distance from centroid; *D_{max}*: maximal
 497 Euclidean distance from centroid; *HSR*: high-speed regions; *SDV_x*: standard-deviation on X-
 498 axis; *SDV_y*: standard-deviation on Y-axis; *V_X*: Velocity on X-axis; *V_{Xmax}*: maximal velocity
 499 on X-axis; *V_{XY}*: velocity on XY plane; *V_{XYavg}*: average velocity on XY plane; *V_Y*: velocity
 500 on Y-axis; *V_{Ymax}*: maximal velocity on Y-axis.

501

502 **Figure 3: Velocity time series in stabilograms and statokinesigrams, and high-speed**
 503 **regions on the statokinematogram.**

504 *From top to bottom:* Center-of-pressure (CoP) velocity time series from mediolateral and
 505 anteroposterior stabilograms, and CoP speed time series from statokinesigram (all during feet
 506 apart/eyes opened, before ischemic hypoxia). Bellow is exhibited four statokinematograms
 507 from all combinations of postural tasks and somatosensory constraint from the same subject
 508 (#5). Dotted lines represent the thresholds for positive and negative axis and higher plane.
 509 Colored areas correspond to the high-speed regions (HSR) in the statokinematogram.

510

511 **Figure 4: Ellipses and circles for center-of-pressure (CoP) velocity, grouped by postural**
512 **tasks and somatosensory constraint.**

513 *Top:* Comparison of the boundary limits of CoP velocity based on thresholds in the
514 stabilogram ($AAMV_x$, $AAMV_y$) and the statokinesigram ($AAMV_{xy}$). Notice the effect of postural
515 task and somatosensory constraint in the inner area. *Bottom:* Comparison of the ellipse and
516 circle areas for the same postural task and somatosensory condition.

