

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS – GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO DO CENTRO DE PRESSÃO NO
EQUILÍBRIO ESTÁTICO E DINÂMICO**

Fernanda Grazielle da Silva Azevedo Nora

São Carlos, SP

2012

Fernanda Grazielle da Silva Azevedo Nora

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO DO CENTRO DE PRESSÃO NO
EQUILÍBRIO ESTÁTICO E DINÂMICO**

Tese apresentada ao Programa de Pós
– Graduação em Fisioterapia da
Universidade Federal de São Carlos,
como requisito parcial para a
obtenção do grau de **Doutor em
Fisioterapia**.

Orientadora: Profa. Dra. Paula Hentschel Lobo da Costa

São Carlos, SP

2012

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da
Biblioteca Comunitária/UFSCar**

N822ec

Nora, Fernanda Grazielle da Silva Azevedo.

Estudo do comportamento do centro de pressão no equilíbrio estático e dinâmico / Fernanda Grazielle da Silva Azevedo Nora. -- São Carlos : UFSCar, 2013.
82 f.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2012.

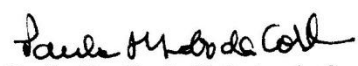
1. Fisioterapia. 2. Equilíbrio estático. 3. Equilíbrio dinâmico. 4. Centro de pressão. 5. Balé. 6. Dinamometria. I. Título.

CDD: 615.82 (20^a)

FOLHA DE APROVAÇÃO

Membros da banca examinadora para defesa de Tese de Doutorado de Fernanda Grazielle da Silva Azevedo Nora, apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos.

Banca Examinadora



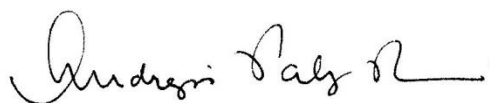
Profa. Dra Paula H. Lobo da Costa

(UFSCar)



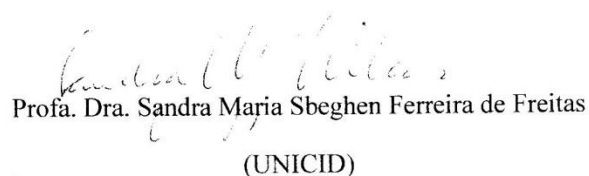
Profa. Dra Isabel de Camargo Neves Sacco

(USP)



Profa. Dra Andreja Paley Picon

(USP)



Profa. Dra. Sandra Maria Sbeghen Ferreira de Freitas

(UNICID)



Profa. Dra. Karina Gramani Say

(UFSCar)

“Sempre me pareceu estranho que todos aqueles que estudam seriamente a ciência acabam tomados de uma espécie de paixão pela mesma. Em verdade, o que proporciona o máximo prazer não é o conhecimento e sim a aprendizagem, não é a posse, mas a aquisição, não é a presença, mais o ato de atingir a meta.”
Carl Friedrich Gauss

Dedico este trabalho à minha mãe Maria e aos meus irmãos, Junior e Ana Paula, fiéis incentivadores de todos os meus sonhos.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por me ter concedido a oportunidade de estar aqui mais uma vez, com saúde e com vontade de me superar a cada dia.

À minha mãe, meu alicerce, meu espelho de vida, por todo o carinho e compreensão e pela estabilidade emocional que me proporcionou ao longo desta caminhada. Por ser uma fonte de motivação e incentivo por tudo o que sempre me fez acreditar.

Ao Junior e Ana Paula, primeiramente por serem meus irmãos, pelo amor, carinho, por compreenderem meus defeitos, por compartilharem comigo minhas alegrias e, principalmente, por terem me dado oportunidade de ser o que sou hoje.

Um agradecimento mais do que especial vai às pessoas às quais eu devo este momento: Paula e Marcus, obrigada, principalmente, pela oportunidade que vocês me deram para que eu pudesse desenvolver-me profissionalmente e como ser humano. Obrigada por terem ensinado, orientado, feito-me mudar. Um simples parágrafo é muito pouco para eu expressar a gratidão e a enorme admiração que nutro por vocês. Foram mais que irmãos, foram verdadeiros Pai e Mãe, que me acolheram, ensinaram os primeiros passos, aconselharam diversas vezes, deixaram-me “quebrar a cara” nos momentos onde isto era necessário para o meu aprendizado e incentivaram-me sempre nos momentos onde eu achava que não fosse capaz de alcançar meus objetivos.

A grande amiga Nilva Pessoa por me socorrer e segurar no colo nos momentos de intensa preocupação, quando esta tese parecia não ter fim.

Aos mestrandos e grandes amigos Kelli Castro e Kleber Santos do Núcleo de Análise do Movimento (NAM) e Ivan e Célio (Labioeng), Denys Viana, Jullyana Esteves de Juliana Andrade por dividirem comigo momentos de sufoco e alegria na realização desta pesquisa, por suas amizades e por sempre acreditarem que daríamos conta de tudo.

À toda equipe do Laboratório de Bioengenharia e Biomecânica da FEF/UFG, que estava sempre pronta a ajudar e apoiar nos momentos difíceis, assim como proporcionar momentos de descontração quando necessários.

Agradeço aos voluntários que participaram dos estudos.

Agradeço à FEF/UFG pelo incentivo e compreensão nesta reta final do doutorado.

SUMÁRIO

SUMÁRIO	7
LISTA DE FIGURAS	11
LISTA DE TABELAS	12
RESUMO	13
ABSTRACT	14
LISTA DE ABREVIATURAS	15
1 CONTEXTUALIZAÇÃO	16
1.1. Principais metodologias e sugestão de padronização de análise de variáveis do centro de pressão para estudos de equilíbrio estático e dinâmico	18
1.2. Controle do equilíbrio dinâmico durante a inicialização do passo	19
1.3. Controle do equilíbrio estático e estudo da estabilidade em poses do ballet ...	21
2 ESTUDO 1: PROPOSTA DE UMA METODOLOGIA COMPUTACIONAL PARA O ESTUDO DO COMPORTAMENTO DO COP DURANTE A INICIALIZAÇÃO DO PASSO UTILIZANDO PLATAFORMA DE FORÇA	23
1.Introdução	24
2. Calculo do centro de pressão durante a inicialização do passo a partir de plataforma de força	25
3. Determinando o início e o fim da inicialização do passo	30
4. Variáveis analisadas	31
5. Conclusão	34

6. Referências bibliográficas	34
3. ESTUDO 2: INICIALIZAÇÃO DO PASSO NA MARCHA INFANTIL: ESTUDO COMPARATIVO DO COMPORTAMENTO DO CENTRO DE PRESSÃO.....	44
1. Introdução	45
2. Metodologia.....	47
2.1 Sujeitos.....	47
2.2 Procedimentos Experimentais	48
2.3 Variáveis Analisadas	48
3. Resultados.....	51
3.1 Análise Global da Inicialização do Passo	51
3.2 Análise por Fases da Inicialização do Passo.....	51
3.2.1 Amplitude de Deslocamento do COP (AP e ML)	51
Fase 1: Antecipatória.....	52
Fase 2: Execução do 1º Passo	52
Fase 3: Execução do 2º Passo	52
3.2.2. Velocidade de Deslocamento do COP (AP e ML).....	52
Fase 1: Antecipatória.....	52
Fase 2: Execução do 1º Passo.....	53
Fase 3: Execução do 2º Passo	53
4. Discussão.....	53

Fases da Inicialização do Passo	54
Fase Antecipatória (Fase1)	54
Fase de Execução do 1º Passo (Fase 2).....	55
Fase de Execução do 2º Passo (Fase 3).....	56
5. Conclusão	56
6. Referências Bibliográficas	57
4 ESTUDO 3: EQUILÍBRIO UNIPODAL NO BALLET: EFEITOS DE CONDIÇÕES DE CALÇADO E POSES.....	59
1.Introdução	59
2. Materiais e Métodos	61
3. Resultados.....	63
3.1. Condições de sapatilha	63
3.2. Efeitos da poses do balé.....	65
3.3. Efeitos de interação	66
4. Discussão.....	67
5. Conclusão	68
6.Referências Bibliográficas	68
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	71
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	72
ANEXOS.....	82

Artigos Submetidos..... 82

Cartas de Aceite..... 82

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1: Fluxograma de recrutamento dos sujeitos 47**
- Figura 2: Arranjo experimental para o estudo da inicialização do passo. 48**
- Figura 3: Comportamento do COP durante a inicialização do passo no presente estudo. Fase 1: Antecipatória ; Fase 2: Execução do 1º passo; Fase 3: Execução do 2º passo. 50**
- Figura 4: Attitude derriére realizado com meia ponta e descalço. 61**
- Figura 5: Gráfico da Interação. 2a) Área de Oscilação do COP ; 2b) Oscilação Anteroposterior do COP ; 2c) Velocidade mediolateral do COP. 67**

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Frequência de amostragem dos dados brutos adquiridos através da plataforma de força durante a inicialização do passo	26
Tabela 2: Frequência de corte dos dados obtidos através da plataforma de força durante a inicialização do passo	27
Tabela 3: Exemplo de código Matlab para processamento de filtragem do sinal. .	27
Tabela 4: Exemplo de código no Matlab para determinação de início e fim de movimento	31
Tabela 5: Exemplos de código no matlab para calcular as variáveis propostas	33
Tabela 6: Características dos participantes do estudo.....	51
Tabela 7: Resultados das variáveis relacionadas ao COP durante a Inicialização do Passo.....	51
Tabela 8: Resultados das variáveis relacionadas a amplitude de deslocamento do COP nas direções anteroposterior e mediolateral durante as fases da Inicialização do Passo.....	52
Tabela 9: Resultados das variáveis relacionadas a velocidade média de deslocamento do COP durante as fases da Inicialização do Passo.....	53
Tabela 10: Média (\pm desvio padrão) para área de contato e pico de pressão durante todas as condições (N=14). NS = não apresenta diferença estatisticamente significativa.....	64
Tabela 11: Média (\pm desvio padrão) área de Oscilação do COP, Amplitude de oscilação anteroposterior e mediolateral e suas respectivas velocidades N=14. NS = não apresenta diferença estatisticamente significativa	64

RESUMO

A estabilidade postural é uma capacidade necessária ao corpo humano na posição parada em pé e nas atividades dinâmicas, como a locomoção, que influencia todos os aspectos motores e musculares relacionados à realização de uma tarefa. Esta é garantida através de formas de apoio, de ação coordenada dos músculos e atividade proprioceptiva, formando a base essencial para a realização de movimentos. O comportamento do centro de pressão pode ser estudado em diferentes condições, fornecendo informações sobre como o corpo reage a instabilidades posturais. Assim, o objetivo principal deste estudo é propor uma metodologia para o estudo do comportamento do centro de pressão tanto em condições estáticas quanto dinâmicas. A fim de alcançar os objetivos, a estrutura desta tese é composta de três estudos. São discutidos em estudos independentes os processos de controle do equilíbrio durante atividades estáticas, como as poses unipodais do ballet, e também dinâmicas, como os ajustes posturais antecipatórios prévios à inicialização do passo. No primeiro estudo foram estudados aspectos relacionados ao controle da estabilidade e de estratégias para a manutenção do equilíbrio durante três posições de apoio unipodal do ballet, executadas em posição de meia-ponta. No segundo estudo, avaliou-se os ajustes posturais antecipatórios em diferentes faixas etárias e foram discutidas suas relações com o processo de inicialização do passo em condições fisiológicas e patológicas. No terceiro estudo, sugeriu-se uma padronização metodológica para o cálculo das variáveis examinadas nos estudos que envolvem o comportamento do centro de pressão na inicialização do passo. A dinamometria com plataformas de força foi o método de medição empregado para todos os estudos. Os resultados permitem determinar estratégias para o controle do equilíbrio em bailarinas e para os ajustes posturais antecipatórios que ocorrem na transição da posição em pé parada para a marcha cíclica. São apresentadas algumas implicações clínicas dos resultados e perspectivas para estudos futuros.

Palavras – Chave: Controle do equilíbrio, Centro de Pressão, Dinamometria.

ABSTRACT

Postural stability is an important ability of the human body in standing position as well as in dynamic activities like locomotion. It influences all motor and muscle aspects related to the execution of a motor task and is achieved by appropriate support conditions, coordinated muscle activity and proprioceptive information. The center of pressure behavior can be studied under different conditions, providing information on how the body reacts to postural instabilities. Thus the main purpose of this study is to propose a methodology for the study of the center of pressure behavior in order to evaluate static and dynamic equilibrium conditions of the human body. In order to achieve the goals, the structure of this thesis is composed of three studies. The equilibrium control during single leg ballet poses and the anticipatory postural adjustments prior to the first step in gait were discussed in the first and second study respectively. In the third study, methodological aspects were reviewed and a data processing standardization to study the center of pressure behavior during gait initiation was proposed. Dynamometry with force platforms was the measurement method used for all studies. The results allow to identify balance control strategies in ballet dancers and anticipatory postural adjustments existing during the transition from standing still to the cyclic gait steps. Some clinical applications of the results are presented and also directions for future studies.

Key – Words: Balance Control, Center of Pressure, Dynamometry

LISTA DE ABREVIATURAS

GI	Inicialização do Passo
COP	Centro de Pressão
COM	Centro de Massa / Centro de Gravidade
FRS	Força de Reação do Solo
AP	Antero Posterior
ML	Médio Lateral
VEL	Velocidade Média
COPAP	Amplitude de Deslocamento AP
COPML	Amplitude de Deslocamento ML
GPC	Gerado de Padrão Central
APAS	Ajustes Posturais Antecipatórios
SNC	Sistema Nervoso Central
cm	Centímetros
cm/s	Centímetros por segundo
Hz	Hertz

1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Todos os comportamentos motores incluem equilíbrio, um processo neural complexo envolvido na organização da estabilidade e orientação do corpo no espaço. A análise do equilíbrio estático e dinâmico requer a compreensão de diferentes padrões biomecânicos e implica a conjugação de vários fatores e a quantificação de variáveis como o centro de pressão. O principal objetivo do presente estudo é a implementação e padronização de uma ferramenta metodológica que permita a análise do comportamento do centro de pressão na interpretação das estratégias de controle do equilíbrio e atividades estáticas e dinâmicas. Tal ferramenta foi aplicada no estudo da estabilidade de posições de equilíbrio unipodal do ballet clássico no estudo dos ajustes antecipatórios ao primeiro passo da marcha. Espera-se que tal ferramenta possa promover novos estudos nesta área e, assim, contribua para o avanço nos conhecimentos acerca das estratégias de controle postural em situações diversas de movimento.