517

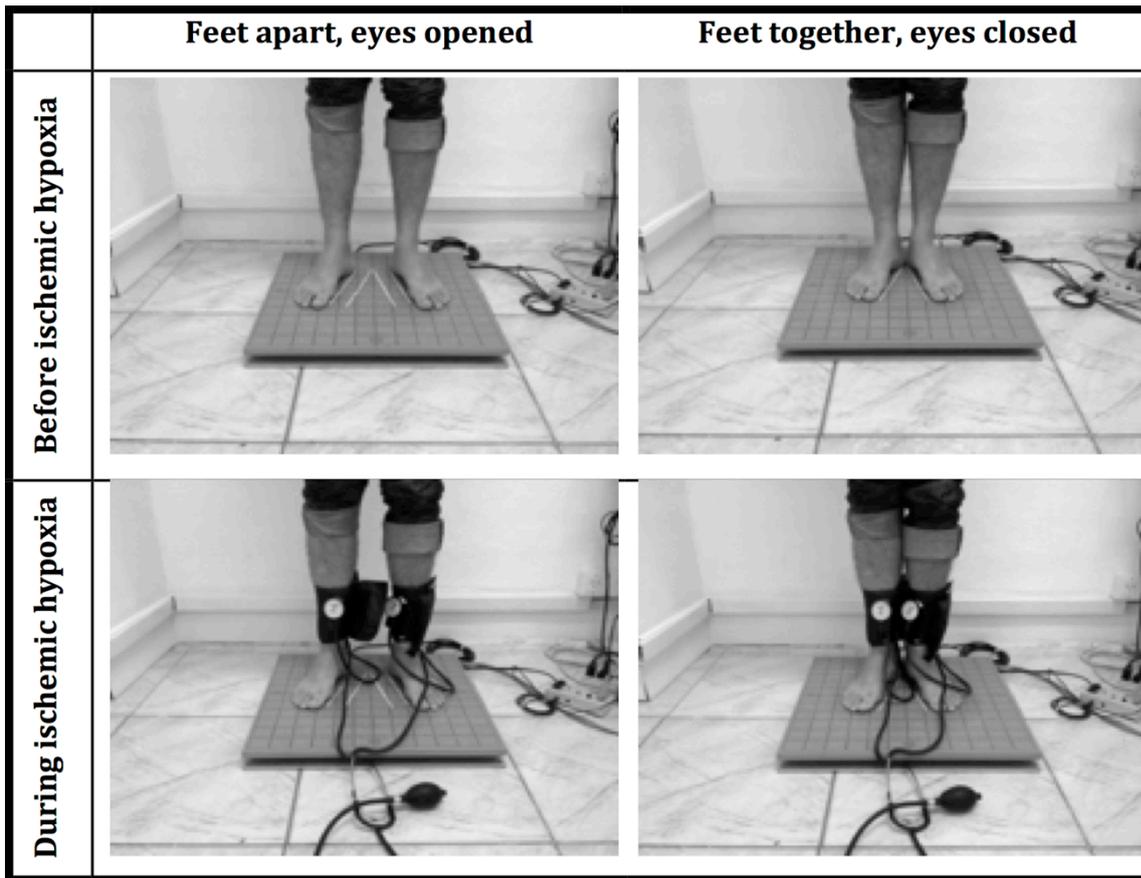
518 **Supplementary files**

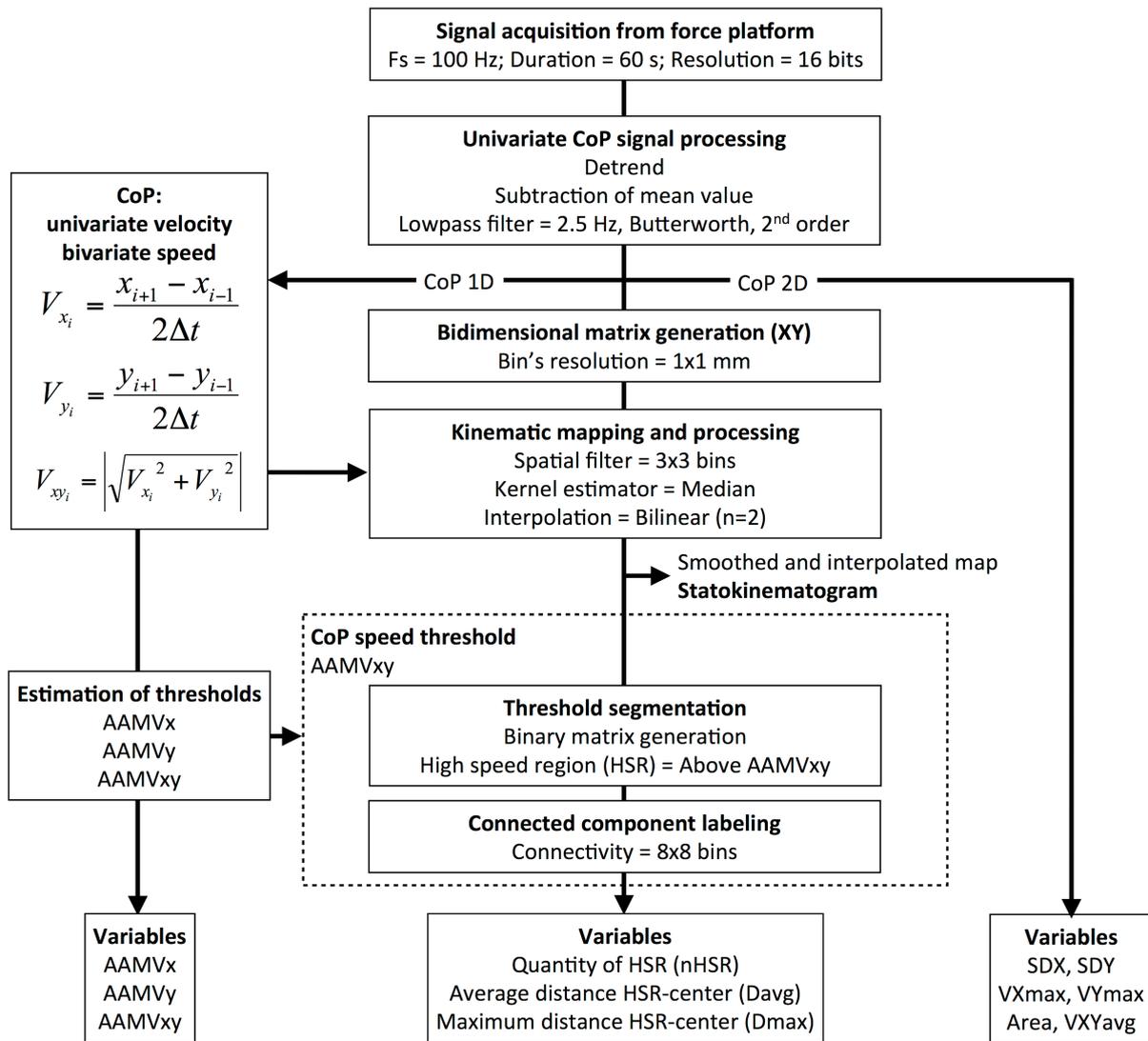
519

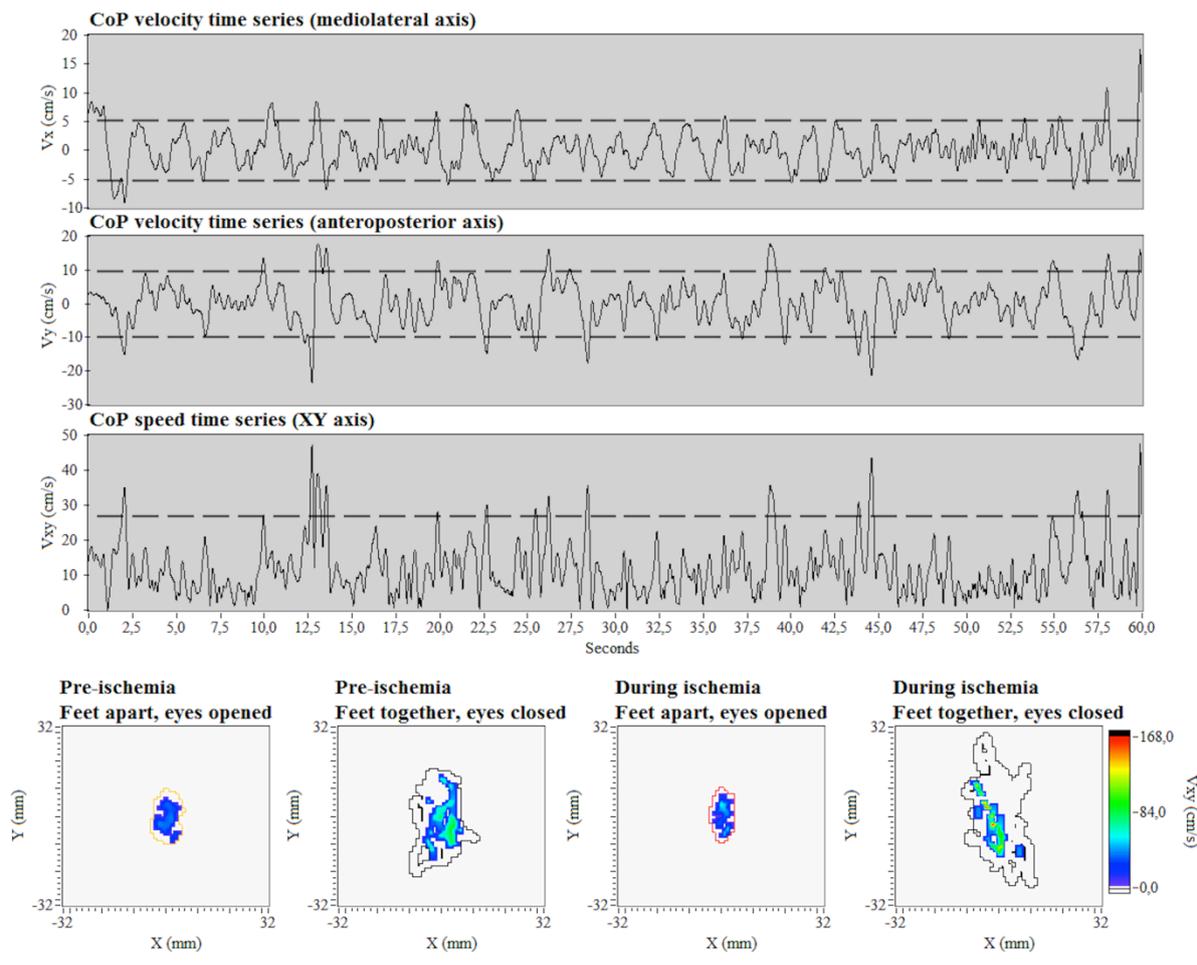
520 **Movie 1: Generation of the statokinematogram by the proposed method of kinematic**
521 **mapping.**

522 *Analysis of CoP univariate and bivariate time series along with their respective thresholds,*
523 *and the corresponding statokinematogram with the high-speed regions. Each frame*
524 *corresponds to a sample included in the CoP time series and is displayed simultaneously in*
525 *all graphs. The signal was pre-processed for detrended, mean subtraction and low-pass*
526 *filtering. See text for details.*

527







530

531

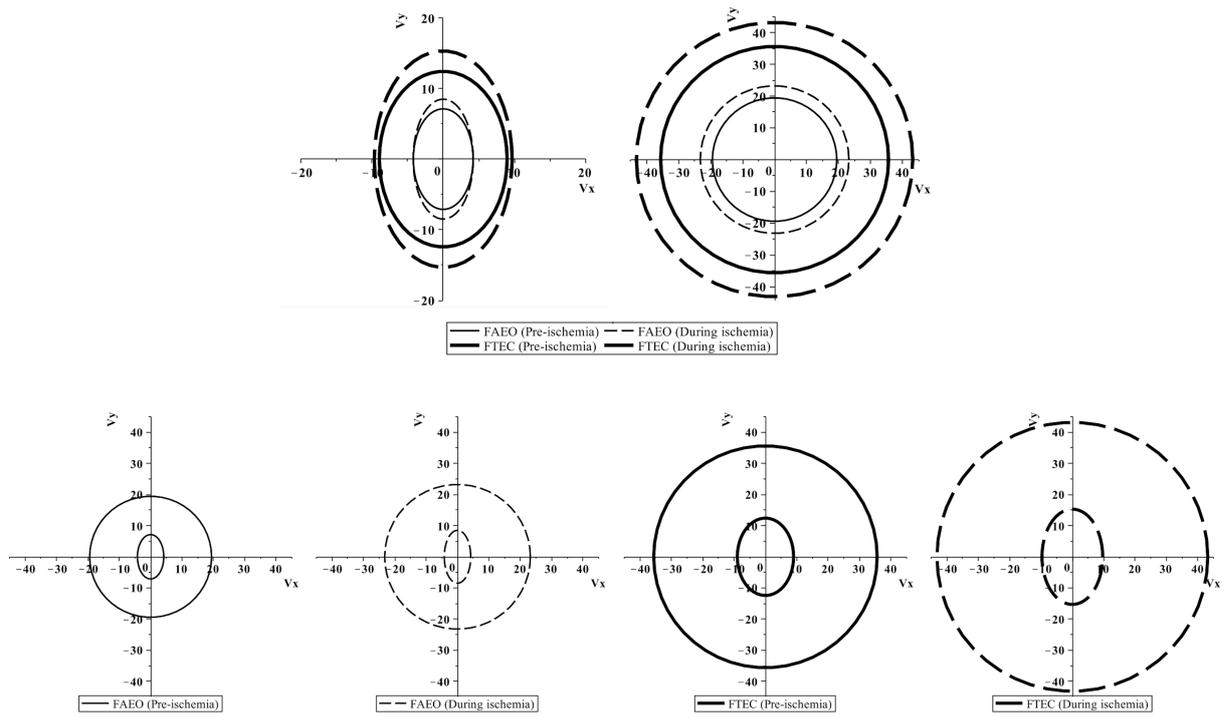


Table 1: Comparative analysis of stabilometric parameters according to the postural task and somatosensory constraints on variables from the stabilogram, statokinesigram, and statokinematogram.

	Feet apart, eyes opened		Feet together, eyes closed		<i>P</i> -value
	Before hypoxia	During hypoxia	Before hypoxia	During hypoxia	
Statokinematogram					
<i>nHSR</i>	1 [1; 2]	1 [1; 4]	1 [1; 4]	3 [1; 5]	0.022 ^a ; 0.019 ^b
<i>Davg</i> (mm)	1.67±1.56	2.38±2.17	3.04±2.26	6.03±2.55	0.046 ^c
<i>Dmax</i> (mm)	2.21±2.41	3.53±3.50	4.69±4.12	9.38±4.22	0.004 ^a ; 0.013 ^b
<i>AAMVx</i> (cm/s)	4.20±0.79	4.22±0.72	8.98±2.98	9.68±3.48	<0.001 ^a ; 0.144 ^b
<i>AAMVy</i> (cm/s)	7.12±1.55	8.49±2.07	12.42±4.01	15.31±4.78	<0.001 ^a ; <0.001 ^b
<i>AAMVxy</i> (cm/s)	19.43±3.44	23.22±5.64	35.62±10.46	43.17±13.37	<0.001 ^a ; <0.001 ^b
Statokinesigram					
<i>Area</i> (cm ²)	0.37±0.19	0.42±0.26	1.30±0.77	1.78±1.05	<0.001 ^a ; 0.008 ^b
<i>VXYavg</i> (cm/s)	0.42±0.08	0.47±0.09	0.80±0.24	0.93±0.27	<0.001 ^a ; <0.001 ^b
Stabilogram					
<i>SDX</i> (cm)	0.12±0.03	0.11±0.04	0.28±0.09	0.29±0.10	<0.001 ^a ; 0.857 ^b
<i>SDY</i> (cm)	0.26±0.07	0.31±0.11	0.38±0.14	0.51±0.17	0.001 ^a ; 0.001 ^b
<i>VXmax</i> (cm/s)	1.23±0.48	1.03±0.44	2.48±1.23	3.15±1.74	0.033 ^c
<i>VYmax</i> (cm/s)	2.32±1.08	2.44±1.14	3.50±1.89	4.11±2.20	0.018 ^a ; 0.408 ^b

^aMain effect for ‘Postural task’; ^bMain effect for ‘Somatosensory constraint’; ^cInteraction effect between ‘Postural task’ and ‘Somatosensory constraint’. Data format: ‘mean±SD’ or ‘median [minimum; maximum]’

Capítulo 4 – Considerações Finais

Baseado na revisão bibliográfica, foi constatada grande controvérsia na literatura com relação a qual teoria embasa os estudos de controle postural ortostático. Observou-se ainda que a teoria baseada na velocidade do CoP – mais recente – merece destaque para futuros estudos sobre a fisiologia do controle postural em indivíduos saudáveis. Considerando ainda que poucos estudos baseados nesse paradigma foram realizados com indivíduos em maior risco de queda, observa-se a necessidade de avaliação dos métodos aqui propostos em outras populações, tais como idosos e pacientes com neuropatia diabética, para verificar a utilidade clínica da teoria baseada na velocidade do CoP.

Baseado no estudo experimental, observou-se que o método proposto neste trabalho mostrou-se capaz de estimar o limiar por eixo e no plano, e também permitiu a visualização, localização e quantificação da distribuição espacial de *HSR* no estatocinematograma. Os parâmetros derivados do estatocinematograma – quantidade de regiões, distância média e máxima dos centróides das regiões – se mostraram sensíveis quanto às mudanças de tarefa postural e de informação somatossensorial. A partir desse conhecimento, é preciso realizar estudos futuros investigando as causas para o aumento dos limiares em função das dificuldades das tarefas motoras.

Referências

- BANDY, W, SANDERS, B. Exercício Terapêutico: técnicas para intervenção. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.
- BRICOT, Bd. Posturologia. 2º ed. São Paulo: Ícone, 2004.
- COLLINS, JJ, DE LUCA CJ. Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res* 1993;95:308-318.
- DANGELO, G. J, FATTINI, A. C. Anatomia básica dos sistemas orgânicos: com a descrição dos ossos, juntas, músculos, vasos e nervos. São Paulo: Atheneu, 2000.
- DELIGNIÈRES D, TORRE K, BERNARD L. P. Interest of velocity variability and maximal velocity for characterizing center-of-pressure fluctuations. *Science & Motricité* 2011b;74:31-37.
- DELIGNIÈRES D, TORRE K, BERNARD L. P. Transition from Persistent to Anti-Persistent Correlations in Postural Sway Indicates Velocity-Based Control. *PLoS Comput Biol* 2011a;7(2).
- DUARTE M, FREITAS S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev Bras Fisioter* 2010;14(3):183-192.
- DUARTE M, FREITAS S. M. S. F. Speed–Accuracy Trade-Off in Voluntary Postural Movements. *Motor Control* 2005; 9:180-196.
- DUARTE M, ZATSIORSKY VM. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res* 2002;146(1):60-69.
- DUARTE M. Análise estabilográfica da postura ereta humana quase-estática. Tese de Concurso de Livre Docência na área de Biomecânica, Escola de Educação Física USP. São Paulo, 2000.
- GUYTON, A. C, HALL, J. E. Tratado De Fisiologia Médica. 10º ed. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan, 2002.
- HALL, C, BRODY, T. L. Exercício terapêutico na busca da função. 2º ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.
- HARRIS, GF, KNOZ, TA, LARSON, SJ. A method for the display of balance platform center of pressure. *J Biomech* 1982;15:741-745.
- JANČOVÁ J. Measuring the balance control system – review. *ACTA MEDICA Hradec Králové* 2008;51(3):129-137.

- JEKA J, KIEMEL T, CREATH R, HORAK F, PETERKA R. Controlling Human Upright Posture: Velocity Information Is More Accurate Than Position or Acceleration. *J Neurophysiol* 2004;92:2368-2379.
- JURAS G, STOMKA K, FREDYK A, SOBOTA G, BACIK B. Evaluation of the Limits of Stability (LOS) Balance Test. *J Human Kinet* 2008;19:39-52.
- KAPTEYN TS, BLES W, NJIOKIKTJIEN CJ, KODDE L, MASSEN CH, MOL JMF. Standardization in platform stabilometry being apart of posturography. *Agressology* 1983;24:321-326.
- KISNER C, COLBY AL. Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas. São Paulo: Manole, 2005.
- KU PX, ABU OSMAN NA, YUSOF A, WAN ABAS WAB. Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index. *J Biomech* 2012;45:1638-1642.
- MACHADO, Angelo. Neuroanatomia Funcional. 2º ed. Rio de Janeiro: Atheneu, 2003.
- MAGEE, J. D. Avaliação musculoesquelética. 3. ed. Barueri: Manole, 2002.
- MARTARELLO, V, TEODOROSKI C. C. R. O equilíbrio do Sistema Tônico Postural em atletas do time de futsal da Unisul. Santa Catarina: Paraná, 2008
- MASANI K, VETTE H. A, KOUZAKI M, KANEHISA H, FUKUNAGA T, POPOVIC R. M. Larger center of pressure minus center of gravity in the elderly induces larger body acceleration during quiet standing. *Neuroscience Letters* 2007;422:202-206.
- NAGAHARA K, MIYAKE Y, NAITO Y, YOZA T, FUKUSHIMA H, AOYAMA T. Evaluation of statokinesigram using 3-D plotting and discriminant function. *Acta Otolaryngol Suppl* 1984;419:79-85.
- NORDAHL SHG, AASEN T, DYRKORN BM, EIKSVIK S, MOLVAER OI. Static Stabilometry and Repeated Testing in a Normal Population. *Aviat Space Environ Med* 2000;71:889-93.
- OLIVEIRA LF, VIEIRA TMM, MACEDO RA, SIMPSON MD, NADAL J. Postural sway changes during pregnancy: A descriptive study using stabilometry. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 2009;147:25-28.
- PAI YC, PATTON J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J Biomech* 1997;30:347-354.
- REDFERN SM, YARDLEY L, BRONSTEIN MA. Visual influences on balance. *Anxiety Disorders* 2001;15:81-94.

- RIEMANN LB. Is There a Link Between Chronic Ankle Instability and Postural Instability? *J Athl Train* 2002;37(4):386-393.
- SASAGAWAA S, USHIYAMAB J, KOUZAKIC M, KANEHISA H. Effect of the hip motion on the body kinematics in the sagittal plane during human quiet standing. *Neurosci Let* 2009;450:27-31.
- SILVA BR, PAIVA CL, OSHIMA MM, MORAIS SS, NETO PMA. Frequência de quedas e associação com parâmetros estabilométricos de equilíbrio em mulheres na pós-menopausa com e sem osteoporose. *Rev Bras Ginecol Obstet* 2009;31(10):496-502.
- THOMAS D, WHITNEY R. Postural movements during normal standing in man. *Med Res Counc Unit*, 1959;524-539.
- TRIBASTONE F. Tratado de exercícios corretivos: aplicados à reeducação motora postural. São Paulo: Manole, 2001.
- WINTER DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995;3:193-214.

Apêndice 1 – Carta de aprovação do Comitê de Ética

Plataforma Brasil - Ministério da Saúde

Centro Univeristário Augusto Motta/ UNISUAM

PROJETO DE PESQUISA

Título: Mapeamento cinemático do centro de pressão para controle postural ortostático em indivíduos saudáveis

Área Temática:

Pesquisador: Felipe Machado Portela

Versão: 1

Instituição: Centro Universitário Augusto Motta/ UNISUAM

CAAE: 02420912.8.0000.5235

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Número do Parecer: 58364

Data da Relatoria: 08/08/2012

Apresentação do Projeto:

O projeto foi apresentado de forma correta cumprindo as exigências do Comitê de Ética e do CONEP. A folha de rosto está devidamente preenchida, constando os nomes dos responsáveis pela pesquisa. O título da pesquisa é claro e objetivo; e o embasamento científico apresentado justifica a realização da pesquisa.

Objetivo da Pesquisa:

Os objetivos estão bem definidos. No item, Material e Métodos, existe explicação clara dos exames e testes que serão realizados, bem como a devida justificativa.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos e benefícios foram avaliados, ficando claro que o projeto de pesquisa proposto não expõe a população a ser avaliada a qualquer risco.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto apresentado descreve todas as etapas da pesquisa a ser realizada, com embasamento científico criterioso, preenchendo, dessa forma, todos os requisitos necessários.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os Termos foram devidamente apresentados.

Recomendações:

Nenhuma recomendação a fazer.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto em condições de aprovação sem exigências.

Situação do Parecer:

Aprovado



Apêndice 2 – Termo de consentimento livre e esclarecido

Título do Projeto: Mapeamento cinemático do centro de pressão no estaticinesiógrama tridimensional para estudo do controle postural ortostático em indivíduos saudáveis

As informações contidas neste termo foram elaboradas para sua participação voluntária neste estudo, que tem como objetivo propor um método de identificação das estratégias equilíbrio em indivíduos saudáveis jovens. Para verificar o seu padrão postural de pé, será utilizado um aparelho de medir pressão para diminuir a sensibilidade dos seus pés e depois você ficará sobre uma plataforma fixa com os olhos abertos e depois fechados, com os pés separados e depois juntos. Este aparelho captará o seu balanço e através de cálculos matemáticos será determinada em qual situação houve um maior desequilíbrio e se há áreas de alta velocidade de balanço. Você ficará descalço sobre ambos os pés. Os exames poderão ser nos turnos da manhã ou tarde. Todos os exames são realizados sem corte ou perfuração na sua pele. O benefício que você poderá ter decorrente da participação neste trabalho inclui saber se há alteração do seu equilíbrio postural. Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso ao profissional responsável, Dr. Fellipe Machado Portela (CREFITO-2 nº 144304-F) que pode ser encontrado nos telefones (21) 2742-8310 ou (21) 9720-3292. Se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP): Praça das Nações, nº 34 - Bonsucesso, Rio de Janeiro – RJ, Tel.: (21) 3868-5063, e-mail: secretariamestrado@unisuum.edu.br. Se desejar desistir do estudo em qualquer momento, você tem toda liberdade de fazê-lo, garantindo que a recusa de participação não acarretará penalização no seu cuidado. As informações a serem recebidas durante o estudo serão analisadas em conjunto com as informações obtidas de outros voluntários, não sendo divulgada a identificação de nenhum participante. Tais informações serão utilizadas pelos pesquisadores envolvidos no projeto para fins científicos e não será permitido o acesso a terceiros, garantindo assim proteção contra qualquer tipo de discriminação. Se desejar, você pode ser informado sobre os resultados parciais da pesquisa. Não haverá despesas pessoais para você em qualquer fase do estudo, nem haverá compensação financeira relacionada à sua participação. Em caso de dano pessoal diretamente causado pelos procedimentos propostos neste estudo, você terá direito a tratamento médico, bem como às indenizações legalmente estabelecidas. Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações sobre o estudo acima citado que li ou que foram lidas para mim. Eu discuti com o Fellipe Machado Portela, sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia de acesso a tratamento hospitalar se necessário em decorrência desse estudo. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido.

Nome/Assinatura do participante

Data: ____/____/____

Nome/Assinatura do pesquisador

Data: ____/____/____

Apêndice 3 – Carta de submissão para revista Fisioterapia e Pesquisa

Caroline Pereira <suporte.aplicacao@scielo.org>
Para: "Sr. Arthur Sá Ferreira" <arthur_sf@ig.com.br>
Responder A: "Sr. Arthur Sá Ferreira" <arthur_sf@ig.com.br>
[FP] Agradecimento pela Submissão

28 de agosto de 2012 20:20

Sr. Arthur Sá Ferreira,

Agradecemos a submissão do seu manuscrito "Paradigmas do controle postural: Posição ou Velocidade?" para Fisioterapia e Pesquisa. Através da interface de administração do sistema, utilizado para a submissão, será possível acompanhar o progresso do documento dentro do processo editorial, bastando logar no sistema localizado em:

URL do Manuscrito:
<http://submission.scielo.br/index.php/fp/author/submission/100637>
Login: arthur_sf

Em caso de dúvidas, envie suas questões para este email. Agradecemos mais uma vez considerar nossa revista como meio de transmitir ao público seu trabalho.