O equilíbrio em posição parada quieta é naturalmente instável. Pequenos desvios de uma posição corporal ereta perfeita resultam num binário corporal induzido pela força da gravidade. Como resultado, torna-se necessária a criação de efeitos corretivos para compensar a efeito induzido pela força gravitacional. Esse processo de controle ainda não está claramente esclarecido, havendo alguma controvérsia acerca da organização de sistemas sensoriais e motores que contribuem para a estabilidade postural (WINTER, 1995). Contudo, vários estudos demonstram que a postura pode ser perturbada pela estimulação de vários sistemas sensoriais (WINTER, 1995, HORAK, 1996, MOCHIZUKI E AMADIO, 2003), realçando a importância das estratégias de equilíbrio.

A coordenação entre postura e movimento envolve o controle dinâmico do centro de massa (COM) na base de suporte (STAPLEY, 1999). A análise quantitativa deste controle insere-se no domínio da biomecânica, envolvendo o estudo estático e dinâmico de sistemas biológicos. O estudo de interações sensoriais estáticas durante o ballet e dinâmicas durante a inicialização do passo é de interesse para determinar como respostas reflexas, resultantes de perturbações, podem revelar mecanismos de integração sensoriomotora (ROSSIGNOL, 2006).

Todos os comportamentos motores pressupõem controle postural, um processo neural e complexo envolvido na organização da estabilidade e orientação do corpo no espaço (WINTER, 1995). O controle postural pode ser definido como a habilidade para manter o equilíbrio em relação à ação da força gravitacional através da manutenção ou retorno do centro de massa (COM) na base de suporte. Em posição de pé quieta existe um equilíbrio estático instável dado a força gravitacional que tem que ser equilibrada continuamente através de controle muscular (HORAK, 1987). A posição do COM, bem como a configuração geométrica dos segmentos corporais, é rigorosamente controlada relativamente à superfície do apoio e direção da força gravitacional (NASHNER, 1985). Sem o nível apropriado de controle postural, tarefas como a inicialização do passo e os equilíbrios unipodais do ballet tornam-se de difícil realização.

Assim o controle postural implica em uma tarefa motora complexa, derivada da interação de múltiplos processos somatosensoriais, cujos principais objetivos são orientação e equilíbrio. A orientação envolve o controle ativo do alinhamento e o tônus corporal em relação à gravidade, base de suporte e referências internas. A orientação espacial é baseada na interpretação de informações sensoriais convergentes provenientes de diferentes fontes internas e externas: táteis, visuais e vestibulares. Adicionalmente, o equilíbrio envolve a coordenação de estratégias sensoriomotoras para a estabilização do COM durante desequilíbrios internos e externos na estabilidade postural (HORAK, 2006)

Nesse estudo serão discutidos os processos de controle postural durante atividades estáticas e dinâmicas, desde a detecção de variações de posições do corpo humano e das pistas do ambiente, ao ajuste antecipatório do movimento, com objetivo de manutenção do equilíbrio.

A presente contextualização é composta em três partes. Na primeira é proposta a padronização de uma metodologia para a determinação das principais variáveis examinadas nos estudos que envolvem controle postural estático e dinâmico. Em seguida, é discutida a relação entre o equilíbrio dinâmico e suas relações no processo de inicialização do passo. Na terceira parte são apresentados aspectos relacionados ao controle postural, sua importância para a manutenção do equilíbrio e orientação postural durante poses de equilíbrio unipodal ballet clássico.

1.1.Principais metodologias e sugestão de padronização de análise de variáveis do centro de pressão para estudos de equilíbrio estático e dinâmico

O principal parâmetro a ser mensurado em estudos que abordam atividades de controle postural, sendo elas estáticas ou dinâmicas, com o uso de plataformas de força é o Centro de Pressão (COP), que é considerado como ponto de aplicação da resultante das forças verticais que atuam na superfície de apoio (WINTER, 1995) e as principais variáveis estudadas são a área de oscilação, os deslocamentos e as velocidades bidimensionais do COP.

O comportamento do centro de pressão representa o resultado coletivo do sistema de controle postural e da força de gravidade, ou seja, a resposta neuromotora à oscilação do centro de massa (WINTER, 1995). Esta variável é totalmente independente do centro de massa ou gravidade. Se um pé está em contato com o solo, o centro de pressão resultante está dentro da área desse pé. Se ambos os pés estão em contato com o solo, o centro de pressão resultante está localizado entre os dois pés, dependendo da sobrecarga relativa a cada pé.

Muitas são as técnicas encontradas na literatura para o cálculo das variáveis do centro de pressão, a fim de se estudar situações estáticas e dinâmicas, o que dificulta a comparação de resultados entre estudos.

Foi neste contexto que definimos como objetivo principal do Estudo 1 revisar as metodologias utilizadas e sugerir uma padronização de cálculo do centro de pressão, a fim de estudar os ajustes posturais antecipatórios prévios à inicialização do passo em populações saudáveis e patológicas.

No Estudo 1, os cálculos das variáveis relacionadas ao comportamento do centro de pressão no presente estudo foram padronizados de acordo com Winter (1995). Os deslocamentos do COP foram calculados pelas distâncias entre a posição máxima e mínima nas direções do eixo ântero-posterior e eixo médio-lateral e são dados em centímetros. As velocidades médias nas direções dos eixos são calculadas pela soma da diferenciação dos deslocamentos do COP, divididas pelo tempo e são dadas em centímetros/segundo.

1.2. Controle do equilíbrio dinâmico durante a inicialização do passo

A locomoção é produzida pela inicialização bem sucedida do passo a partir do estado estacionário. Esse início do ciclo do andar envolve uma transição da postura em pé parada, para a execução do primeiro passo e daí para o movimento cíclico da marcha. Durante essa tarefa ocorre a dissociação entre o Centro de Massa (COM) e o Centro de Pressão (COP), permitindo a transferência de peso ao membro de apoio e o deslocamento à frente do COM.

A marcha tem como objetivo produzir força suficiente que gere o impulso necessário para mover primeiro o COP para o membro de balanço e, em seguida, para o membro de apoio. O resultado é uma transferência do COP para o membro de apoio, permitindo, assim, que o passo seja realizado com segurança (WINTER, 1995).

Compreender o processo de transição do estado estacionário para o andar cíclico proporciona o estudo dos ajustes posturais que antecipam a realização de um movimento voluntário e criam condições para o movimento ser realizado, minimizando os efeitos da perturbação (ARUIN, SHIRATORI, LATASH, 2001). Também é possível compreender eventuais modificações ou adaptações desse mecanismo em função do envelhecimento, de doenças, ou mudanças nas tarefas.

Para diminuir os efeitos das perturbações e diminuir o deslocamento do COM, o sistema de controle postural organiza e desencadeia ajustes posturais antes do início do movimento voluntário ou simultaneamente a este (HAY, REDON, 1999; ARUIN, LATASH, 1996; ARUIN, SHIRATORI, LATASH, 2001). Além disso, quando a perturbação é temporalmente previsível, o sistema de controle postural também é capaz de realizar ajustes posturais de forma antecipatória.

A passagem da posição em pé para a marcha, designada por inicialização do passo, requer ajustes posturais antecipatórios (APAs) apropriados para atingir o objetivo pretendido (HALLIDAY ET AL., 1998; COUILLANDRE ET AL., 2000; XU ET AL., 2004). O papel dos APAs na inicialização do passo é ambíguo: por um lado, pretende preservar o equilíbrio, minimizando as perturbações posturais geradas pelo movimento; por outro lado, cria o desequilíbrio necessário para iniciar o movimento, deslocando à frente o COM.

A inicialização do passo é a tarefa usada para se compreender tais ajustes antecipatórios necessários para propulsionar o corpo para frente e é controlada por um programa motor central (MELOUIN ET AL, 2000).

Um novo ciclo da marcha inicia-se com uma transição da posição de pé parada para o andar. Todos esse processo foi detalhadamente descrito por Jian, Winter, Ishac e Gilchrist, 2003 conforme segue. Na fase inicial da transição da posição de pé parada para o andar, enquanto o centro de massa é acelerado à frente, o centro de pressão começa a se mover posterior e lateralmente em direção ao pé do membro de balanço e, logo após, move-se de volta em direção ao pé do membro de apoio. O deslocamento à frente do centro de massa é causado pela desativação dos músculos flexores plantares da articulação do tornozelo da perna de apoio, ao mesmo tempo em que ocorre a ativação dos músculos dorsiflexores da mesma perna. Assim, à medida que o corpo oscila à frente, há um aumento da atividade dos mesmos flexores plantares que produzem a propulsão à frente do corpo e a retirada dos dedos, iniciando a oscilação do membro. Esse comportamento é perfeitamente previsível pela teoria do pêndulo invertido. Além disso, abdutores da coxa do membro de balanço se ativam e são os responsáveis pelo deslocamento lateral do centro de pressão em direção à perna de balanço. Em seguida, estes mesmos abdutores são desativados e ativam-se os abdutores do membro de apoio, ação esta que produz o deslocamento do centro de pressão em direção ao pé de apoio. Durante a retirada dos dedos do membro de balanço, todo o peso do corpo está sendo sustentado pelo membro de apoio. A linha unindo centro de pressão e centro de massa corresponde ao vetor aceleração e, após a fase de descarga do peso, este vetor é dirigido à frente, afastando-se cada vez mais do pé de apoio, em direção à futura posição do pé de balanço (JIAN, WINTER, ISHAC e GILCHRIST, 1993).

Admite-se que os comandos para esta tarefa sejam processados no tronco encefálico, que modula a atividade do gerador de padrão central da medula espinal, o que permite inclusive elucidar aspectos relacionados a lesões no tronco encefálico e seus efeitos na execução de movimentos (PAUL AT ALL, 2002), bem como na avaliação do uso de próteses (CHRISTOPHER ET ALL, 1999).

Nesse contexto, o Estudo 2 teve por objetivo descrever, a partir do comportamento do centro de pressão (COP), como a aquisição do andar independente em crianças influencia a inicialização do passo. Em dissertação de mestrado prévia a este doutorado foram apresentados apenas valores discretos e agora uma nova análise dos dados permite inferir sobre o comportamento do centro de pressão, pois os dados

foram processados em função do tempo e analisados de acordo com as diferentes fases do movimento de inicialização do passo.

1.3. Controle do equilíbrio estático e estudo da estabilidade em poses do ballet

O corpo humano em postura ereta é caracterizado como um pêndulo invertido eminentemente instável devido, principalmente, a ações da força da gravidade e de forças desestabilizadoras adicionais, que surgem em razão da realização de movimentos corporais e da interação deste corpo com o ambiente (MAKI, MCILROY, 1996) e devido ao tamanho da base de suporte onde este corpo é mantido. Para o corpo permanecer em postura alinhada verticalmente em relação ao solo, a posição e a velocidade de deslocamento do centro de massa (COM) devem ser controladas e sua projeção vertical deve ser mantida dentro dos limites da área da base de suporte (WINTER, 1995; GU, SCHULTZ, SHEPARD, ALEXANDER, 1996). O COM é o ponto no qual toda a massa do corpo está equilibrada e onde se encontra a resultante de todas as forças externas que agem sobre o corpo (WINTER, 1995; HORAK, MACPHERSON, 1996).

O equilíbrio quase-estático é descrito como a condição do corpo quando este se encontra com uma base de suporte estacionária. Em termos mecânicos, um corpo encontra-se nessas condições quando a resultante de todas as forças e momentos que atuam sobre ele é igual a zero.

Em muitas poses do ballet clássico a capacidade de controlar e manter o equilíbrio em apoio unipodal, seja em posição de ponta de pé ou meia ponta, é fortemente desafiada. Na prática do ballet clássico, os bailarinos e bailarinas são treinados a usar artifícios de controle do equilíbrio, como fixar pontos de visão no ambiente e a usar dicas externas sobre a posição a ser mantida em seus segmentos, que podem vir do professor ou da ajuda de um espelho.

A arte do ballet clássico se originou no século XVI, durante a Renascença francesa, na corte dos Medici (PRATI & PRATI, 2006) como entretenimento para a realeza (ASSUMPÇÃO, 2003). Foi Louis IX que oficialmente apoiou a nova arte com a criação da "Academie Royale de la Musique". Desde então, as técnicas de balé passaram por grandes desenvolvimentos (BARROS e LOPES, 2006).

Uma boa formação de ballet sempre resultou em músculos fortes, consciência e controle de todo o corpo (LEIS, 2002) e a capacidade de se mover de acordo com a dinâmica da música. Quando se observa as posições corporais extremas e os altos níveis de trabalho físico exigidos pela formação de ballet, é surpreendente notar que as ciências do esporte, bem desenvolvidas e seu corpo de conhecimento não foram aplicados para as performances de ballet até o final do século XX.

Alguns momentos dramáticos nas coreografias ocorrem quando um bailarino executa uma pose de equilíbrio e mantém esta posição por alguns segundos. Durante a execução destas, o bailarino tenta manter a estabilidade e, por esta razão, há transferências de força sobre o pé. O padrão dessas transferências de força pode depender da organização dos segmentos corporais em cada pose e do sapato usado, como sapatilhas de meia ponta, de ponta ou quando estão descalços. Estes fatores podem influenciar a forma como os bailarinos se movem continuamente para garantir controle do equilíbrio estático.

O ato de se manter em equilíbrio tem chamado a atenção de alguns pesquisadores, que afirmam que bailarinos têm maior facilidade de manter o equilíbrio, em comparação com indivíduos não bailarinos e sedentários. Esta afirmação se embasa no fato de que os bailarinos têm sabidamente altos níveis de treino do sistema muscular. Sendo assim, ainda que pesquisas mostrem que bailarinos desempenham melhor em tarefas simples de equilíbrio com olhos abertos, eles são menos dependentes da visão nas tarefas de controle postural (GOLOMER et al. *apud* LIN et al., 2011), nenhum estudo, que seja de nosso conhecimento, avaliou a estabilidade em poses do ballet executadas em meia ponta.

Nesse contexto, o estudo do centro de pressão aplicado ao pé de apoio e os padrões de distribuição de força correspondentes são de grande importância, a fim de melhor entender as demandas de equilíbrio próprias de bailarinos. Esse é o tema do Estudo 3.