Caroline Pereira
Fisioterapia e Pesquisa

Fisioterapia e Pesquisa
<http://submission.scielo.br/index.php/fp>

Apêndice 4 – Modelo de ficha de avaliação



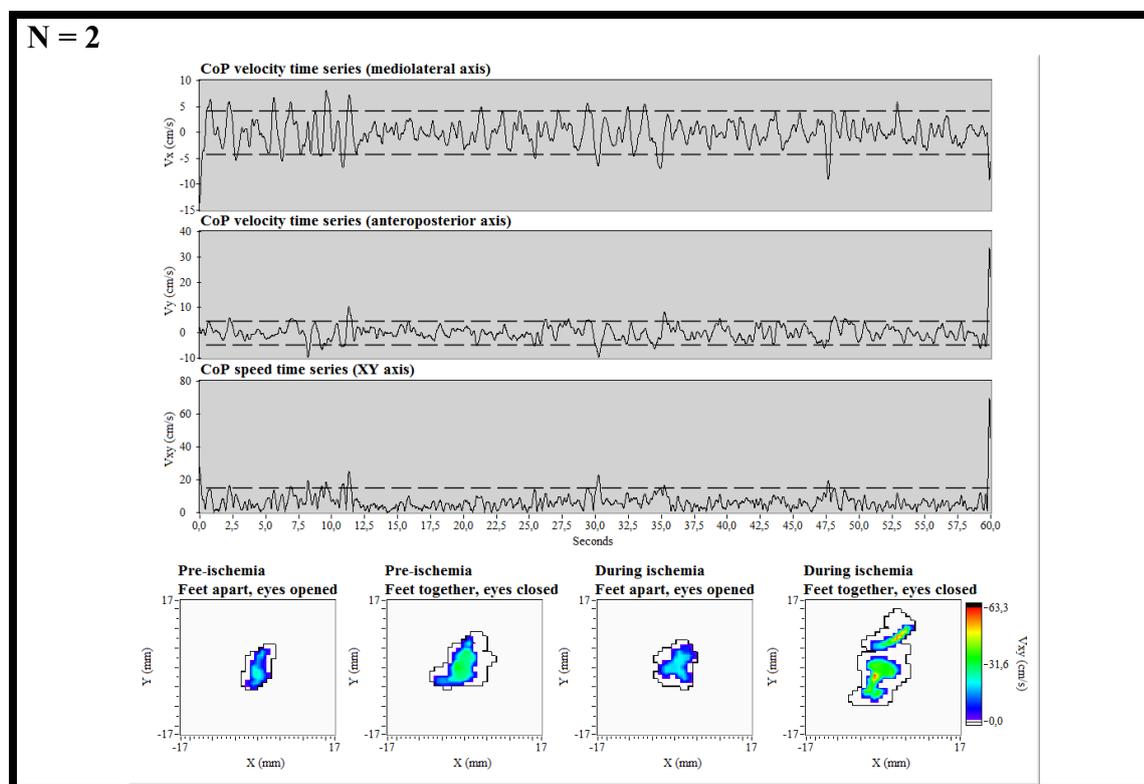
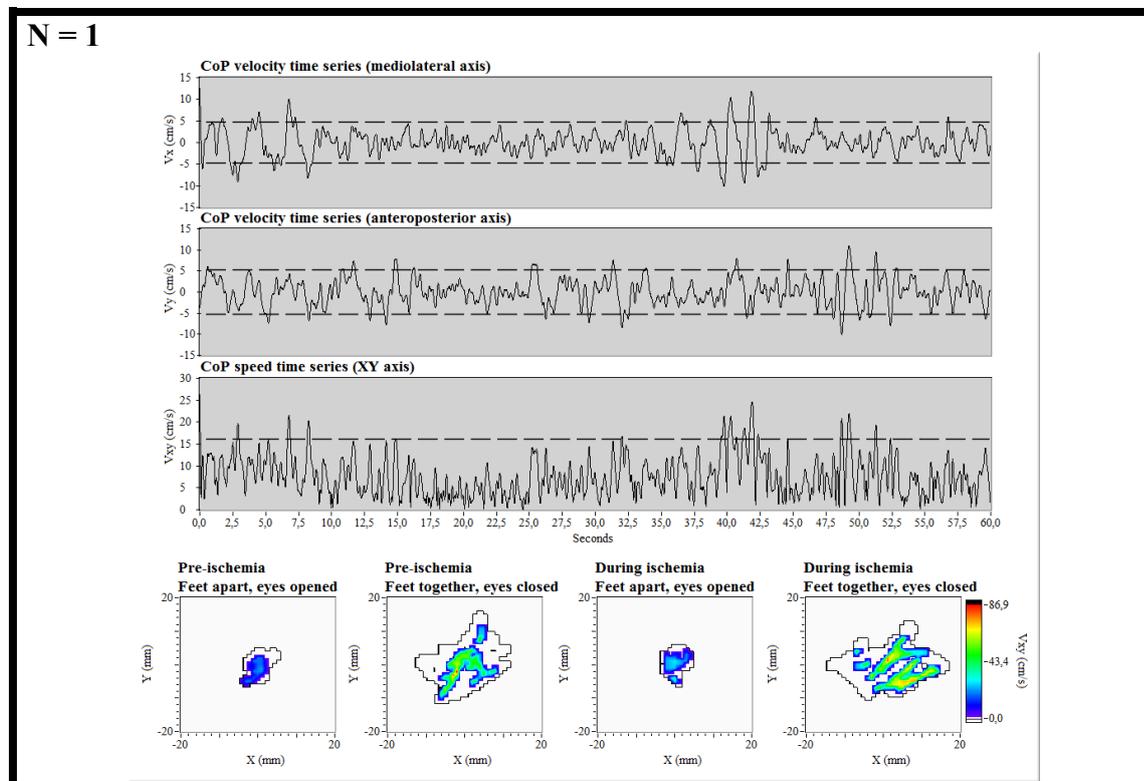
CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

Pró-Reitorias de Ensino e de Pesquisa e Extensão
Programa de Pós Graduação em Ciências da Reabilitação – PPGCR
Mestrado em Ciências da Reabilitação
Ficha de avaliação do voluntário

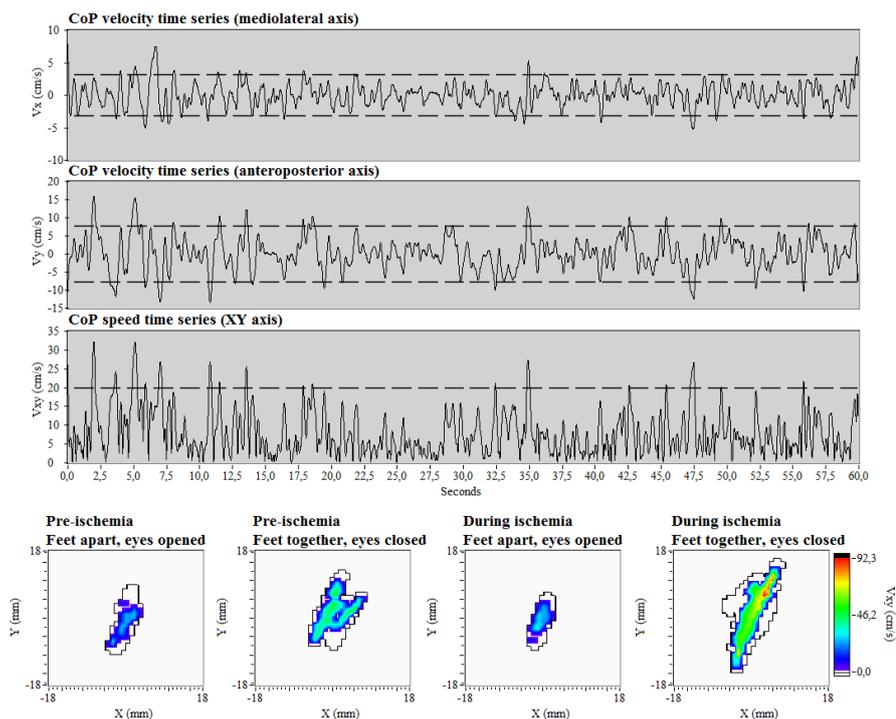
Mapeamento Cinemático da Velocidade do Centro de Pressão para Estudo do Controle Postural Ortostático em Indivíduos Saudáveis

ID: ___	Nome: _____	Data: ___/___/___								
Data nascimento: ___/___/___	Idade (anos): ___	Sexo: () Masc () Fem								
Peso (kg): ___, __	Altura (m): __, ___	Índice de massa corporal (kg/m ²): ___, __								
A) Pressão sistólica MSE (mmHg): _____	A) Pressão diastólica MSE (mmHg): _____									
B) Pressão sistólica MSD (mmHg): _____	B) Pressão diastólica MSD (mmHg): _____									
C) Pressão sistólica MIE (mmHg): _____	C) Pressão diastólica MIE (mmHg): _____									
D) Pressão sistólica MID (mmHg): _____	D) Pressão diastólica MID (mmHg): _____									
Índice tornozelo-braquial D: (C/A) __, ___	Índice tornozelo-braquial E: (C/A) __, ___									
Pressão de insuflação do manguito (B + 75 mmHg): _____ mmHg										
Avaliação da sensibilidade (minutos após insuflação): <i>P= presente; A=ausente</i>										
Pré: ___	15: ___	17: ___	19: ___	21: ___	23: ___	25: ___				
Dor: () 0	() 1	() 2	() 3	() 4	() 5	() 6	() 7	() 8	() 9	() 10
Força muscular (0-5):	Dorsiflexores ___	Flexores plantares ___	Eversores ___	Inversores ___						

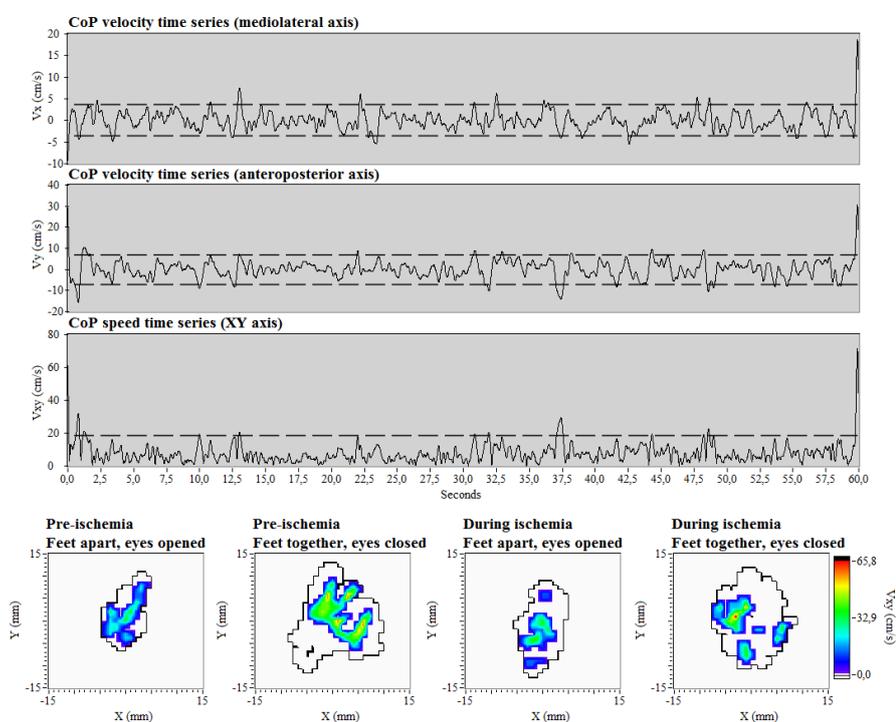
Apêndice 5 – Gráficos de velocidade do centro de pressão e estatocinematogramas