2 ESTUDO 1:

PROPOSTA DE UMA METODOLOGIA COMPUTACIONAL PARA O ESTUDO DO COMPORTAMENTO DO COP DURANTE A INICIALIZAÇÃO DO PASSO UTILIZANDO PLATAFORMA DE FORÇA

M.F.Vieira², F.G.S.A.Nora¹, P.H.L Costa¹.

¹ Núcleo de Análise do Movimento, Departamento de Educação Física e Motricidade Humana da Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP, Brasil.

² Laboratório de Bioengenharia e Biomecânica - Universidade Federal de Goiás, Goiânia, GO, Brasil.

RESUMO

O objetivo do presente estudo é revisar os métodos que têm sido empregados para o estudo da inicialização do passo e propor uma metodologia computacional para análise do comportamento do centro de pressão por meio do uso de plataformas de força. Espera-se que este estudo contribua para a padronização e simplificação das ferramentas matemáticas necessárias para essa análise e permita que estas sejam futuramente utilizadas por diferentes grupos interessados no assunto. Portanto, os procedimentos de cálculos aqui propostos são sugestões que visam a padronização da análise do comportamento do centro de pressão e permitam a quantificação das estratégias neuromotoras necessárias aos ajustes posturais antecipatórios.

Palavra – Chave: Centro de Pressão, Inicialização do Passo, Plataforma de Força.

ABSTRACT

The objective of this study is to review the methods employed to study gait initiation process and to propose a computational methodology for the analysis of this behavior using force platforms. The results may contribute to the standardization and simplification of mathematical tools necessary to allow future users interested in studying this subject. The calculation procedures proposed here are suggestions for a possible analysis standardization for the study of center of pressure behavior and may help to quantify neuromotor strategies necessary to posture adjustments executed prior to stepping.

Key – Word: Center of pressure, Gait Initiation, Force platform.

1.Introdução

A inicialização do passo tem como objetivo produzir força suficiente que gere o impulso necessário para mover primeiro o COP para o membro de balanço e, em seguida, para o membro de apoio. O resultado é uma transferência do COP para o membro de apoio, permitindo assim que o passo seja realizado com segurança (WINTER,1995).

Diante da importância de se compreender os mecanismos neuromotores que antecedem a inicialização do passo e suas eventuais contribuições para a avaliação de indivíduos afetos por patologias que perturbam a função da marcha, o objetivo do presente estudo é revisar os métodos que têm sido empregados para o estudo da inicialização do passo e principalmente propor uma metodologia computacional para análise do comportamento do COP por meio do uso de plataformas de força. Espera-se que este estudo contribua para a padronização e simplificação das ferramentas matemáticas necessárias para essa análise e permita que estas sejam futuramente utilizadas por diferentes grupos interessados no assunto.

A grande maioria dos estudos tem analisado o comportamento das variáveis biomecânicas no processo de inicialização do passo em populações adultas tendo por objetivo compreender as limitações posturais em patologias e no envelhecimento, predominando a doença de Parkinson, amputações e doenças neurológicas (HALLIDAY ET AL., 1998; JEAN ET AL., 1998; OSAMU ET AL., 2001;MICHEL 2002;DIBBLE ET AL., 2004; JONES ET AL., 2005;HIRAOKAA, 2006;VRIELING ET AL., 2008;OKADA ET AL., 2011), bem como na marcha com crianças típicas, sem desordens neuromusculares ou ortopédicas (MALOUIN E RICHARDS, 2000; BRENIÉRE, BRIL E FONTAINE, 1998).

Malouin e Richards (2000) e Assaiante, Woollacott e Amblard (2000) relatam que o comportamento antecipatório de inicialização de um passo a partir da posição em pé parada é pouco evidente em crianças que andam de forma independente há seis meses. Adicionalmente, os autores observaram que um andar cíclico e rítmico só pode ser reconhecido nessas mesmas crianças após pelo menos quatro passos, provavelmente devido à dependência da construção dos ajustes antecipatórios ao grau de experiências com o andar independente.

Portadores da Doença de Parkinson apresentam bradicinesia, um quadro de movimentos lentos e a acinesia, uma dificuldade de iniciar o movimento. Okada et al. (2011) analisaram o comportamento do COP durante a inicialização do passo com o auxílio de uma plataforma de força, a fim de verificar as influências da doença neste processo. Comparando a populações saudáveis, a presença dessa doença resultou na diminuição do deslocamento do COP em direção ao membro de balanço. Desse modo já se sabe que a doença de Parkinson produz uma limitação neuromecânica na transição do estado estático ao primeiro passo. (HASS ET AL., 2005).

Em amputados transtibiais ou transfermorais unilaterais, Vrieling et al.. (2008) encontraram um menor deslocamento anterior do COP sob o pé de apoio durante a fase de execução do primeiro passo, o que resultou numa menor velocidade no início da marcha desses indivíduos. Indivíduos amputados consistentemente sobrecarregaram o membro não afetado, prolongando o período de produção de força propulsiva neste a fim de iniciarem a marcha preferencialmente com o membro protético (VRIELING ET AL.,2008).

É possível estudar a inicialização do passo a partir de uma ou duas plataformas de força. Quando se utiliza uma plataforma de força, o interesse principal é compreender o comportamento do COP durante cada fase da inicialização do passo e não se assume que haja assimetrias entre os membros direito e esquerdo do sujeito da pesquisa. Por outro lado, quando são esperadas assimetrias entre os membros causadas por doenças ortopédicas, neurológicas ou de outra natureza, pode-se utilizar duas plataformas de força, a fim de se avaliar qual a contribuição de cada membro durante a inicialização do passo e compreender a organização desse processo neuromotor.

A seguir será descrito o procedimento sugerido para a quantificação das variáveis de interesse para o estudo da inicialização do passo.

2. Calculo do centro de pressão durante a inicialização do passo a partir de plataforma de força

Alguns autores utilizam diretamente as forças fornecidas por uma plataforma de força no estudo da inicialização da marcha. Essas variáveis podem ser associadas a variáveis cinemáticas, obtidas por meio de sistemas ópticos, ou a dados eletromiográficos, e algumas ferramentas estatísticas elaboradas são utilizadas na sua interpretação, como análise por componentes principais (MUNIZ ET AL., 2012).

Entretanto, é o centro de pressão a variável mais utilizada no estudo da inicialização do passo devido ao seu comportamento peculiar e característico nessa tarefa, sobretudo no que se refere aos ajustes posturais antecipatórios, nos quais o COP move-se antes de qualquer movimento observável dos pés. Estas são as razões pelas quais nos preocuparemos com o cálculo e análise do centro de pressão na inicialização da marcha.

Nas equações mostradas a seguir foi utilizada a sintaxe do Matlab (Mathworks versão 8) de forma a poderem ser inseridas em qualquer programa desenvolvido nesse ambiente. Essas equações podem ser aplicadas tanto para o uso de uma ou duas plataformas, levando em consideração o que se deseja analisar.

Os dados brutos da plataforma de força são, em geral, amostrados a uma frequência de 1 kHz por canal, satisfazendo ao critério de Nyquist tendo em vista que sinais cinemáticos e cinéticos do movimento humano são sinais de baixa frequência e ocupam principalmente a faixa mais inferior do espectro de frequência dos sinais brutos (WINTER, 2009). Quando dados cinemáticos são adquiridos com um sistema óptico juntamente com dados cinéticos é aconselhável adotar uma frequência de amostragem múltipla da frequência de aquisição das câmeras. Isso facilitará operações posteriores como sincronização, decimação e normalização dos dados, conforme mostra a tabela 1

Tabela 1: Frequência de amostragem dos dados brutos adquiridos através da plataforma de força durante a inicialização do passo

Frequência de Amostragem	Estudos
1 KHz	Tseg et al,2010; Uemera et al 2012
600 Hz	Martin et al,2002; Dibble et al, 2004
500 Hz	Jian et al, 1993; Gelat et al, 2011
250 Hz	Delval et al, 2011; Yiou et al, 2011
100 Hz	Vrieling et al,2008; Muniz et al,2012

Recomenda-se que os dados brutos sejam filtrados a fim de eliminar o ruído que possa estar corrompendo-o. O ruído pode ser reduzido pela adoção de um protocolo cuidadoso de coleta de dados, incluindo permitir um período de aquecimento dos equipamentos utilizados. Os fabricantes de plataformas de força recomendam ligar os equipamentos por no mínimo 1 hora antes de sua utilização na coleta de dados.

Os dados são filtrados por meio de um filtro Butterworth passa-baixa de segunda ordem, em razão da aproximação Butterworth fornecer um filtro com uma resposta em frequência mais plana e uma fase mais próxima da linear em relação a outras

aproximações como Chebyshev ou Elíptica. A fase linear é importante porque garante um atraso igual para todas as frequências contidas no sinal original. Entretanto, em razão do filtro Butterworth introduzir um atraso ou fase no sinal filtrado, uma filtragem reversa deve ser realizada a fim de eliminar esse atraso ou fase, ou seja, o filtro deve ser aplicado ao sinal bruto forward and reverse with zero-phase cancelando a fase introduzida pelo filtro Butterworth. Isto significa que na verdade um filtro de quarta ordem será aplicado aos dados brutos.

A frequência de corte é um ponto crítico no projeto do filtro, e depende da frequência de amostragem utilizada na aquisição dos dados e do resíduo médio relativo máximo permitido (Yu, 1999). Não há consenso quanto à frequência de corte do filtro utilizado na análise da inicialização da marcha, e a maioria dos autores omitem essa informação, conforme mostra a tabela 2.

Tabela 2: Frequência de corte dos dados obtidos através da plataforma de força durante a inicialização do passo

Frequência de Amostragem	Frequência de Corte
1 KHz (Tseg et al,2010; Uemera et al 2012)	6 Hz
600 Hz (Martin et al,2002; Dibble et al, 2004)	50 Hz
500 Hz (Jian et al, 1993; Gelat et al, 2011)	10 Hz
250 Hz (Delval et al, 2011; Yiou et al, 2011)	15 Hz
100 Hz (Vrieling et al,2008; Muniz et al,2012)	10,5 Hz

Considerando a baixa frequência dos sinais em biomecânica (WINTER, 2009) e as recomendações na escolha da frequência de corte no projeto do filtro (YU, 1999), um filtro Butterworth, de fase zero, com frequência de corte em torno de 12Hz e uma frequência de amostragem de pelo menos 100 Hz será adequado na maioria dos estudos. A Tabela 3 mostra exemplo de código no Matlab para esses processamentos.

Tabela 3: Exemplo de código Matlab para processamento de filtragem do sinal.

Rotina Matlab	Descrição
<code>Fs = 100;</code>	Frequência de amostragem
<code>Fc = 12;</code>	Frequência de corte do filtro
<code>order = 2;</code>	Ordem do filtro
<code>Wn = Fc/(Fs/2);</code>	Frequência de corte em radianos em relação à frequência de amostragem
<code>[b,a]=butter(order,Wn,'low');</code>	Cálculo dos coeficientes do filtro
<code>data=filtfilt(b,a,raw_data);</code>	Filtragem com zero lag
<code>raw_data - dados brutos; data - dados filtrados.</code>	

O comando *butter* projetará um filtro Butterworth de resposta infinita ao impulso (IIR). Usando, neste caso, um filtro de segunda ordem significa que atribuímos um *ripple* menor do que 3dB na banda de passagem e uma atenuação de 60dB na banda de rejeição.

O comando *filtfilt* realizará um filtragem IIR, a partir dos coeficientes do filtro calculado com o comando *butter*, forward and reverse with zero-phase cancelando a fase introduzida pelo filtro Butterworth. Isso significa utilizar, na verdade, um filtro de quarta ordem.

A posição instantânea do COP é calculada considerando as componentes da força de reação do solo, os momentos ao redor dos eixos anteroposterior e mediolateral e os dados relativos à origem real da plataforma de força, conforme informado pelo fabricante, tendo em vista que esta origem nem sempre coincide com o centro geométrico da plataforma devido às limitações no processo de fabricação.

Nas plataformas de força tanto da marca Bertec quanto da AMTI os dados são armazenados em uma matriz (data), na qual as colunas são, nessa ordem, as forças segundo os eixos X, Y e Z em Newtons e os momentos de força ao redor dos eixos X, Y e Z em Newton metros, considerando o eixo X mediolateral (positivo para a direita), o eixo Y anteroposterior (positivo para frente) e o eixo z vertical (positivo para cima). A matriz de dados terá, portanto, seis ou doze colunas conforme for utilizada uma ou duas plataformas de força, respectivamente.

O cálculo do COP nas plataformas Bertec e AMTI, que utilizam *strain gauges* como transdutores, é feito da seguinte maneira, considerando as coordenadas dx, dy, dz da origem real da plataforma:

$$\text{CoPx} = - ((\text{My} + (\text{dz} * \text{Fx})). / \text{Fz}) + \text{dx} \quad (1)$$

$$\text{CoPy} = ((\text{Mx} - (\text{dz} * \text{Fy})). / \text{Fz1}) + \text{dy} \quad (2)$$

Onde:

CoPx = COP no eixo x (mediolateral);

CoPy = COP no eixo y (anteroposterior);

Fx = força no eixo x (mediolateral);

Fy = força no eixo y (anteroposterior);

M_x = momento no eixo x;

M_y = momento no eixo y;

dx, dy, dz = coordenadas x, y e z da origem real da plataforma

Quando as plataformas recebem algum tipo de cobertura, normalmente para disfarçá-las com o solo e impedir que o indivíduo analisado altere sua marcha a fim de pisar exatamente sobre elas, a espessura dessa cobertura deve ser acrescentada à coordenada z da origem real. As equações 1 e 2 ficam assim:

$$\text{CoPx} = - ((M_y + ((dz-e)*F_x))/F_z) + dx \quad (3)$$

$$\text{CoPy} = ((M_x - ((dz-e)*F_y))/F_z) + dy \quad (4)$$

onde

e = espessura da cobertura sobre a plataforma.

Pelas equações 1 e 2 acima, observa-se que o COP é muito sensível a erros nos valores de forças e momentos para valores muito pequenos de F_z , como os obtidos no início e fim do contato do pé com a plataforma durante a marcha. Por isso é importante estabelecer um limiar para a força F_z , abaixo do qual o COP não será calculado. Esse limiar dependerá do indivíduo que está sendo analisado. Valores em torno de 5 a 10 N são suficientes para crianças e adultos, respectivamente.