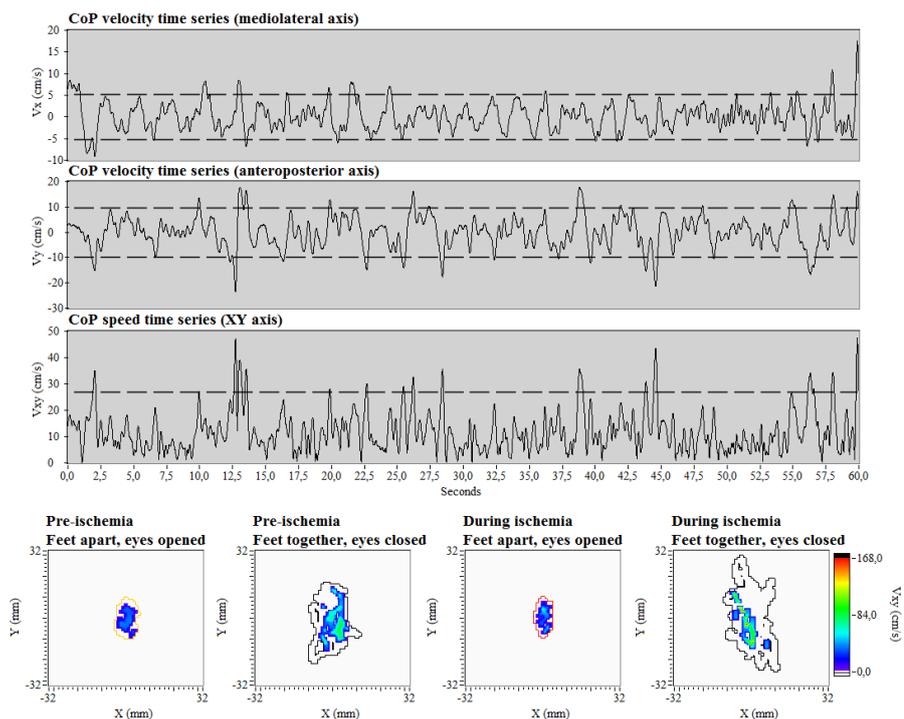
N = 3



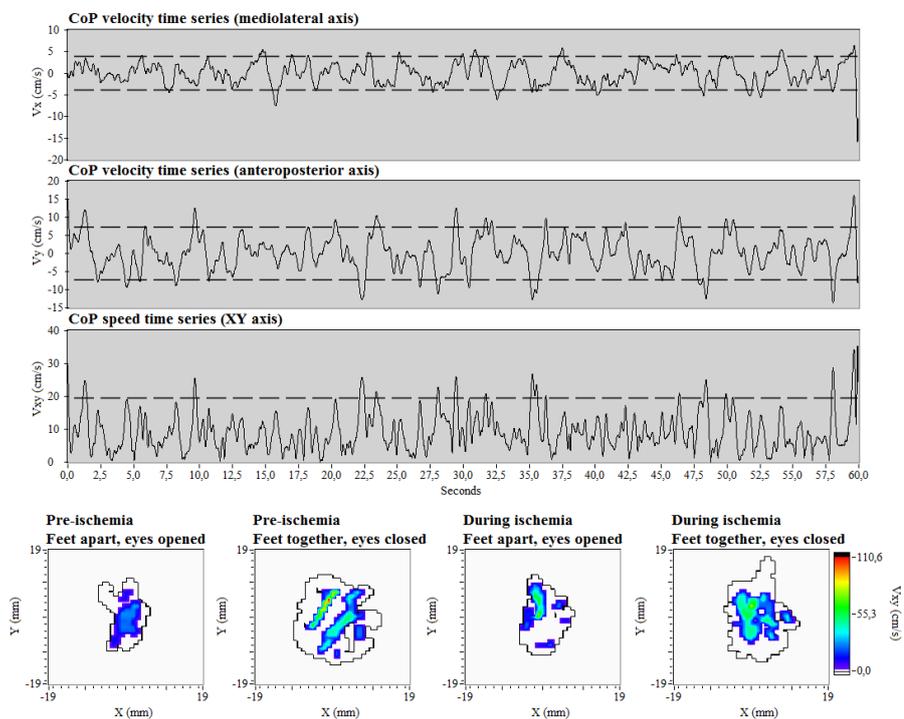
N = 4



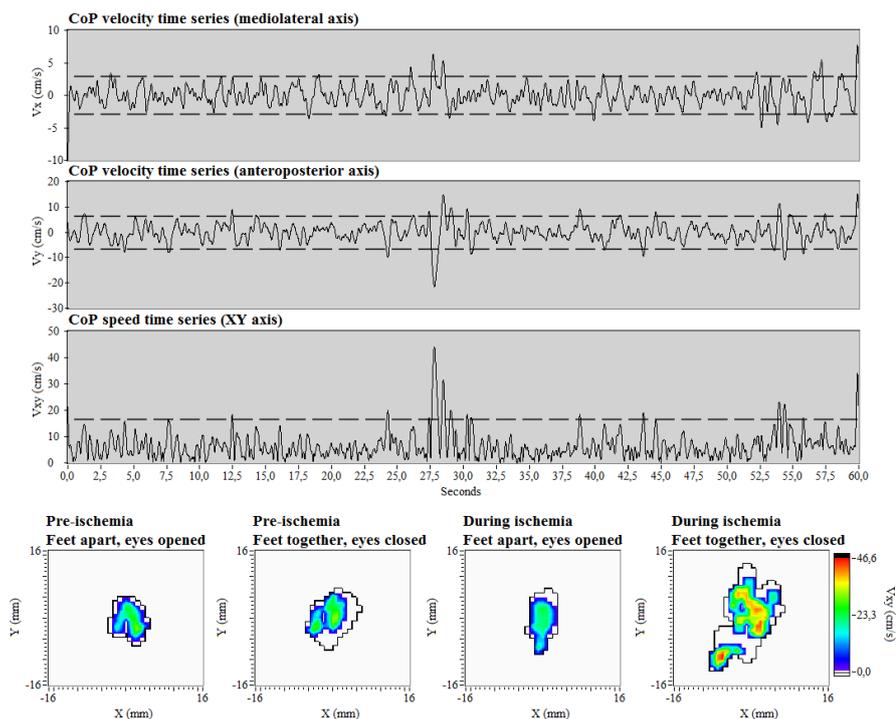
N = 5



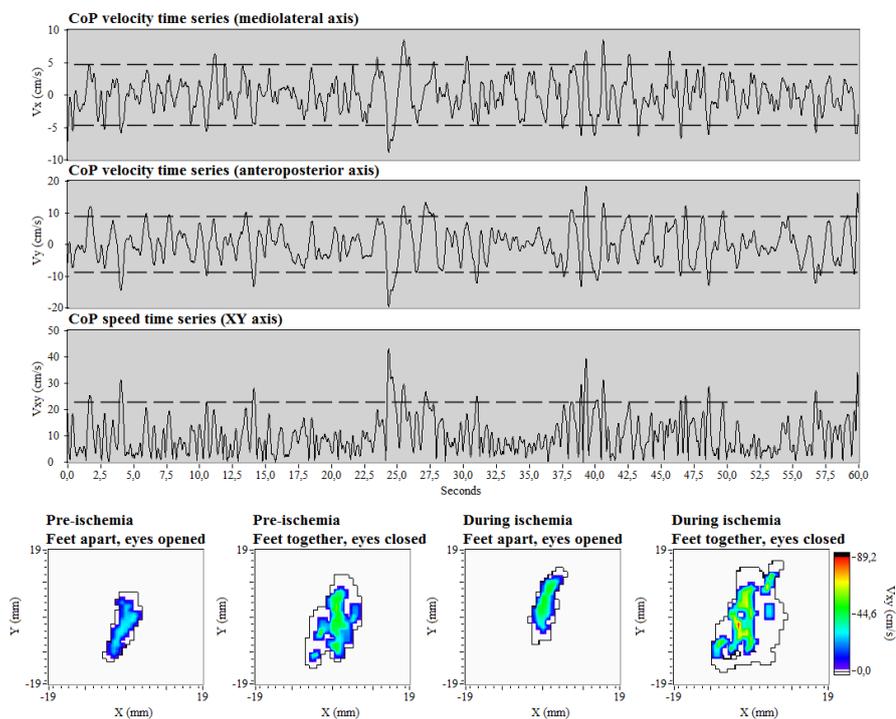
N = 6



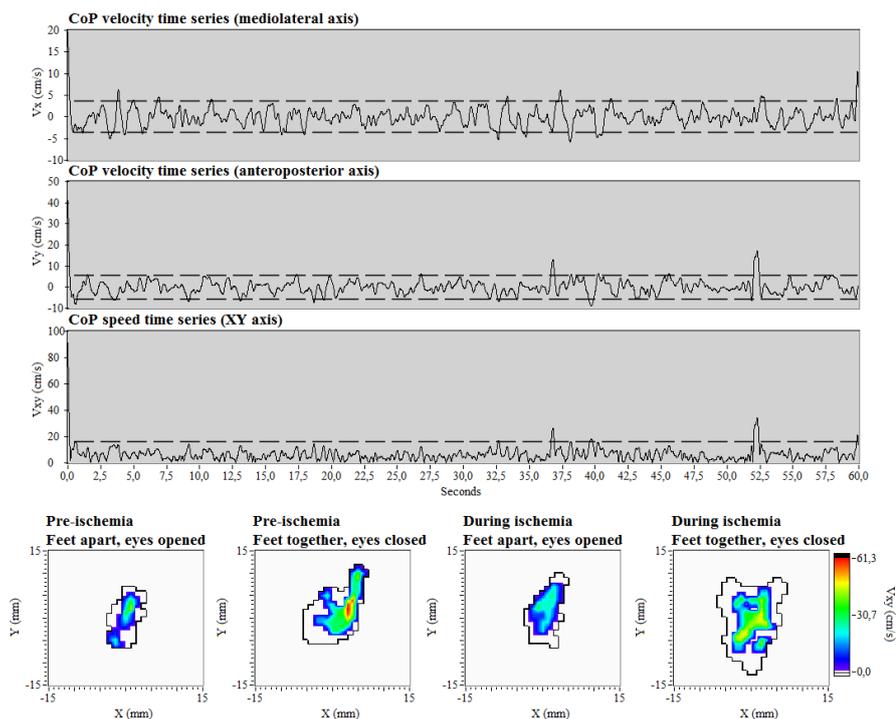
N = 7



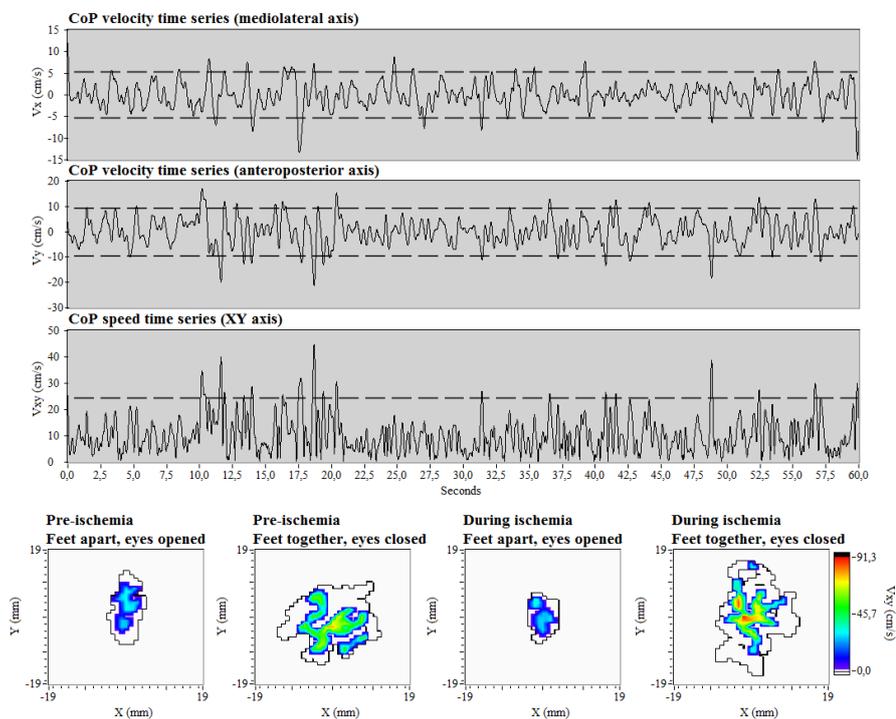
N = 8



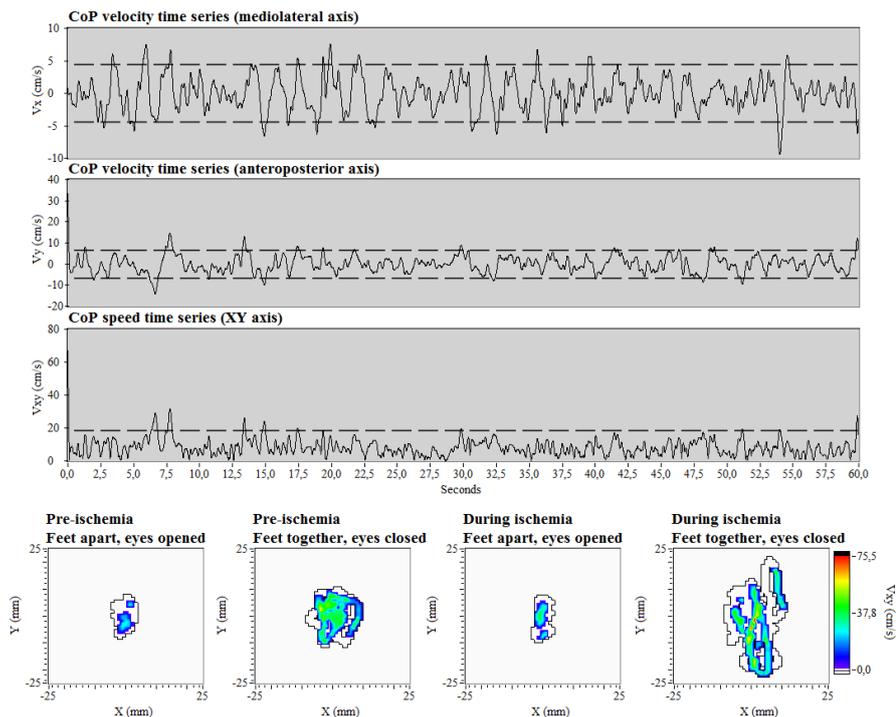
N = 9



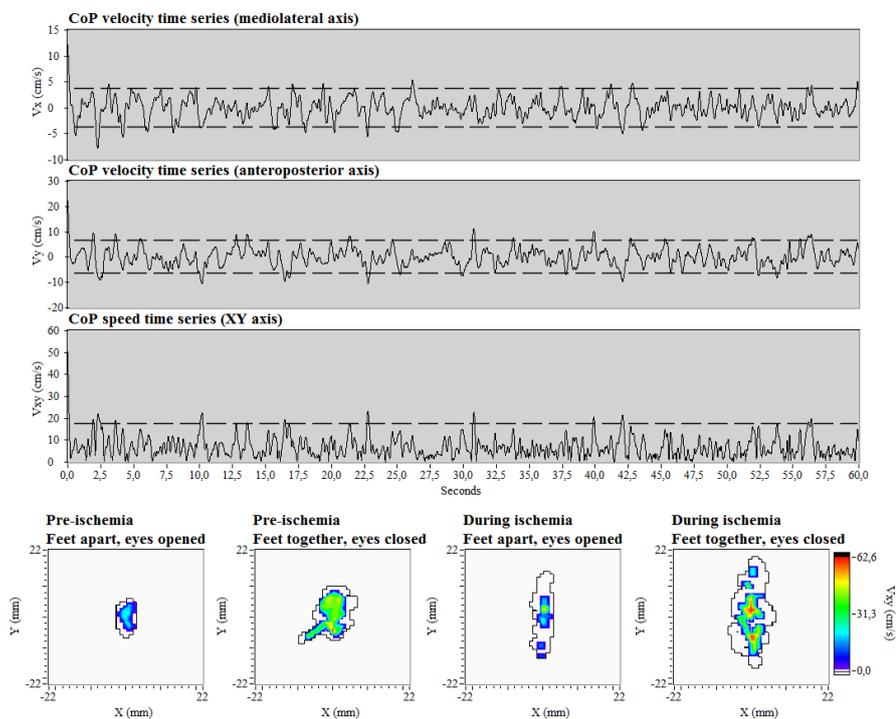
N = 10



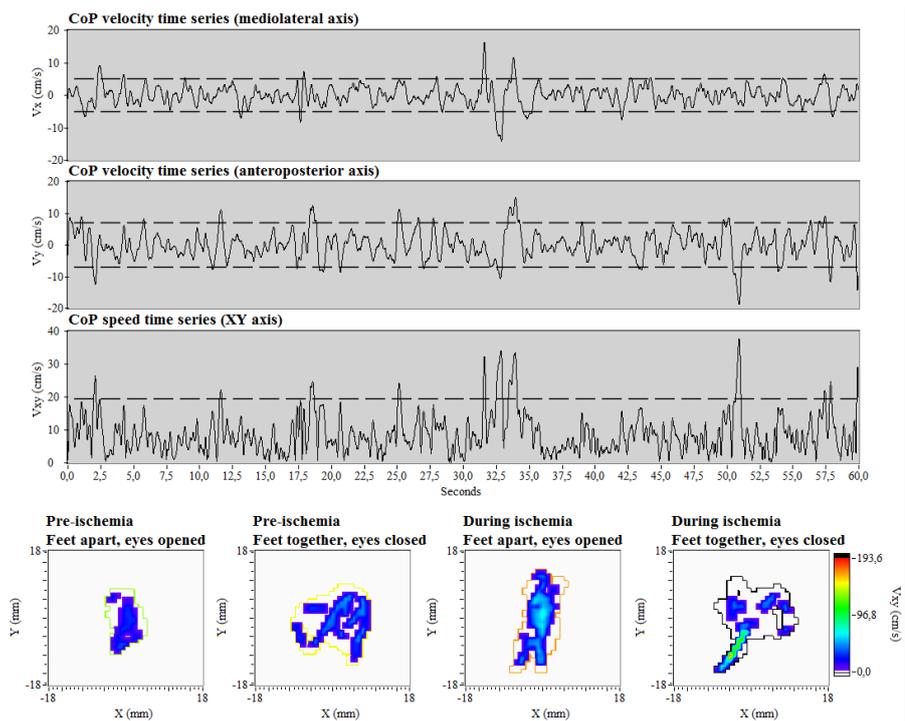
N = 11



N = 12



N = 13



Apêndice 6 – Postura, Fisiologia do Controle Postural e Posturografia

O sistema de controle postural é composto por uma pirâmide onde a base possui: (1) as aferências por meio de receptores, (2) o centro de processamento central e (3) os efetores (GUYTON & HALL 2002; MACHADO, 2003; BRICOT, 2004). Os receptores sensitivos promovem a exterocepção e propriocepção. Nesse grupo encontra-se o pé como o principal segmento corporal que integra a exterocepção, o olho e o aparelho estomatognático que atuam de forma direta na postura ortostática, além disso, possuem auxílio de outros elementos que são chamados elementos constitutivos importante na manutenção da postura como pele, articulações e músculos que possuem duplo papel no sistema de controle postural: o de captor e de efector. Ainda consta desse grupo o ouvido interno, que percebe a aceleração dos movimentos lineares e angulares da cabeça (MACHADO, 2003).

O centro de processamento central é composto por: (1) núcleos vestibulares; (2) núcleos da base com os núcleos cinza centrais e o corpo estriado; (3) cerebelo; (4) sistema reticulado com os núcleos mesencefálicos e núcleos vermelhos; (5) colículo. Todas estas estruturas se encontram submetidas às estruturas corticais motoras e notadamente ao córtex frontal pré-motor. As informações sensoriais vindas de diferentes captos são integradas no centro de processamento central e são responsáveis por ajustar o equilíbrio postural com informações vinda dos captos (MACHADO, 2003; BRICOT, 2004). Todas estas estruturas estão submetidas às funções corticais, principalmente ao córtex pré-motor, que intervém igualmente em ambos os hemisférios por meio das estruturas de associação intercortical. Entretanto, nos momentos em que não há influências corticais superiores o sistema extrapiramidal assume o papel de regulação do sistema de controle postural do esqueleto axial e musculatura proximal dos membros, exercendo influência sobre os neurônios motores da medula espinhal (MACHADO, 2003).

O sistema de organização tônico postural é descrito como um sistema de contornos múltiplos organizados hierarquicamente e de controle automático, utilizando informações vindas de entradas aferentes variadas. O nível mais baixo do sistema está baseado nos reflexos proprioceptivos que asseguram a correção imediata das perturbações contínuas de equilíbrio. O sistema superior modula a sensibilidade destes reflexos mudando o coeficiente de ganho sobre a base das informações vindas dos diferentes captos do sistema postural (HARRINGE et al., 2007; NEGAHBAN et al., 2009).

Posturografia: Estabilometria por plataforma de força

A posturografia estuda a estabilidade da postura e pode ser dividida em posturografia estática e dinâmica. Posturografia estática é quando a postura ortostática não-perturbada é estudada.

Para a interpretação dos dados da estabilometria são utilizados diversos estimadores diferentes, os quais estão intimamente relacionados à apresentação gráfica e interpretação do sinal. A seguir serão apresentados os principais estimadores e tipos de apresentação dos dados estabilométricos. Estimadores estatísticos são utilizados para o SBG, tais como o desvio-padrão, a assimetria, a curtose e a amplitude. Estimadores espectrais (potência do sinal em bandas de frequência delimitadas) também têm sido empregados na análise do SBG. Estimadores cinemáticos (velocidade em cada coordenada) têm sido obtidos tanto para o SBG quanto para os SKG-2D, enquanto que os estimadores de área (área retangular, área elíptica) são restritos ao SKG-2D. A finalidade de tais análises é para um melhor entendimento dos padrões de oscilação tais como no teste de Romberg, no qual foi utilizado para discriminar condições patológicas do equilíbrio postural caracterizado por um padrão de oscilação do centro de gravidade (NAGAHARA et al., 1984; DUARTE, 2000; DUARTE & FREITAS, 2005).

O SBG é um gráfico no qual se verifica uma única variável de espaço (deslocamento AP ou ML) em relação ao tempo como mostra a Figura 2 (KAPTEYN et al., 1983; DUARTE & FREITAS, 2010). O SBG possui vantagens como a facilidade na análise dos dados e baixo custo computacional. O SBG avalia o CoP de forma simples, porém, ao se utilizar este gráfico perde-se informações valiosas. Por exemplo, embora os movimentos anatômicos possam ser descritos em planos independentes, tal apresentação limita a interpretação de como o controle postural atua na postura ortostática uma vez que os indivíduos não balançam em uma única direção (KAPTEYN et al., 1983).

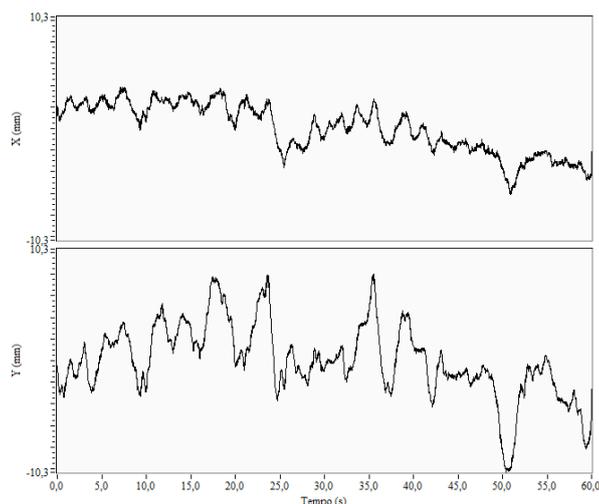


Figura 2: Acima – Estabilograma direção mediolateral. Abaixo – Estabilograma na direção anteroposterior.

A representação das variáveis espaciais também pode ser feita por meio do SKG-2D (Figura 3). Tradicionalmente, este gráfico gera informação sobre o deslocamento do CoP do corpo no plano horizontal nas variáveis AP e ML concomitantes (KAPTEYN et al., 1983; WINTER, 1995; DUARTE & FREITAS, 2010). Neste gráfico pode ser visualizada a área de oscilação, aumentando assim o entendimento sobre o controle postural em relação ao SBG (DUARTE & FREITAS, 2010). Nesta representação há dificuldade de interpretação, pois a sequência de amostras gera o “efeito *spaghetti*” (WINTER et al, 2003). Adicionalmente, perde-se a informação da permanência total do CoP em cada par de coordenadas (X,Y) devido à sobreposição ou superposição das amostras adquiridas.

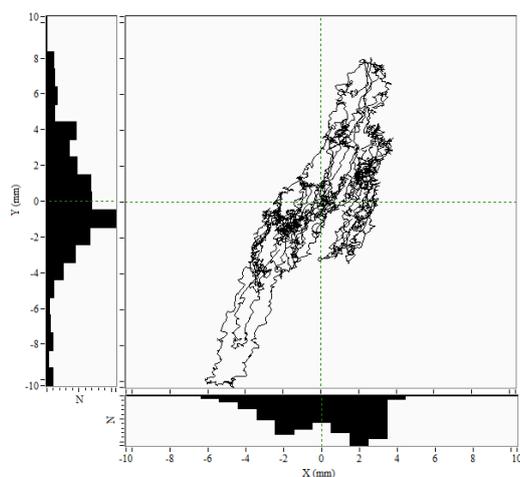


Figura 3: Estatocinesiograma bidimensional.

O SKG-3D foi proposto há mais de duas décadas (HARRIS et al., 1982) e, além de ter as variáveis AP e ML, apresenta mais uma variável que pode ser frequência absoluta (ou tempo, caso a frequência absoluta seja normalizada pelo intervalo de amostragem). A Figura 4 mostra o SKG-3D dos autores que investigaram esse método (HARRIS et al., 1982; NAGAHARA et al., 1984; POPOVIC et al., 2000; NORDAHL et al., 2000; BARACAT, 2011). Diferentemente do efeito *spaghetti*, o SKG-3D forma um gráfico onde é possível visualizar em qual região da BoS o CoP permaneceu por mais tempo durante o teste estabilométrico.

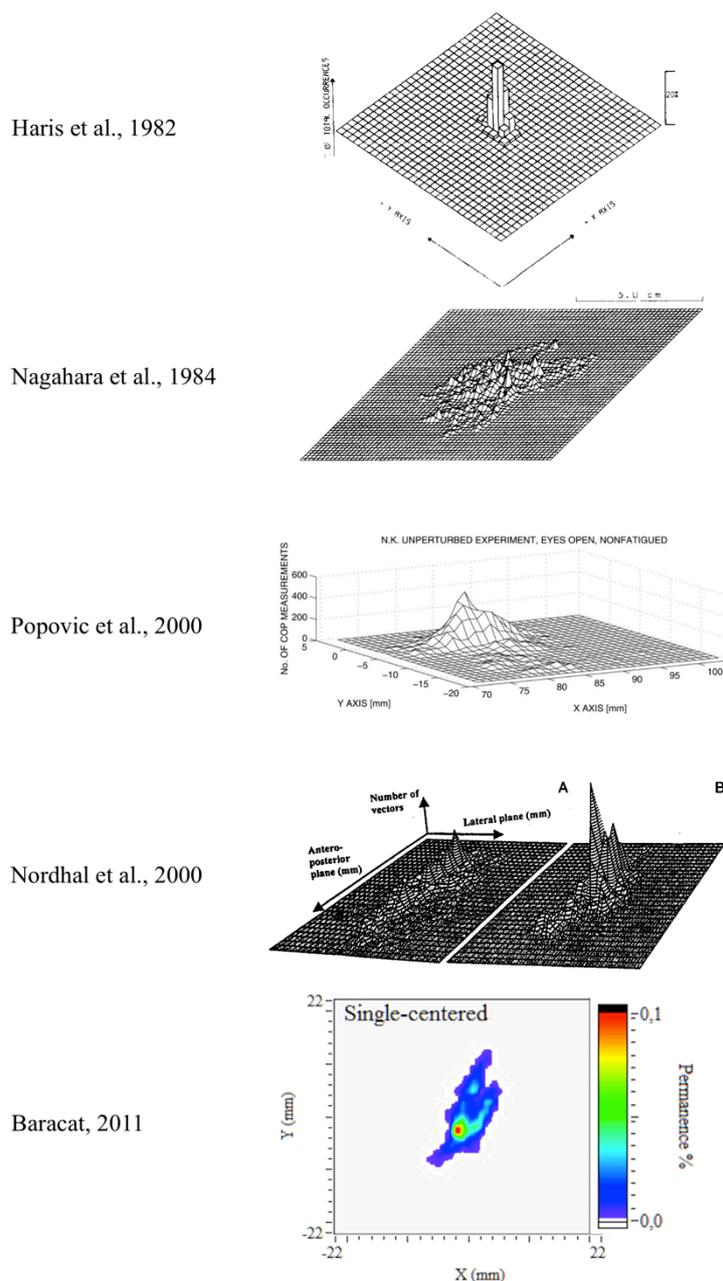


Figura 4: Estatocinesiograma tridimensional representado por diferentes autores.