Quando se utiliza duas plataformas de força, o COP é calculado da seguinte maneira (o índice 1 refere-se à plataforma 1 e o índice 2 à plataforma 2):

$$\text{CoPx}_1 = - ((M_{y1} + ((dz_1-e)*F_{x1}))/F_{z1}) + dx_1 \quad (5)$$

$$\text{CoPy}_1 = ((M_{x1} - ((dz_1-e)*F_{y1}))/F_{z1}) + dy_1 \quad (6)$$

$$\text{CoPx}_2 = - ((M_{y2} + ((dz_2-e)*F_{x2}))/F_{z2}) + dx_2 \quad (7)$$

$$\text{CoPy}_2 = ((M_{x2} - ((dz_2-e)*F_{y2}))/F_{z2}) + dy_2 \quad (8)$$

e o COP resultante será:

$$\text{CoPx}_{\text{result}} = (\text{CoPx}_1 * (F_{z1} / (F_{z1} + F_{z2}))) + (\text{CoPx}_2 * (F_{z2} / (F_{z1} + F_{z2}))) \quad (9)$$

$$\text{CoPy_result} = (\text{CoPy1} \cdot (\text{Fz1} / (\text{Fz1} + \text{Fz2}))) + (\text{CoPy2} \cdot (\text{Fz2} / (\text{Fz1} + \text{Fz2}))) \quad (10)$$

3. Determinando o início e o fim da inicialização do passo

Um aspecto importante na análise da inicialização do passo é a determinação do início do movimento. Em muitos trabalhos os voluntários são orientados a iniciar a tarefa a partir de um comando vocal, um estímulo sonoro, um estímulo cutâneo, ou um estímulo visual. Mesmo quando o laboratório possui dispositivos de sincronização desses estímulos com a aquisição dos dados por meio das plataformas, isso não significa que o voluntário começará a tarefa imediatamente após a aplicação desse estímulo.

Portanto, alguns autores têm definido o início da tarefa identificando-se o instante no qual o desvio mediolateral do COP em direção ao pé de balanço seja maior do que três vezes o desvio padrão da posição inicial média do COP, tomada nos primeiros 1,5 s antes da aplicação do estímulo (MALOUIN & RICHARDS, 2000; UEMURA ET AL., 2012A, 2012B).

Outros autores têm definido este instante quando o COP move-se inicialmente além de 10 mm lateralmente (JONES ET AL., 2005), quando a velocidade do COP resultante excede 0,01 m/s (NASCIMENTO ET AL., 2005), pelo primeiro deslocamento mediolateral do COP no plano frontal (VITON ET AL., 2000), o primeiro desvio mediolateral do COP em direção ao pé de balanço maior do que 4 mm (MELZER ET AL., 2007A, 2007B), pela primeira amostra na trajetória do COP em direção ao pé de balanço (MARTIN ET AL., 2002), ou o instante no qual ocorreu um deslocamento de 4 mm em relação à linha de base do COP com uma duração de pelo menos 10 ms (MAKI & MCILROY, 1997).

Outra estratégia é definir o início da tarefa pela alteração na componente vertical da força de reação do solo que ocorre imediatamente antes do ajuste antecipatório postural (MUNIZ ET AL., 2012) ou por um aumento detectável na componente vertical da força de reação do solo exercida pelo pé de balanço (HENRIKSSON ET AL., 2011). Outros ainda definem o início da tarefa como o instante no qual a componente vertical da força de reação do solo excede o valor médio mais duas vezes o desvio padrão obtido nos primeiros 0,5 s de postura quieta (BUCKLEY ET AL., 2008; HASS, 2012).

Para conciliar essas diversas metodologias, nós propomos que o início da tarefa seja determinado pelo instante no qual a componente vertical da força de reação do solo exceda o valor médio mais três desvios padrões tomado nos primeiros 1,5s da postura quase-estática, enquanto o sujeito permanece sobre a plataforma, esperando o estímulo ou o comando para o início do movimento. A aquisição dos dados pelas plataformas deve ser disparada, portanto, pelo menos 2 segundos antes do estímulo ou comando para o início do movimento.

O final do movimento é definido pelo instante de perda de contato do pé de apoio com a plataforma de força, quando a componente vertical da força de reação do solo cai a zero, ou é menor que o limiar estabelecido. O sinal pode, então, ser devidamente cortado.

Se estiverem sendo utilizadas duas plataformas de força, os cálculos devem ser feitos a partir da componente vertical da força de reação do solo das plataformas nas quais o indivíduo estiver com o pé de balanço, para o início do movimento, e com o pé de apoio, para o final do movimento.

Na Tabela 4 são mostrados alguns exemplos de código no MatLab para esses cálculos considerando que a aquisição dos dados começou dois segundos antes do início da tarefa e um limiar de 10N para a componente vertical da força de reação do solo.

Tabela 4: Exemplo de código no Matlab para determinação de início e fim de movimento

Rotina Matlab	Descrição
<code>ind = find(Fz >= (mean(Fz(50:200)) + 3*std(Fz(50:200))));</code> <code>start = ind(1);</code>	Início da tarefa: $Fz \geq$ média de Fz nos 1,5 s antes do movimento mais três vezes o desvio padrão. Fz da plataforma do pé de balanço.
<code>ind = find(Fz <= 10.0)</code> <code>end = ind(1);</code> <code>data = data(start:end,:);</code>	Estabelecido um limiar de 10 N para Fz . Fz da plataforma do pé de apoio. Corte dos dados.

Fz - componente vertical da força de reação do solo.

4. Variáveis analisadas

As variáveis analisadas na inicialização do passo utilizando plataforma de força são muito diversas. Os dados, coletados com uma ou duas plataformas de força, são processados para calcular a trajetória total do COP ou em cada uma das fases, a duração destas, ou o comportamento das forças de reação do solo. De fato, a trajetória do COP é

um índice atual usado na pesquisa básica e clínica para avaliar o controle do equilíbrio e o controle na locomoção (PATCHAY & GAHÉRY, 2003), servindo como indicativo de instabilidade tanto de populações saudáveis quanto patológicas (JONES ET AL., 2005).

O comportamento das forças é utilizado na análise da inicialização do passo em diversas situações (HENRIKSSON & HIRSCHFELD, 2005, NASCIMENTO ET AL., 2005, LIU ET AL., 2006, DELVAL ET AL., 2007, HIRSCHFELD, 2007, VRIELING ET AL., 2008, BRUYNEEL ET AL., 2010, TSENG ET AL., 2010, DELVAL ET AL., 2011, HENRIKSSON ET AL., 2011, VAN KEEKEN ET AL., 2011, LIN & YANG, 2011, MUNIZ ET AL., 2012), bem como seus valores de pico para os pés de balanço e de apoio (BRUNT ET AL., 2005), em instantes específicos da tarefa (LIU ET AL., 2006, CORBEIL & ANAKA, 2011), assim como o impulso, dado pela área sob a curva da força (CADERBY ET AL., 2012).

Variáveis como deslocamento máximo lateral e deslocamento máximo posterior do COP durante a APA, assim como a duração da APA (MARTIN ET AL., 2002; ITO ET AL., 2003, COLNÉ ET AL., 2008, CORBEIL & ANAKA, 2011, DELVAL ET AL., 2011, DESSERTY ET AL., 2011, MARTIN ET AL., 2011, YIOU ET AL., 2011, CADERBY ET AL., 2012, HASS ET AL., 2012, UEMURA ET AL., 2012A, 2012B) são muito comuns na literatura, bem como em estudos de desenvolvimento infantil (LEDEBT ET AL., 1998; NORA ET AL., 2012) e na caracterização do comportamento motor na inicialização do passo de uma dada população (HALLIDAY ET AL., 1998).

Algumas variáveis só podem ser calculadas quando são usadas duas plataformas de força, como o deslocamento do COP sob cada pé (HENRIKSSON ET AL., 2011), especialmente em indivíduos amputados (TOKUNO ET AL., 2003), o peso corporal sobre o pé de balanço no início e no final da APA (HALLIDAY ET AL., 1998; PATCHAY & GAHÉRY, 2003), ou o pico das forças em cada um dos pés (TOKUNO & ENG, 2006).

Outra variável utilizada é a trajetória do COP resultante (STACKHOUSE ET AL., 2007; HASS ET AL., 2008, VRIELING ET AL., 2008, OKADA ET AL., 2011), ou a trajetória nas direções anteroposterior e mediolateral (LAUDANI ET AL., 2006, LIU ET AL., 2006, HIRSCHFELD, 2007, CHASTAN ET AL., 2010, VINTI ET AL., 2010, YIOU & DO, 2010, HENRIKSSON ET AL., 2011, VAN KEEKEN ET AL., 2011, LIN & YANG, 2011, YIOU ET AL., 2011, MOUCHNINO ET AL., 2012, SPENCER & VAN DER MEER, 2012), ou o deslocamento do COP tomado como a diferença entre os valores de pico na trajetória do COP resultante nas diferentes fases da

inicialização da marcha e o intervalo de tempo correspondente (VITON ET AL., 2000; SASAKI ET AL., 2001; MARTIN ET AL., 2002; HASS ET AL., 2004; MICKELBOROUGH ET AL., 2004; TOKUNO & ENG, 2006, WICART ET AL., 2006, DELVAL ET AL., 2007, STACKHOUSE ET AL., 2007, WELTER ET AL., 2007, COLNÉ ET AL., 2008, HASS ET AL., 2008, RUGET ET AL., 2008, VRIELING ET AL., 2008, CORBEIL & ANAKA, 2011), ou na trajetória do COP do pé de balanço e do pé de apoio separadamente, geralmente normalizado pelo comprimento do pé (MALOUIN & RICHARDS, 2000). Nesse último caso, o uso de duas plataformas de força é igualmente indispensável. Especificamente, na comparação entre adultos e crianças, Malouin & Richards (2000) propuseram um índice dado pela razão entre o deslocamento anteroposterior do pé de balanço e o deslocamento anteroposterior do pé de apoio.

Por outro lado, o movimento do COP ao longo do tempo, ao invés do pico máximo de deslocamento do COP, é a variável mais importante quando se investiga a geração de impulso (POLCYN ET AL., 1998). Por essa razão, quando se estuda a geração de impulso o deslocamento do COP é integrado ao longo do tempo (NOLAN & KERRIGAN, 2003).

A duração de cada fase e as velocidades médias nas direções mediolateral e anteroposterior do COP, em cada uma das fases da inicialização do passo ou durante toda a tarefa, são variáveis também muito utilizadas (COUILLANDRE ET AL., 2000; SASAKI ET AL., 2001, MICHEL & DO, 2002; HASS ET AL., 2004, WICART ET AL., 2006, HASS ET AL., 2008, GÉLAT ET AL., 2011, SPENCER & VAN DER MEER, 2012) e podem ser calculadas como sugerido na Tabela 5.

Tabela 5: Exemplos de código no matlab para calcular as variáveis propostas

Rotina Matlab	Descrição
<code>percurso_x = sum (abs (diff (CoPx)));</code>	Espaço percorrido do COP na direção mediolateral.
<code>duração = length(CoPx)/Fs; ou</code>	Duração da fase correspondente.
<code>duração = length(CoPy)/Fs</code>	
<code>veloc_media_x = percurso_x / duração;</code>	Velocidade média na direção mediolateral.
<code>percurso_y = sum (abs (diff (CoPy)));</code>	Espaço percorrido do COP na direção anteroposterior
<code>veloc_media_y = percurso_y / duração;</code>	Velocidade média na direção anteroposterior
<code>smoothness_x = trapz((diff(CoPx,3)/(1/Fs)^3).^2);</code>	Smoothness in the mediolateral direction
<code>smoothness_y = trapz((diff(CoPy,3)/(1/Fs)^3).^2);</code>	Smoothness in the anteroposterior direction
CoPx e CoPy – trajetória do COP nas direções mediolateral e anteroposterior, respectivamente.	
Fs – frequência de amostragem	

A suavidade do movimento, uma variável utilizada para avaliar o desempenho motor de indivíduos saudáveis e portadores de patologias (HRELJAC, 2000; PLATZ ET AL., 1994; KREBS ET AL., 2000; ROHRER ET AL., 2002), também tem sido utilizada no estudo da inicialização do passo (HASS ET AL., 2004, HASS ET AL., 2008). A máxima suavidade é obtida quando oscilações no movimento são minimizadas, indicando que a suavidade no movimento é resultante de processos de aprendizagem e coordenação (ROHRER ET AL., 2002). A suavidade é definida como a integral da terceira derivada ao quadrado da trajetória do COP nas direções anteroposterior e mediolateral como mostrado na Tabela 3 (HASS ET AL., 2004).

5. Conclusão

O fenômeno dos ajustes posturais antecipatórios tem sido estudado por meio da tarefa de inicialização do passo em diferentes populações, porém com diversidade metodológica, o que prejudica a comparação entre os resultados e uma compreensão adequada das estratégias motoras empregadas. Sendo assim, os procedimentos de cálculos aqui propostos são sugestões que visam à padronização da análise do comportamento do Centro de Pressão e permitem a quantificação das estratégias neuromotoras necessárias aos ajustes posturais antecipatórios.

6. Referências bibliográficas

- A. DELVAL, P. KRYSTKOWIAK, J.-L. BLATT, E. LABYT, J.-L. BOURRIEZ, K. DUJARDIN, A. DESTÉE, P. DERAMBURE, L. DEFEBVRE, A Biomechanical Study Of Gait Initiation In Huntington's Disease, **Gait In Posture**, Volume 25, Fevereiro 2007
- A. DELVAL, P. KRYSTKOWIAK, J.-L. BLATT, E. LABYT, K. DUJARDIN, A. DESTÉE, P. DERAMBURE, L. DEFEBVRE, 16.4 Akinesia In Huntington's Disease: A Biomechanical Study Of Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 21, Junho 2005
- A.H. VRIELING, H.G. VAN KEEKEN, T. SCHOPPEN, E. OTTEN, J.P.K. HALBERTSMA, A.L. HOF, K. POSTEMA, Gait Initiation In Lower Limb Amputees, **Gait In Posture**, Volume 27, Abril 2008
- A.M.S. MUNIZ, J. NADAL, K.E. LYONS, R. PAHWA, W. LIU, Long-Term Evaluation Of Gait Initiation In Six Parkinson's Disease Patients With Bilateral Subthalamic

Stimulation, **Gait in Posture**, Volume 35, Março 2012.

A.-V. BRUYNEEL, P. CHAVET, G. BOLLINI, S. MESURE, Gait Initiation Reflects The Adaptive Biomechanical Strategies Of Adolescents With Idiopathic Scoliosis, **Annals Of Physical And Rehabilitation Medicine**, Volume 53, Agosto e Setembro 2010

AMANDA J. TAYLOR, HYLTON B. MENZ, ANNE-MAREE KEENAN, The Influence Of Walking Speed On Plantar Pressure Measurements Using The Two-Step Gait Initiation Protocol, **The Foot**, Volume 14, Março 2004

AMY F. POLCYN, LEWIS A. LIPSITZ, D.CASEY KERRIGAN, JAMES J. COLLINS, Age-Related Changes In The Initiation Of Gait: Degradation Of Central Mechanisms For Momentum Generation, **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Volume 79, Dezembro 1998

ANA QUERALT, JOSEP VALLS-SOLÉ, JUAN M. CASTELLOTE, Speeding Up Gait Initiation And Gait-Pattern With A Startling Stimulus, **Gait In Posture**, Volume 31, Fevereiro 2010

ANDRÉ MAGNAN, BRADFORD J. MCFADYEN, GUY ST-VINCENT, Modification Of The Sit-To-Stand Task With The Addition Of Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 4, Maio 1996

ANDREW H. HANSEN, STEVE C. MIFF, DUDLEY S. CHILDRESS, STEVEN A. GARD, MARGRIT R. MEIER, Net External Energy Of The Biologic And Prosthetic Ankle During Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 31, **Janeiro 2010**

ANNABELLE COUILLANDRE, YVON BRENIÈRE, BERNARD MATON, Is Human Gait Initiation Program Affected By A Reduction Of The Postural Basis?, **Neuroscience Letters**, Volume 285, Maio 2000

ANNE-VIOLETTE BRUYNEEL, PASCALE CHAVET, SERGE MESURE, Initiation Du Pas Et Scoliose Idiopathique De L'adolescence, **Kinésithérapie, La Revue**, Volume 8, Julho 2008

ANNICK LEDEBT, YVON BRENIÈRE, BLANDINE BRIL, How Do Anticipatory Phenomena During Gait Initiation Develop For Children?, **Journal Of Biomechanics**, Volume 27, Maio 1994.

ANNICK LEDEBT, YVON BRENIÈRE, Dynamical Implication Of Anatomical And Mechanical Parameters In Gait Initiation Process In Children, **Human Movement Science**, Volume 13, Dezembro 1994

ARMANDE LE PELLEC, BERNARD MATON, Initiation Of A Vertical Jump: The Human Body's Upward Propulsion Depends On Control Of Forward Equilibrium, **Neuroscience Letters**, Volume 323, Maio 2002

ARNAUD DELVAL, SÉVERINE BLEUSE, CLÉMENCE SIMONIN, MARIE DELLIAUX, BENJAMIN ROLLAND, ALAIN DESTEE, LUC DEFEBVRE, PIERRE KRYSKOWIAK, KATHY DUJARDIN, Are Gait Initiation Parameters Early Markers

Of Huntington's Disease In Pre-Manifest Mutation Carriers?, **Gait In Posture**, Volume 34, Junho 2011.

BIJAN NAJAFI, DANIEL MILLER, BETH D. JARRETT, JAMES S. WROBEL, Does Footwear Type Impact The Number Of Steps Required To Reach Gait Steady State?: An Innovative Look At The Impact Of Foot Orthoses On Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 32, Maio 2010

CARRIE STACKHOUSE, CAROLE TUCKER, PATRICIA A. SHEWOKIS, MARGO ORLIN, KYLE JOSEPHIC, SAM PIERCE, BRIAN SMITH, JAMES MCCARTHY, A Comparison Of Gait Initiation In Typically Developing Children And Children With Cerebral Palsy, **Gait In Posture**, Volume 24, Dezembro 2006

CARRIE STACKHOUSE, PATRICIA A. SHEWOKIS, SAMUEL R. PIERCE, BRIAN SMITH, JAMES MCCARTHY, CAROLE TUCKER, Gait Initiation In Children With Cerebral Palsy, **Gait In Posture**, Volume 26, Julho 2007

CHANG HWA-ANN, DAVID E. KREBS, Dynamic Balance Control In Elders: Gait Initiation Assessment As A Screening Tool, **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Volume 80, Issue 5, Maio 1999

CHRIS J. HASS, DWIGHT E. WADDELL, RICHARD P. FLEMING, JORGE L. JUNCOS, ROBERT J. GREGOR, Gait Initiation And Dynamic Balance Control In Parkinson's Disease, **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Volume 86, Novembro 2005

CHRIS J. HASS, DWIGHT E. WADDELL, STEVEN L. WOLF, JORGE L. JUNCOS, ROBERT J. GREGOR, Gait Initiation In Older Adults With Postural Instability, **Clinical Biomechanics**, Volume 23, Julho 2008

CHRIS J. HASS, ROBERT J. GREGOR, DWIGHT E. WADDELL, ALANNA OLIVER, DAGAN W. SMITH, RICHARD P. FLEMING, STEVEN L. WOLF, The Influence Of Tai Chi Training On The Center Of Pressure Trajectory During Gait Initiation In Older Adults, **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Volume 85, Outubro 2004

CHRIS J. HASS, THOMAS A. BUCKLEY, CHRIS PITSIKOULIS, ERNEST J. BARTHELEMY, Progressive Resistance Training Improves Gait Initiation In Individuals With Parkinson's Disease, **Gait in Posture**, Volume 35, Abril 2012

CHRISTOPHER A MILLER, MARY C VERSTRAETE, A Mechanical Energy Analysis Of Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 9, Julho 1999

CHRISTOPHER A. MILLER, MARY C. VERSTRAETE, Determination Of The Step Duration Of Gait Initiation Using A Mechanical Energy Analysis, **Journal Of Biomechanics**, Volume 29, Issue 9, Setembro 1996

CRAIG D. TOKUNO, DAVID J. SANDERSON, J.TIMOTHY INGLIS, ROMEO CHUA, Postural And Movement Adaptations By Individuals With A Unilateral Below-Knee Amputation During Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 18, Dezembro 2003

CRAIG D. TOKUNO, JANICE J. ENG, Gait Initiation Is Dependent On The Function Of The Paretic Trailing Limb In Individuals With Stroke, **Gait In Posture**, Volume 24, Dezembro 2006

D. OHLMANN, U. DILLMANN, G. HEIDE, A. KRAEMER, K. SCHIMRIGK, P392 Initiation Of Gait: Analysis In Parkinsonian Patients, **Electroencephalography And Clinical Neurophysiology**, Volume 99, Outubro 1996

DENIS BRUNT, DARL W. VANDER LINDEN, ANDREA L. BEHRMAN, The Relation Between Limb Loading And Control Parameters Of Gait Initiation In Persons With Stroke, **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Volume 76, Julho 1995

DENIS BRUNT, MARTIN SHORT, MARK TRIMBLE, S.M LIU, Control Strategies For Initiation Of Human Gait Are Influenced By Accuracy Constraints, **Neuroscience Letters**, Volume 285, Issue 3, 19 May 2000

DENIS BRUNT, SHENG-MIN LIU, MARK TRIMBLE, JEFF BAUER, MARTIN SHORT, Principles Underlying The Organization Of Movement Initiation From Quiet Stance, **Gait In Posture**, Volume 10, Issue 2, Outubro 1999

DENIS BRUNT, VALERIA SANTOS, HYEONG DONG KIM, KATHYE LIGHT, CHARLES LEVY, Initiation Of Movement From Quiet Stance: Comparison Of Gait And Stepping In Elderly Subjects Of Different Levels Of Functional Ability, **Gait In Posture**, Volume 21, Abril 2005

DONNA OCFFINGER, SAM AUGSBURGER, 32 Gait Initiation In A Normal Pediatric Population, **Gait In Posture**, Volume 5, Abril 1997

DONNA OEFFINGER, CHESTER TYLKOWSKI, SAM AUGSBURGER, BOBBIE EDESTER, HANK WHITE, TIM CUPP, Gait Initiation In A Cerebral Palsy Spastic Diplegic Population, **Gait In Posture**, Volume 5, Abril 1997

E. YIOU, M.C. DO, Control Of Mediolateral Stability During Rapid Step Initiation With Preferred And Non-Preferred Leg: Is It Symmetrical?, **Gait In Posture**, Maio 2010

E.L. JOHNSEN, P.H. MOGENSEN, N. AA SUNDE, K. ØSTERGAARD, P2.075 Gait Initiation Improved With Deep Brain Stimulation, **Parkinsonism & Related Disorders**, Volume 14, Fevereiro 2008

FRANCINE MALOUIN, CAROL L. RICHARDS, Preparatory Adjustments During Gait Initiation In 4–6-Year-Old Children, **Gait In Posture**, Volume 11, Junho 2000

GILLES DIETRICH, YVON BRENIERE, MANH CUONG DO, Organization Of Local Anticipatory Movements In Single Step Initiation, **Human Movement Science**, Volume 13, Junho 1994

H. IKEUCHI, T. OHIRA, K. HIGUCHI, Y. KOMATSU, K. YAMADA, Analysis Of Cop Fluctuation In Gait Initiation Among Normal, Disable And Elder, **Journal Of Biomechanics**, Setembro 2004

HELCO G. VAN KEEKEN, ALINE H. VRIELING, AT L. HOF, KLAAS POSTEMA, BERT OTTEN, Stabilizing Moments Of Force On A Prosthetic Knee During Stance In The First Steps After Gait Initiation, **Medical Engineering & Physics**, Volume 34, Junho 2012

J. MICKELBOROUGH, M.L. VAN DER LINDEN, R.C. TALLIS, A.R. ENNOS, Muscle Activity During Gait Initiation In Normal Elderly People, **Gait In Posture**, Volume 19, Fevereiro 2001

J.E. WITWER, P.T. ANDREWS, K.E. WEBSTER, H.B. MENZ, P1.126 Variability Of Temporal Parameters During Gait Initiation Is Increased In People With Alzheimer's Disease Compared To Controls ; **Related Disorders**, Volume 14, Fevereiro 2008

J.G. REMELIUS, R.E.A. VAN EMMERIK, J. HAMILL, Coordination And Gait Initiation In Multiple Sclerosis, **Journal Of Biomechanics**, Volume 39, Maio 2006

JANET H. JHOUN, DUDLEY S. Childress, 31 Pelvic Obliquity During Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 5, Abril 1997

JEAN-MICHEL VITON, MICHELE TIMSIT, SERGE MESURE, JEAN MASSION, JEAN-PIERRE FRANCESCHI, ALAIN DELARQUE, Asymmetry Of Gait Initiation In Patients With Unilateral Knee Arthritis, **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Volume 81, Fevereiro 2000

JEFF A. NESSLER, KOYIRO MINAKATA, KELLI SHARP, DAVID J. REINKENSMEYER, Robot-Assisted Hindlimb Extension Increases The Probability Of Swing Initiation During Treadmill Walking By Spinal Cord Contused Rats, **Journal Of Neuroscience Methods**, Volume 159, Janeiro 2007

JOHN CHAE, ALLISON QUINN, KEVIN EL-HAYEK, JENNIFER SANTING, ROMAN BEREZOVSKI, MARY HARLEY, Delay In Initiation And Termination Of Tibialis Anterior Contraction In Lower-Limb Hemiparesis: Relationship To Lower-Limb Motor Impairment And Mobility, **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Volume 87, Setembro 2006

K. MARTIN, L. BLIZZARD, M. GARRY, R. THOMSON, J. MCGINLEY, V. SRIKANTH, 180 Components Of Gait Initiation In Older Adults: Inter-Relationships And Predictive Validity, **Parkinsonism & Related Disorders**, Volume 16, Fevereiro 2010

K. MARTIN, L. BLIZZARD, M. GARRY, R. THOMSON, J. MCGINLEY, V. SRIKANTH, Gait Initiation In Older People—Time To First Lateral Movement May Be The Measure Of Choice, **Gait In Posture**, Volume 34, Julho 2011

KAZUKI UEMURA, MINORU YAMADA, KOUTATSU NAGAI, BUICHI TANAKA, SHUHEI MORI, NORIAKI ICHIHASHI, Fear Of Falling Is Associated With Prolonged Anticipatory Postural Adjustment During Gait Initiation Under Dual-Task Conditions In Older Adults, **Gait In Posture**, Volume 35, Fevereiro 2012

KOICHI HIRAOKA, YOSHIMI MATUO, AKIRA IWATA, TOMOYA ONISHI, KAZUO ABE, The Effects Of External Cues On Ankle Control During Gait Initiation In

Parkinson's Disease, **Parkinsonism & Related Disorders**, Volume 12, Março 2006

L. BENSOUSSAN, S. MESURE, J.M. VITON, G. CURVALE, A. DELARQUE, ASYMÉTRIES CHRONOMÉTRIQUES, Cinétiques Et Cinématiques De L'initiation De La Marche Chez Un Sujet Hémiplégique, **Annales De Réadaptation Et De Médecine Physique**, Volume 47, Novembro 2004

L. LAUDANI, A. CASABONA, V. PERCIAVALLE, A. MACALUSO, Control Of Head Stability During Gait Initiation In Young And Older Women, **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, Volume 16, Dezembro 2006

LAURA ROCCHI, LORENZO CHIARI, MARTINA MANCINI, PATRICIA CARLSON-KUHTA, ANNE GROSS, FAY B. HORAK, Step Initiation In Parkinson's Disease: Influence Of Initial Stance Conditions, **Neuroscience Letters**, Volume 406, Outubro 2006

LEE NOLAN, D.CASEY KERRIGAN, Keep On Your Toes: Gait Initiation From Toe-Standing, **Journal Of Biomechanics**, Volume 36, Março 2003

LELAND E DIBBLE, DIANE E NICHOLSON, BARRY SHULTZ, BRUCE A MACWILLIAMS, ROBIN L MARCUS, CAROLEE MONCUR, Sensory Cueing Effects On Maximal Speed Gait Initiation In Persons With Parkinson's Disease And Healthy Elders, **Gait In Posture**, Volume 19, Junho 2000

LYNN-MARI SPENCER, AUDREY L.H. VAN DER MEER, Taug-Guidance Of Dynamic Balance Control During Gait Initiation Across Adulthood, **Gait in Posture**, Volume 36, Issue 3, Julho 2012.