Relação entre velocidade e controle postural

Para interagir com o meio ambiente, os indivíduos possuem diversos tipos de receptores. Esses receptores são divididos em cinco tipos básicos que são (1) os mecanorreceptores; (2) os termorreceptores; (3) os nociceptores; (4) os receptores eletromagnéticos; e (5) os quimiorreceptores. Dentre esses receptores, os mecanorreceptores são importantes para conhecer a posição estática e dinâmica, por meio da informação sobre a angulação de todas as articulações, em todos os planos e a velocidade de alteração desse ângulo. Para determinar a angulação articular nas faixas médias do movimento, o fuso neuromuscular é o receptor mais importante. Juntamente com o corpúsculo de Pacini e os órgãos tendinosos de Golgi (OTG), os fusos são receptores especialmente adaptados para detectar velocidades de estiramento muscular. Embora não seja percebida a ação dos fusos neuromusculares em velocidades lentas de movimento uma vez que tais velocidades não desencadeiam os reflexos miotáticos, tais estruturas são continuamente utilizadas para propriocepção. No caso da postura ortostática não ocorre um reflexo propriamente dito, mas ocorre sim a regulação do tônus muscular através da velocidade (REDFERN et al., 2001; GUYTON & HALL, 2002; MACHADO, 2003).

O sistema vestibular é um órgão sensorial que detecta as sensações de equilíbrio. A região capaz de perceber o equilíbrio é a mácula, a qual dá origem ao utrículo e sáculo. Esse sistema é extremamente eficaz para realizar a manutenção do equilíbrio quando a cabeça está em posição vertical, pois ele excita os principais músculos posturais. Além disso, eles são responsáveis por detectar a aceleração linear da cabeça. Quando o corpo é subitamente desequilibrado para diante, isto é, quando o corpo acelera no sentido póstero-anterior, os estatocônios (que tem peso maior que o líquido circundante) deslocam-se sobre os cílios das células ciliadas e as informações do de desequilíbrio são enviadas ao SNC, fazendo com que o indivíduo tenha sensação de queda gerando o reequilíbrio e alterando os estatocônios de lugar gerando assim uma nova aceleração. Assim, o corpo percebe o estado de equilíbrio e não deixa o corpo se inclinar. Já os canais semicirculares não regulam o equilíbrio, mas informam ao SNC sobre a rotação da cabeça. Quando ocorre a perda de função dos canais semicirculares, o indivíduo efetivamente perde o equilíbrio, porém, é devido a não informar corretamente o grau de rotação da cabeça alterando assim a resposta antecipatória, devido a esta alteração a mácula irá perceber a perda do equilíbrio depois que ela ocorrer (MACHADO, 2003; HERDMAN, 2007).

Existem dois tipos de adaptação dos receptores que são divididas em lenta e rápida, chamados de receptores tônicos e diferenciais, respectivamente. Os receptores de adaptação lenta continuam a transmitir o impulso para o SNC enquanto o estímulo estiver presente realizando assim a informação contínua ao encéfalo, informando sempre sobre o estado do corpo e sua relação com o ambiente. Receptores que informam sobre isso são receptores de dor, os barorreceptores da árvore arterial, os quimiorreceptores dos corpos carotídeos e aórticos e os receptores da mácula do aparelho vestibular. Os receptores de velocidade que são os mais importantes para o nosso estudo são os corpúsculos de Pacini, os fusos neuromusculares e OTG que vão informar sobre o estado de contração muscular e da carga sobre o tendão muscular a cada instante, gerando assim informação sobre velocidade e aceleração. O fuso neuromuscular possui dois tipos de respostas terminais: uma estática, na qual são estimulados as fibras primárias e secundárias; e outra dinâmica, onde só as fibras primárias são estimuladas. Quando o fuso neuromuscular sofre um aumento do comprimento lento, o número de impulsos é quase gradativo ao grau de distensão, as terminações primárias e secundárias são ativadas. Assim, tais terminações continuam a transmitir esses impulsos por alguns minutos. Esse efeito foi denominado como resposta estática, já quando ocorre o aumento súbito do comprimento a terminação primária é a única estimulada, porém, ao parar a alteração súbita do comprimento o estímulo volta a um nível estável rapidamente, sendo denominada resposta dinâmica. Assim como no fuso, o OTG também responde à resposta estática e dinâmica (REDFERN et al., 2001; GUYTON & HALL, 2002).

Os receptores que se adaptam rapidamente não podem ser usados para transmitir um sinal contínuo, pois esses receptores só são estimulados quando a força do estímulo se altera, assim, eles reagem intensamente enquanto ocorre a alteração. O corpúsculo de Pacini é o mais estudado e um dos principais receptores de velocidade, o corpúsculo de Pacini é extraordinariamente importante ao informar o SNC sobre as deformações rápidas dos tecidos. Os receptores dos canais semicirculares do aparelho vestibular da orelha interna também detectam variação da velocidade, do mesmo modo que os receptores localizados junto ou dentro das articulações detectam as velocidades das diferentes regiões do corpo. Assim quando ocorre uma alteração de força nesses receptores é possível se prever mentalmente o estado do corpo alguns segundos antes de ocorrer a mudança de direção (GUYTON & HALL, 2002).

Por meio deste achado, o modelo de análise proposto por DELIGINIÈRES (2011a) demonstrou um efeito delimitador da velocidade do CoP existente para corrigir a postura ortostática o qual pode ser estimado de forma empírica através da AAMV. Essa teoria propõe

que, toda vez que a velocidade do CoP ultrapassa esse limite positivo ou negativo, o indivíduo promove movimentos posturais de modo a recuperar seu equilíbrio e essa adaptação mudaria a trajetória do CoP. Portanto, pode-se observar que o limite pode ser interpretado como um valor absoluto, uma vez que o sinal positivo ou negativo indica somente o sentido do deslocamento em relação a um eixo de referência – e não uma velocidade reduzida. Adicionalmente, DELIGNIÈRES (2011a) somente estudou o deslocamento no sentido AP, e não discutiu tal limite no eixo ML ou mesmo na velocidade no plano horizontal.

Referências

- BARACAT, PJF. Identificação das estratégias de controle postural ortostático por meio do estatocinesiógrama tridimensional em indivíduos saudáveis jovens e idosos. Dissertação de Mestrado, Centro Universitário Augusto Motta, RJ, 2011.
- BARATTO L, MORASSO G. P, RE C, SPADA G. New look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density vs. other parameterization techniques. *Motor Control* 2002; 6: 246-270.
- COLLINS, JJ, DE LUCA CJ. Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res* 1993; 95:308-318.
- DELIGNIÈRES D, TORRE K, BERNARD L. P. Interest of velocity variability and maximal velocity for characterizing center-of-pressure fluctuations. *Science & Motricité* 2011b; 74, 31–37.
- DELIGNIÈRES D, TORRE K, BERNARD L. P. Transition from Persistent to Anti-Persistent Correlations in Postural Sway Indicates Velocity-Based Control. *PLoS Comput Biol* 2011a; 7 (2).
- DUARTE M, FREITAS S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev Bras Fisioter* 2010; 14 (3): 183-92.
- HARRIS, GF, KNOZ, TA, LARSON, SJ. A method for the display of balance platform center of pressure. *J Biomech* 1982; 15: 741-745.
- HARRINGE M. L, HALVORSEN K, RENSTRÖM P, WERNER S. Postural control measured as the center of pressure excursion in young female gymnasts with low back pain or lower extremity injury. *Gait Posture* 2008; Jul 28 (1): 38-45.
- HERDMAN S.J. Vestibular Rehabilitation. 3º ed. F.A. Davis, Philadelphia, 2007.
- JACONO M, CASADIO M, MORASSO PG, SANGUINETI V. The sway-density curve and the underlying postural stabilization process. *Motor Control* 2004; 8: 292-311.

- KAPTEYN TS, BLES W, NJIOKIKTJIEN CJ, KODDE L, MASSEN CH, MOL JMF. Standardization in platform stabilometry being apart of posturography. *Agressology* 1983; 24: 321-326.
- MASANI K, POPOVIC MR, NAKAZAWA K, KOUZAKI M, NOZAKI D. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *J Neurophysiol* 2003; 90: 3774-3782.
- NAGAHARA K, MIYAKE Y, NAITO Y, YOZA T, FUKUSHIMA H, AOYAMA T. Evaluation of statokinesigram using 3-D plotting and discriminant function. *Acta Otolaryngol Suppl* 1984; 419: 79-85.
- NEGAHBAN H, HADIAN MR, SALAVATI M, MAZAHERI M, TALEBIAN S, JAFARI AH, PARNIANPOUR M. The effects of dual-tasking on postural control in people with unilateral anterior cruciate ligament injury. *Gait Posture* 2009; 30: 477-481.
- PAI YC, PATTON J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J Biomech* 1997; 30: 347-354.
- POPOVIC MR, PAPPAS IP, NAKAZAWA K, KELLER T, MORARIH M, DIETZ V. Stability criterion for controlling in able-bodied subjects. *J Biomech* 2000; 33: 1359-1368.
- WINTER DA, PATLA AE, ISHAC M, GAGE WH. Motor mechanisms of balance during quiet standing. *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13: 49-56.
- WINTER DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995; 3: 193-214.
- ZATSIORSKY M. V, DUARTE M. Instant equilibrium point and its migration in standing task: rambling and trembling components of the stabilogram. *Motor Control* 1999; 3: 28-38.