M. JENKINS, J. HOLMES, A. JOHNSON, S. SPAULDING, 1.194 Dual Task Interference: The Effects Of Verbal Cognitive Taks On Gait Initiation In Parkinson's Disease, **Parkinsonism & Related Disorders**, Volume 13, Setembro 2007

M. VINTI, A. COUILLANDRE, P. THOUMIE, Does Somatosensory Loss Induce Adaptation Of The Gait Initiation Process?, **Neuroscience Letters**, Volume 480, Agosto 2010

M.W. CORNWALL, T.G. MCPOIL, Effect Of Foot Orthotics On The Initiation Of Plantar Surface Loading, **The Foot**, Volume 7, Setembro 1997

MARIE-LAURE WELTER, MANH CUONG DO, NATHALIE CHASTAN, FRÉDÉRIC TORNAY, FRÉDÉRIC BLOCH, SOPHIE TÉZENAS DU MONTCEL, YVES AGID, Control Of Vertical Components Of Gait During Initiation Of Walking In Normal Adults And Patients With Progressive Supranuclear Palsy, **Gait In Posture**, Volume 26, Setembro 2007

MARK W ROGERS, CARL G KUKULKA, DENIS BRUNT, THOMAS D CAIN, TIMOTHY A HANKE, The Influence Of Stimulus Cue On The Initiation Of Stepping In Young And Older Adults, **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Volume 82, Maio 2001

MARKETTA HENRIKSSON, HELGA HIRSCHFELD, Physically Active Older Adults Display Alterations In Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 21, Abril 2005

MARKETTA HENRIKSSON, JAN HENRIKSSON, JOHAN BERGENIUS, Gait Initiation Characteristics In Elderly Patients With Unilateral Vestibular Impairment, **Gait In Posture**, Volume 33, Abril 2011

MELANIE D. FOX, SCOTT L. DELP, Contributions Of Muscles And Passive Dynamics To Swing Initiation Over A Range Of Walking Speeds, **Journal Of Biomechanics**, Volume 43, Maio 2010

NIKOLAI GANTCHEV, FRANÇOIS VIALLET, ROSELYNE AURENTY, JEAN MASSION, Impairment Of Posturo-Kinetic Co-Ordination During Initiation Of Forward Oriented Stepping Movements In Parkinsonian Patients, **Electroencephalography And Clinical Neurophysiology/Electromyography And Motor Control**, Volume 101, Abril 1996

OMAR FEIX DO NASCIMENTO, KIM DREMSTRUP NIELSEN, MICHAEL VOIGT, Influence Of Directional Orientations During Gait Initiation And Stepping On Movement-Related Cortical Potentials, **Behavioural Brain Research**, Volume 161, Junho 2005

OSAMU SASAKI, SHIRO ASAWA, SATOSHI KATSUNO, SHIN-ICHI USAMI, KIICHIRO TAGUCHI, Gait Initiation In Bilateral Vestibular Loss, **Auris Nasus Larynx**, Volume 28, Novembro 2001

P. COLNÉ, M.L. FRELUT, G. PÉRÈS, P. THOUMIE, Postural Control In Obese Adolescents Assessed By Limits Of Stability And Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 28, Julho 2008

P. CRENNNA, I. CARPINELLA, M. RABUFFETTI, M. RIZZONE, L. LOPIANO, M. FERRARIN, 15.11 Effects Of Subthalamic Nucleus Stimulation Onkinematic And Dynamic Aspects Of The Initiation Of Gait In Parkinson's Disease, **Gait In Posture**, Volume 21, Julho 2005

P. MADELEINE, M. VOIGT, L. ARENDT-NIELSEN, Reorganisation Of Human Step Initiation During Acute Experimental Muscle Pain, **Gait In Posture**, Volume 10, Issue 3, Dezembro 1999

P. WICART, B. MATON, Body Equilibrium At The End Of Gait Initiation: Importance Of Ankle Muscular Force As Evidenced In Clubfoot Children, **Neuroscience Letters**, Volume 351, Novembro 2003

PAUL FIOLKOWSKI, DENIS BRUNT, MARK BISHOP, RAYMOND WOO, Does Postural Instability Affect The Initiation Of Human Gait?, **Neuroscience Letters**, Volume 323, Maio 2002

PH. WICART, J. RICHARDSON, B. MATON, Adaptation Of Gait Initiation In Children With Unilateral Idiopathic Clubfoot Following Conservative Treatment, **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, Volume 16, Dezembro 2006

PHILIPPE CORBEIL, EVELYN ANAKA, Combined Effects Of Speed And Directional Change On Postural Adjustments During Gait Initiation, **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, Volume 21, Outubro 2011

R.R. NEPTUNE, S.A. KAUTZ, F.E. ZAJAC, Contributions Of The Individual Ankle Plantar Flexors To Support, Forward Progression And Swing Initiation During Walking, **Journal Of Biomechanics**, Volume 34, Novembro 2011

ROMUALD LEPERS, YVON BRENIÈRE, BERNARD MATON, Changes To The Gait Initiation Programme Following A Running Exercise In Human Subjects, **Neuroscience Letters**, Volume 260, Issue 1, Janeiro 1999

ROSS CUNNINGTON, ROBERT IANSEK, JOHN L. BRADSHAW, Relationships Between Movement Initiation Times And Movement-Related Cortical Potentials In Parkinson's Disease, **Human Movement Science**, Volume 18, Junho 1999

RYAN T. ROEMMICH, JOE R. NOCERA, SRIKANT VALLABHAJOSULA, SHINICHI AMANO, KELLY M. NAUGLE, ELIZABETH L. STEGEMÖLLER, CHRIS J. HASS, Spatiotemporal Variability During Gait Initiation In Parkinson's Disease, **Gait In Posture**, Volume 36, Julho 2012

S. KHORRAMYMEHR, B. YASREBI, K. LEILNAHARI, P023 Gait Initiation Analysis Of A Patient With Huntington's Disease Using Wearable Sensors For Acceleration: A Case Study, **Gait In Posture**, Volume 28, Setembro 2008

S.F. JONES, P.C. TWIGG, A.J. SCALLY, J.G. BUCKLEY, The Gait Initiation Process In Unilateral Lower-Limb Amputees When Stepping Up And Stepping Down To A New Level, **Clinical Biomechanics**, Volume 20, Maio 2005

S.I. LIN, W.C. YANG, Effect Of Plantar Desensitization On Postural Adjustments Prior To Step Initiation, **Gait In Posture**, Volume 34, Outubro 2011

SANDHIRAN PATCHAY, YVES GAHÉRY, Effect Of Asymmetrical Limb Loading On Early Postural Adjustments Associated With Gait Initiation In Young Healthy Adults, **Gait In Posture**, Volume 18, Agosto 2003

SANDHIRAN PATCHAY, YVES GAHERY, GEORGES SERRATRICE, Gait Initiation And Impairments Of Ground Reaction Forces As Illustrated In Old Age By 'La Marche À Petits Pas', **Neuroscience Letters**, Volume 236, Novembro 1997

SCOTT CAMERON WEARING, STEPHEN URRY, JAMES E SMEATHERS, DIANA BATTISTUTTA, A Comparison Of Gait Initiation And Termination Methods For Obtaining Plantar Foot Pressures, **Gait In Posture**, Volume 10, Dezembro 1999

SHENE-MIN LIU, DENIS BRUNT, JEFF BAUER, Principles Underlying The Organization Of Gait Initiation And Stepping, **Gait In Posture**, Volume 7, Março 2008

SHIH-CHIAO TSENG, STEVEN J. STANHOPE, SUSANNE M. MORTON, Visuomotor Adaptation Of Voluntary Step Initiation In Older Adults, **Gait In Posture**, Volume 31, Fevereiro 2010

SHOGO YAZAWA, HIROSHI SHIBASAKI, AKIO IKEDA, KIYOHITO TERADA, TAKASHI NAGAMINE, MANABU HONDA, Cortical Mechanism Underlying Externally Cued Gait Initiation Studied By Contingent Negative Variation, **Electroencephalography And Clinical Neurophysiology/Electromyography And Motor Control**, Volume 105, Outubro 1997

STEFAN HESSE, FRANK REITER, MATTHIAS JAHNKE, MICHAEL DAWSON, THOMPSON SARKODIE-GYAN, KARL-HEINZ MAURITZ, Asymmetry Of Gait Initiation In Hemiparetic Stroke Subjects, **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Volume 78, Julho 1997

STEPHEN A. ROSSI, WILLIAM DOYLE, HARRY B. SKINNER, The Initiation Of Gait In Below Knee Amputees: The Characterization And Comparison Of Force Profiles, **Gait In Posture**, Volume 2, Março 1994

STEVE C. MIFF, ANDREW H. HANSEN, DUDLEY S. CHILDRESS, STEVEN A. GARD, MARGRIT R. MEIER, Roll-Over Shapes Of The Able-Bodied Knee–Ankle–Foot System During Gait Initiation, Steady-State Walking, And Gait Termination, **Gait In Posture**, Volume 27, Fevereiro 2008

SUZANNE E HALLIDAY, DAVID A WINTER, JAMES S FRANK, AFTAB E PATLA, FRANÇOIS PRINCE, The Initiation Of Gait In Young, Elderly, And Parkinson's Disease Subjects, **Gait In Posture**, Volume 8, Agosto 1998

SUZANNE E. ARCHER, DAVID A. WINTER, FRANÇOIS PRINCE, Initiation Of Gait: A Comparison Between Young, Elderly, And Parkinson's Disease Subjects, **Gait In Posture**, Volume 2, Março 1994

T. LELARD, I. MORA, P.L. DOUTRELLOT, S. AHMAIDI, 20.21 Tai Chi Practice Reduces Leg Muscles Co-Activation During Gait Initiation In Elders, **Gait In Posture**, Volume 21, Junho 2005

TAKASHI AZUMA, TARO ITO, NORIYOSHI YAMASHITA, Effects Of Changing The Initial Horizontal Location Of The Center Of Mass On The Anticipatory Postural Adjustments And Task Performance Associated With Step Initiation, **Gait In Posture**, Volume 26, Outubro 2007

TARO ITO, TAKASHI AZUMA, NORIYOSHI YAMASHITA, Anticipatory Control In The Initiation Of A Single Step Under Biomechanical Constraints In Humans, **Neuroscience Letters**, Volume 352, Dezembro 2003

TEDDY CADERBY, GEORGES DALLEAU, PIERRE LEROYER, BRUNO BONAZZI, DANIEL CHANE-TENG, MANH-CUONG DO, Does An Additional Load Modify The Anticipatory Postural Adjustments In Gait Initiation?, **Gait in Posture**, Available Online, Julho 2012

THIERRY GÉLAT, ARMANDE LE PELLECC, Why Anticipatory Postural Adjustments In Gait Initiation Need To Be Modified When Stepping Up Onto A New Level?, **Neuroscience Letters**, Volume 429, Dezembro 2007

THIERRY GÉLAT, LAURE COUDRAT, ARMANDE LE PELLECC, Gait Initiation Is Affected During Emotional Conflict, **Neuroscience Letters**, Volume 497, Junho 2011

U. DILLMANN, D. OHLMANN, G. HEIDE, A. KRAEMER, K. SCHIMRIGK, P391 Initiation Of Gait: Analysis In Healthy Subjects, **Electroencephalography And Clinical Neurophysiology**, Volume 99, Outubro 1996

V. MICHEL, M.C. DO, Are Stance Ankle Plantar Flexor Muscles Necessary To Generate Propulsive Force During Human Gait Initiation?, **Neuroscience Letters**, Volume 325, Junho 2002

W. LIU, K. MCINTIRE, S.H. KIM, J. ZHANG, S. DASCALOS, K.E. LYONS, R. PAHWA, Bilateral Subthalamic Stimulation Improves Gait Initiation In Patients With Parkinson's Disease, **Gait In Posture**, Volume 23, Junho 2006

Y. OSADA, S. YAMAMOTO, M. FUCHI, K. ONOYAMA, S. IBAYASHI, Difference Of The Motor Strategy Between Sit-To-Walk And Gait-Initiation Of Patients After Stroke, **Gait In Posture**, Volume 36, Junho 2012

Y.-C PAI, B.E MAKI, K IQBAL, W.E MCILROY, S.D PERRY, Thresholds For Step Initiation Induced By Support-Surface Translation: A Dynamic Center-Of-Mass Model Provides Much Better Prediction Than A Static Model, **Journal Of Biomechanics**, Volume 33, Março 2000

YAUNCHENG JIAN, DAVID A. WINTER, MILAD G. ISHAC, LOUISE GILCHRIST, Trajectory Of The Body Centre Of Pressure And Centre Of Mass During Initiation And Termination Of Gait, **Journal Of Biomechanics**, Volume 27, Maio 1994

YOANN DESSERTY, FRANCK BARBIER, CHRISTOPHE GILLET, PHILIPPE CORBEIL, Does Lower Limb Preference Influence Gait Initiation?, **Gait In Posture**, Volume 33, Abril 2011

ZACHARY D. DEZMAN, JAMES J. CAROLLO, Center Of Mass Kinematics During Gait Initiation In Children With Cerebral Palsy, **Gait In Posture**, Volume 24, Supplement 2, Dezembro 2006

3. ESTUDO 2:

INICIALIZAÇÃO DO PASSO NA MARCHA INFANTIL: ESTUDO COMPARATIVO DO COMPORTAMENTO DO CENTRO DE PRESSÃO

F.G.S.A.Nora¹, P.H.L Costa¹, M.F.Vieira²

¹ Núcleo de Análise do Movimento, Departamento de Educação Física e Motricidade Humana da Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP, Brasil.

² Laboratório de Bioengenharia e Biomecânica - Universidade Federal de Goiás, Goiânia,GO, Brasil.

Resumo

Objetivo: Descrever, a partir do comportamento do centro de pressão (COP), como a aquisição do andar independente em crianças influencia a inicialização do passo. **Participantes:** 29 sujeitos divididos em três grupos: G15 (15 meses), G3 (3 anos) e GA (adulto). **Variáveis:** Deslocamento anteroposterior (COPAP) e mediolateral (COPML) do COP e velocidade média anteroposterior (VELAP) e mediolateral (VELML) do COP durante a inicialização do passo e nas suas três fases: 1-antecipatória, 2-1º passo, 3-2º passo. **Resultados:** COPAP_1, COPAP_2, COPML_1 e COPML_2 foram menores no grupo G15 quando comparadas aos grupos G3 e GA. VELAP_1 no grupo G15 foi maior que no grupo GA, enquanto VELML_1 no grupo G15 foi menor que nos grupos G3 e GA. **Conclusão:** O ajuste antecipatório é modesto em crianças com pouca experiência com o andar independente, o que sugere uma estratégia distinta da do adulto a fim de garantir o equilíbrio na inicialização do passo.

Palavras-chave: inicialização do passo; centro de pressão; desenvolvimento da marcha; dinamometria.

Abstract

Objective: Describe, from the behavior of the center of pressure (COP), how the acquisition of independent gait in children influences the gait initiation. **Participants:** 29 subjects divided into three groups: G15 (15 months), G3 (3 years) and GA (adult). **Variables:** Anteroposterior (COPAP) and mediolateral (COPML) displacements and anteroposterior (VELAP) and mediolateral (VELML) mean velocities of the COP during the gait initiation and its three phases: 1-anticipatory, 2-first step, 3-second step. **Results:** COPAP_1, COPAP_2, COPML_1 e COPML_2 were smaller in the G15 group compared to the G3 and GA groups. VELAP_1 in the G15 group was larger than in the GA group, whereas VELML_1 in the G15 group was smaller than in the G3 and GA groups. **Conclusion:** Anticipatory adjustment is modest in children with little experience with independent gait, which suggests a different strategy to the adult to ensure balance in gait initiation.

Key-words: gait Initiation; center of pressure; gait development; dynamometry

1. Introdução

A inicialização do passo é definida como a transição da postura quase estática de pé ao primeiro passo do movimento cíclico da marcha. Este processo é mediado por um programa motor central que envolve ajustes preparatórios necessários para propulsionar o corpo para a frente (MELOUIN ET AL., 2000). É uma tarefa que desafia o sistema de controle postural (equilíbrio), enquanto a pessoa se move a partir do equilíbrio quase-estático para a marcha, um processo recuperação contínua da condição de estabilidade (HALLIDAY ET AL., 1998).

A passagem da posição em pé para a marcha, designada tradicionalmente por inicialização do passo, requer ajustes posturais antecipatórios (APAs) apropriados para atingir o objetivo pretendido (HALLIDAY ET AL., 1998; COUILLANDRE ET AL., 2000; XU ET AL., 2004). Para autores como Halliday et al, Couillandre et al e Xu et al, (1998) o papel dos APAs na inicialização do passo é ambíguo: por um lado, pretende preservar o equilíbrio, minimizando as perturbações posturais geradas pelo movimento. Por outro, cria o desequilíbrio necessário para iniciar o movimento, deslocando à frente do COM. A inicialização do passo é a tarefa usada para se compreender tais ajustes antecipatórios necessários para propulsionar o corpo para frente, e é controlada por um programa motor central já descrito (MALOUIN ET AL., 2000).

O centro de pressão (COP) é definido como o ponto de aplicação da resultante das forças verticais que atuam na superfície de apoio. O COP descreve o resultado coletivo do sistema de controle postural e da força de gravidade e representa a resposta neuromotora à oscilação do centro de massa (WINTER, 1995). Se um pé está em contato com o solo, o centro de pressão líquido está dentro da área de contato. Se ambos os pés estão em contato com o solo, o COP líquido está localizado entre os dois pés, dependendo da sobrecarga relativa atribuída a cada um. Quando apenas uma plataforma de força é usada para o estudo do comportamento do centro de pressão, apenas o COP resultante é avaliado.

Para a inicialização de um passo e de um novo ciclo do andar, deve ocorrer uma transição da posição em pé parada para o primeiro passo (VRIELING ET AL., 2008). Nessa fase, enquanto o centro de massa é acelerado para frente, o centro de pressão começa a se mover posterior e lateralmente em direção ao pé do membro de balanço e, logo após, move-se para o lado contralateral em direção ao pé de apoio (JIAN, WINTER, ISHAC E GILCHRIST, 1993).

Os estudos sobre o processo de inicialização do passo em sua maioria descrevem-no na população adulta, tendo como objetivo a compreensão das limitações posturais em patologias, como a Doença de Parkinson, amputações e envelhecimento (BRUNT ET AL., 2005; WELTER ET AL.,2007; MANCINI ET AL.,2009; VRIELING ET AL. 2008). Em crianças, a inicialização do passo foi pesquisada na paralisia cerebral e na hemiplegia (STACKHOUSE ET AL.,2007; WICART ET AL.,2006; BIH-JEN HSUE ET AL.,2009.). A inicialização do passo e sua relação com o processo de aquisição e desenvolvimento da marcha ainda é pouco estudada em crianças típicas, sem desordens neuromusculares ou ortopédicas.

Brenière, Bril e Fontaine (1989) demonstraram que o comportamento antecipatório de inicialização de um novo passo é pouco evidente em crianças que andam de forma independente há seis meses e que um andar cíclico e rítmico só pode ser reconhecido nessas mesmas crianças após pelo menos quatro passos. Outras informações sobre o comportamento antecipatório ao passo em crianças foram trazidas por Malouin e Richards (2000) e Assaiante, Woollacott e Amblard (2000) que, além da cinética, investigaram a atividade eletromiográfica em crianças entre quatro e seis anos, comparando-as com adultos. Ledebt, Bril e Brenière (1998) descreveram as diferenças no padrão de deslocamento do centro de pressão entre crianças em idade de dois, cinco e oito anos e verificaram que a experiência de andar melhora a estabilidade postural, necessária para alcançar o controle efetivo do processo de inicialização do passo.

Neste contexto, o objetivo do presente estudo é descrever o processo de inicialização do passo em crianças típicas que se encontrem na fase de aquisição do andar independente. Espera-se que este estudo contribua para revelar a capacidade infantil de lidar com o campo gravitacional e com o equilíbrio dinâmico na transição da posição parada para o andar independente. No contexto de aplicações clínicas, tal conhecimento pode ser futuramente útil como referência para a identificação de padrões fisiológicos, colaborando na tomada de decisões quanto a procedimentos de reabilitação motora de distúrbios neurológicos ou de outra natureza que afetam a marcha em crianças.

2. Metodologia

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos – UFSCar conforme determina a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, sob o parecer 446/2008.

2.1 Sujeitos

Participaram do estudo 29 sujeitos de ambos os sexos, com evidentes diferenças quanto ao controle do andar, tendo em vista o grau de experiência dado pela idade cronológica. Estes foram classificados em três grupos: G15 (grupo de 15 e 16 meses de idade: 10 crianças), G3 (grupo de 3 anos de idade: 9 crianças) e GA (grupo de adultos entre 20 e 25 anos: 10 adultos). Nenhum dos sujeitos da amostra apresentava alterações aparentes de origem neurológica ou ortopédica que os impedissem de participar dos procedimentos experimentais. Todos os sujeitos do grupo G15 e G3 foram recrutados dos postos de saúde da rede municipal de saúde de São Carlos e o GA foi recrutado entre estudantes da UFSCar conforme mostra a Figura 1

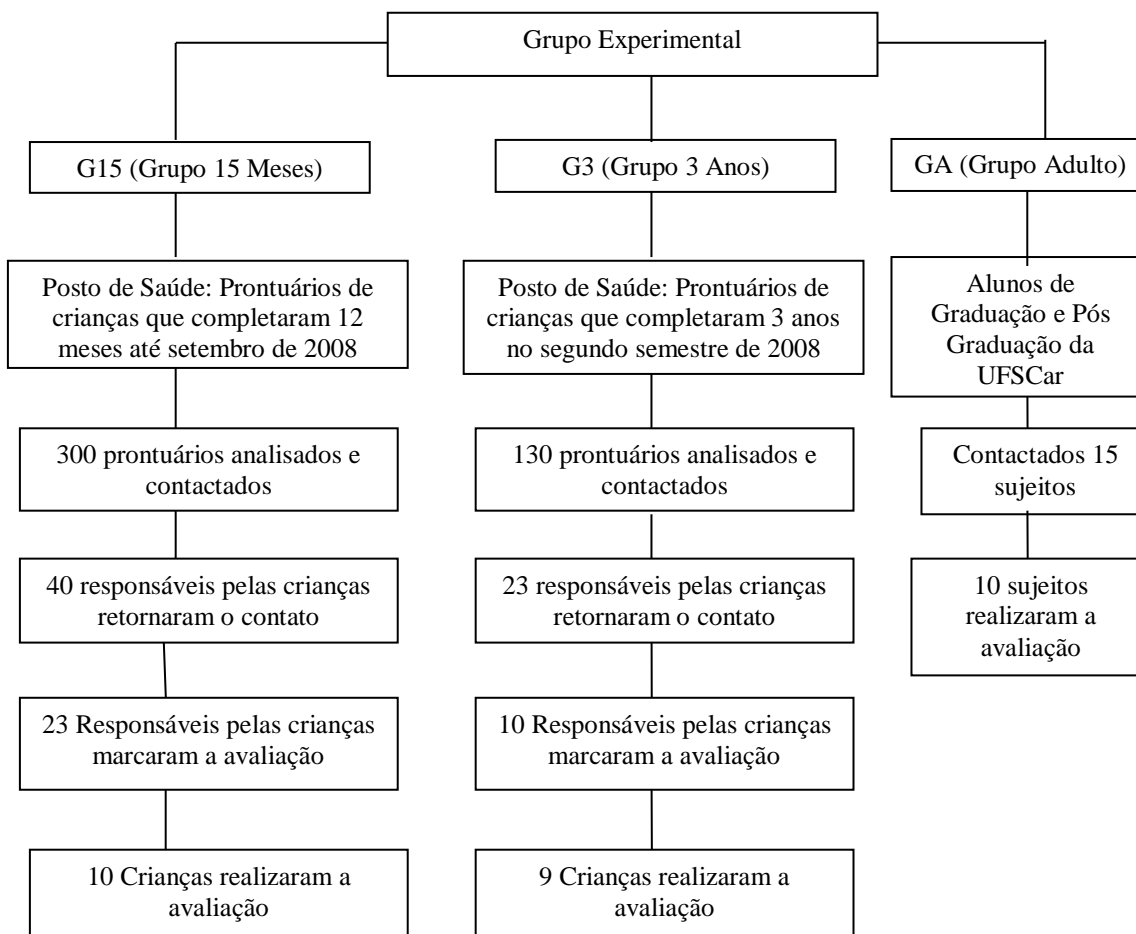


Figura 1: Fluxograma de recrutamento dos sujeitos

2.2 Procedimentos Experimentais

Durante a inicialização do passo, as magnitudes das componentes das forças de reação do solo e seus respectivos momentos foram mensurados por uma plataforma de força BERTEC modelo 4060-08 (BERTEC Corporation, USA).

Cinco tentativas foram realizadas ao longo de uma passarela antiderrapante de quatro metros. Cada sujeito permaneceu de pé, parado sobre a plataforma de força, com os pés afastados de modo confortável que era reproduzido a cada tentativa. Após um sinal sonoro dado para o início da atividade, o sujeito executou o passo sobre a plataforma, sempre com o pé direito, e continuou a andar até o fim da passarela, a uma velocidade autoselecionada. Com os grupos G15 e G3 utilizou-se brinquedos que foram oferecidos pela mãe ou responsável que acompanhava a criança ao laboratório, de maneira a estimulá-la a andar até o final da passarela, conforme ilustrado na Figura 2. Os sujeitos estavam descalços e usavam short e camiseta.

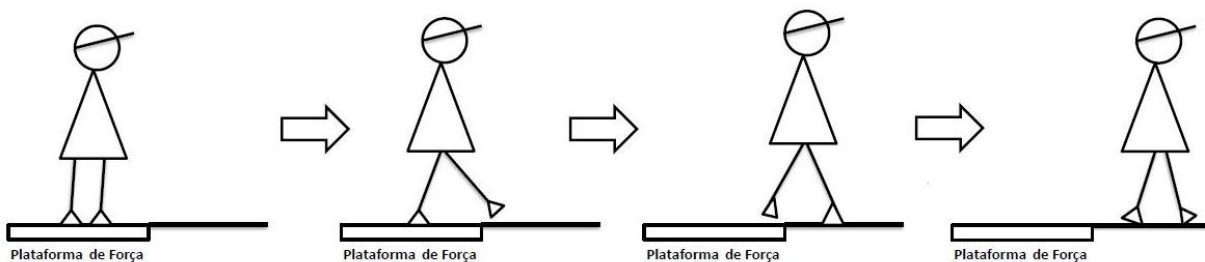


Figura 2: Arranjo experimental para o estudo da inicialização do passo.

2.3 Variáveis Analisadas

Foi elaborado um código em ambiente Matlab (Mathworks versão 8), a fim de realizar o cálculo do centro de pressão e das variáveis de interesse. Os dados brutos da plataforma de força foram amostrados a uma frequência de 100 Hz por canal e filtrados por meio de filtro Butterworth passa-baixa de quarta ordem com frequência de corte de 5 Hz e de fase zero.

A posição instantânea do COP foi calculada considerando as componentes da força de reação do solo, os momentos ao redor dos eixos anteroposterior e mediolateral e os dados de calibração da plataforma de força, conforme informado pelo fabricante.

O início do movimento foi definido identificando-se o instante no qual a componente vertical da força de reação do solo excede o valor médio mais três desvios padrões dos primeiros 1,5 s de postura quieta, enquanto o sujeito permanecia sobre a plataforma esperando pelo sinal sonoro (HASS et al., 2012; UEMURA et al., 2012).

O final do movimento foi definido como o instante de perda de contato do pé de apoio com a plataforma de força, quando a componente vertical da força de reação do solo caía a zero.

A trajetória do COP durante todo o processo de inicialização do passo foi em seguida dividida em três fases (LEDEBT, ET AL., 1998 E MALOUIN ET AL., 2000, HASS ET AL., 2012) (figura 3):

Fase 1 – Antecipatória: do início do movimento até a posição mais lateral do COP em direção ao pé de balanço,

Fase 2 - 1º Passo: do final da Fase 1 até a posição mais lateral do COP em direção ao pé de apoio,

Fase 3 - 2º Passo: do final da Fase 2 até o final do movimento, quando o COP desloca-se para frente.

As variáveis analisadas foram:

- Amplitude de Deslocamento do COP nas direções anteroposterior (COPAP) e mediolateral (COPML), dada em centímetros;
- Velocidade média de deslocamento do COP nas direções anteroposterior (VELAP) e mediolateral (VELML), dada em centímetros/segundo;

Os cálculos das variáveis relacionadas do comportamento do centro de pressão foram feitos de acordo com Winter (1995). A amplitude de deslocamento do COP foi calculada pela distância entre a posição máxima e mínima nas direções mediolateral e anteroposterior, para a tarefa completa e para cada uma das fases descritas.

As velocidades médias nas direções anteroposterior e mediolateral de toda a tarefa e de cada fase foram calculadas pela soma da diferenciação do deslocamento do COP, dividida pelo tempo total da tarefa e de cada fase.

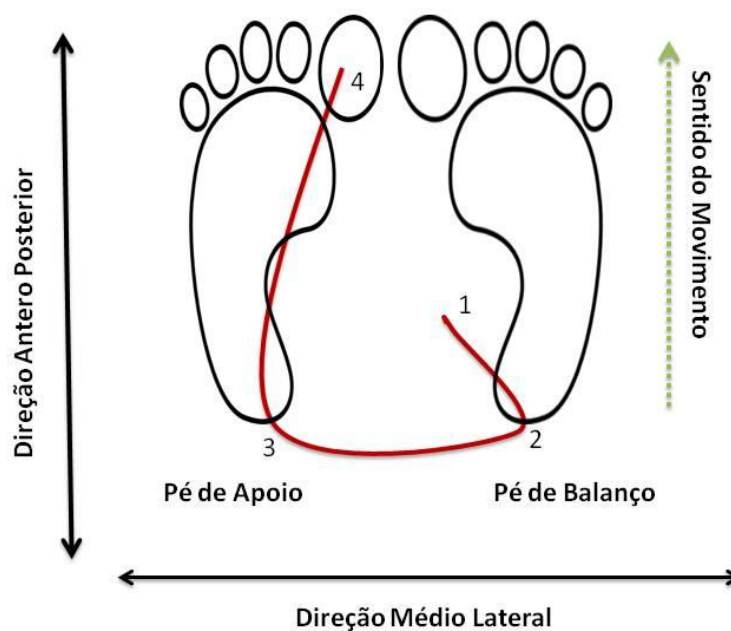


Figura 3: Comportamento do COP durante a inicialização do passo no presente estudo. Fase 1: Antecipatória ; Fase 2: Execução do 1º passo; Fase 3: Execução do 2º passo.

As amplitudes de deslocamento e as velocidades médias do COP nas direções anteroposterior e mediolateral foram avaliadas em cada fase: COPAP_1, COPML_1, VELAP_1 e VELML_1, COPAP_2, COPML_2, VELAP_2 e VELML_2 e COPAP_3, COPML_3, VELAP_3 e VELML_3, respectivamente.

A análise estatística foi realizada no software Statistica 8.0 (Statsoft). Após verificação da normalidade das distribuições e da homogeneidade dos dados por meio do teste de Shapiro-Wilks, foram aplicados testes não paramétricos de Kruskal-Wallis com post-hoc de Dunn, a fim de verificar diferenças entre os três grupos para as variáveis selecionadas. Foi utilizado como referência estatística o nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$). As variáveis são apresentadas como média e desvio-padrão.

3. Resultados

Neste estudo comparou-se a inicialização do passo entre crianças e adultos, divididos em três grupos: o grupo G15 com 10 crianças de 15 a 16 meses de idade, o G3 com 9 crianças de 3 anos de idade e o grupo GA com 10 adultos de 20 a 25 anos de idade. A Tabela 6 apresenta a caracterização dos grupos de 15 meses, 3 anos e adulto.

Tabela 6: Características dos participantes do estudo

Características	G15	G3	GA
Idade (anos)	15.3 ± 0.48*	3 ± 0.1	22.5 ± 1.77
Tempo do Andar			
Independente (meses)	3 ± 2.12	24.27 ± 1.59	-----

*Idade foi expressa em meses. Dados expressos em média ± desvio-padrão.

3.1 Análise Global da Inicialização do Passo

A Tabela 7 apresenta os resultados do comportamento do COP durante a inicialização do passo. Não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos para as variáveis COPAP e COPML e VELAP e VELML.

Tabela 7: Resultados das variáveis relacionadas ao COP durante a Inicialização do Passo.

Variáveis do COP	Grupo G15	Grupo G3	Grupo GA	Valor de P
COPAP(cm)	9,162 (±3,015)	9,761 (±5,434)	10,439 (±2,894)	0,45
COPML(cm)	10,155 (±4,992)	11,017 (±3,960)	12,414 (±1,504)	0,64
VELAP(cm/s)	8,434 (±4,861)	8,529(±4,828)	7,989 (±3,948)	0,31
VELML(cm/s)	6,989 (±3,948)	7,199 (±1,810)	7,148 (2,341)	0,41

Os dados estão expressos em média ± desvio padrão. AP: anteroposterior; ML: mediolateral
*significativo post teste de Dunn (p < 0,05).

3.2 Análise por Fases da Inicialização do Passo

3.2.1 Amplitude de Deslocamento do COP (AP e ML)

A tabela 8 apresentam a amplitude de deslocamento do COP nas direções anteroposterior (AP) e mediolateral (ML) durante as três fases do movimento de inicialização do passo.

Fase 1: Antecipatória

Os valores encontrados para COPAP_1 e COPML_1 no grupo G15 foram significativamente menores do que no grupo G3 e GA ($p=0,04$ e $p = 0,03$, respectivamente).

Fase 2: Execução do 1º Passo

Nesta fase os valores encontrados para a amplitude de deslocamento COPAP_2 e COPML_2 no grupo G15 foram significativamente menores quando comparados com o grupo G3 e GA ($p=0,04$ e $p=0,03$, respectivamente).

Fase 3: Execução do 2º Passo

Nesta fase os valores encontrados para a amplitude de deslocamento do COPAP_3 no grupo G15 e G3 foram significativamente menores do que no grupo GA ($p=0,04$). A amplitude de deslocamento COPML_3 não apresentou diferença estatisticamente significativa entre os três grupos propostos no presente estudo.

Tabela 8: Resultados das variáveis relacionadas a amplitude de deslocamento do COP nas direções anteroposterior e mediolateral durante as fases da Inicialização do Passo

Variáveis do COP	Grupo G15	Grupo G3	Grupo GA	Valor de P
Fase Antecipatória				
COPAP(cm)	2,982 ($\pm 1,995$)	4,773 ($\pm 2,306$)	5,171 ($\pm 4,233$)	0,04*
COPML(cm)	4,227 ($\pm 2,660$)	6,342 ($\pm 2,377$)	9,644 ($\pm 5,708$)	0,03*
Fase de Execução do 1º passo				
COPAP(cm)	5,697 ($\pm 2,092$)	6,539 ($\pm 2,388$)	8,351 ($\pm 3,253$)	0,038*
COPML(cm)	6,817 ($\pm 3,733$)	8,015 ($\pm 1,690$)	9,393 ($\pm 4,731$)	0,028*
Fase de Execução do 2º passo				
COPAP(cm)	6,360 ($\pm 1,436$)	6,438 ($\pm 2,246$)	9,075 ($\pm 2,132$)	0,035*
COPML(cm)	7,612 ($\pm 2,361$)	7,573 ($\pm 1,620$)	8,614 ($\pm 2,980$)	0,06

Os dados estão expressos em média \pm desvio padrão. ML: mediolateral; AP: anteroposterior.

*significativo post teste de Dunn ($p < 0,05$).

3.2.2 Velocidade de Deslocamento do COP (AP e ML)

A tabela 9 apresentam as velocidades médias de deslocamento do COP na direção anteroposterior (AP) e mediolateral (ML) durante as três fases do movimento.

Fase 1: Antecipatória

Na fase antecipatória os valores encontrados para a velocidade VELAP_1 no grupo G15 foram significativamente maiores do que no grupo GA ($p=0,05$). Os valores

encontrados para a velocidade VELML_1 no grupo G15 foram significativamente menores que no grupo G3 e GA ($p=0,05$).

Fase 2: Execução do 1º Passo

Durante a execução do 1º passo os valores encontrados para VELAP_2 no grupo G15 foram significativamente maiores ($p=0,05$) do que no grupos G3 e GA. Não houve diferença significativa entre os três grupos para os valores de VELML_2 ($p=0,07$).

Fase 3: Execução do 2º Passo

Nesta fase da inicialização do passo os valores encontrados para a VELAP_3 e VELML_3 não apresentaram diferenças estatisticamente significativas nos três grupos propostos ($p=0,06$ e $p=0,07$, respectivamente).

Tabela 9: Resultados das variáveis relacionadas a velocidade média de deslocamento do COP durante as fases da Inicialização do Passo

Variáveis do COP	Grupo G15	Grupo G3	Grupo GA	Valor de P
Fase Antecipatória				
VELAP(cm/s)	8,164 ($\pm 1,923$)	6,234 ($\pm 1,467$)	5,445 ($\pm 1,918$)	0,04*
VELML(cm/s)	5,584 ($\pm 3,551$)	7,527 ($\pm 1,677$)	8,025 ($\pm 2,590$)	0,038*
Fase de Execução do 1º passo				
VELAP(cm/s)	7,946 ($\pm 3,666$)	5,280 ($\pm 2,806$)	8,161 ($\pm 3,632$)	0,025*
VELML(cm/s)	6,547 ($\pm 3,187$)	6,631 ($\pm 2,371$)	5,922 ($\pm 2,042$)	0,07
Fase de Execução do 2º passo				
VELAP(cm/s)	7,603 ($\pm 2,782$)	8,170 ($\pm 2,451$)	9,919 ($\pm 5,843$)	0,06
VELML(cm/s)	7,093 ($\pm 3,343$)	7,272 ($\pm 2,224$)	8,231 ($\pm 3,785$)	0,07

Os dados estão expressos em média \pm desvio padrão. ML: mediolateral; AP: anteroposterior. *significativo post teste de Dunn ($p < 0,05$).

4. Discussão

Neste estudo comparou-se o comportamento do centro de pressão durante o processo de inicialização do passo entre crianças com 15 meses de idade, 3 anos e adultos, a fim de se verificar como a experiência com o andar afeta a transição da posição em pé parada para a marcha cíclica.

Esta relação entre experiência do andar e o comportamento do COP durante a inicialização do passo sugere que quanto mais experiente o indivíduo maior é a amplitude de deslocamento anteroposterior e mediolateral do COP, como mostram as

Tabelas 7 e 8. Nesse estudo, porém, esse aumento de amplitude de deslocamento só foi observável quando o ciclo do movimento foi subdividido em três fases do processo de inicialização do passo. As crianças apresentaram amplitudes de deslocamento AP e ML do COP (Tabela 8) menores do que as do grupo adulto, o que está de acordo com os dados de Malouin e Richards (2000), que também dividiram o movimento em fases.

Fases da Inicialização do Passo

Vários estudos subdividem a inicialização do passo em fases a partir da cinemática do movimento (MALOUIN E RICHARDS, 2000), porém, é possível fazê-lo a partir dos dados da plataforma de força, obtendo de maneira igualmente útil as distintas fases para análise. No presente estudo, as fases foram identificadas exclusivamente a partir do comportamento do centro de pressão (COP) líquido, obtido a partir de apenas uma plataforma de força (LEDEBT ET AL.ET AL.ET AL., 1998; MALOUIN E RICHARDS, 2000; HASS ET AL., 2012).

Fase Antecipatória (Fase1)

Essa fase da inicialização do passo é definida desde o início do fenômeno dinâmico até a posição mais lateral do COP em direção ao pé de balanço (Figura 3).

Esta fase antecipatória durante a inicialização do passo está relacionada à aceleração do centro de massa (COM) em direção ao pé de apoio para realização do 1º passo, antecedida pelo deslocamento lateral do COP em direção ao pé de balanço. Este fenômeno é pouco estudado em crianças que estão passando pelo processo de aquisição do andar independente. Alguns poucos estudos (Malouin et al.et al., 2000) sugerem que o ajuste antecipatório é muito pouco evidente em crianças com uma experiência de seis meses de andar independente, em parte porque essas crianças não se comportam exatamente segundo o modelo do pêndulo invertido e, assim, ainda são pouco eficientes na marcha. Portanto, a velocidade e a amplitude de deslocamento do COP nas direções anteroposterior e mediolateral apresentam valores significativamente menores quando comparados com crianças mais experientes e adultos, fato também descrito por Malouin e Richards, 2000.

Resultados semelhantes foram encontrados nesse estudo. Menores amplitudes de deslocamento COPAP_1 e COPML_1 nesta fase no grupo G15 em relação às crianças mais experientes do grupo G3 e adultos do grupo GA sugerem que nesse grupo, que

inicia o andar independente, tendo uma experiência de apenas três meses em média, o ajuste antecipatório ainda está sendo construído com a experiência do andar.

Houve um aumento progressivo do COPAP_1 e COPML_1 entre os grupos estudados, sugerindo um aumento progressivo na habilidade de deslocar o COM, antecedido pelo deslocamento lateral e posterior do COP, e que o grupo G15, com os menores valores encontrados, necessita preservar o equilíbrio da postura em pé (LEDEBT ET AL., 1998; MALOUIN E RICHARDS,2000).

A velocidade anteroposterior do COP diminui progressivamente com a idade entre os grupos estudados, e como esta velocidade está associada à estabilidade postural, esse fato sugere maior estabilidade da postura em pé antes de progredir para a ação de dar o passo, à medida que se adquire o andar independente. Por outro lado, a velocidade mediolateral aumenta com a idade, o que sugere uma transferência de peso mais efetiva para o membro de apoio ao se deslocar o COM em direção a este (MALOUIN E RICHARDS,2000).

Fase de Execução do 1º Passo (Fase 2)

A fase de execução do 1º passo consiste no deslocamento mediolateral do COP em direção ao pé de apoio, e coincide com a saída do calcanhar do pé de balanço (MALOUIN E RICHARDS, 2000).

Nesta fase, observa-se novamente um aumento progressivo com a idade no deslocamento COPAP_2 e COPML_2. Um deslocamento COPML_2 maior nos adultos nessa fase parece estar associado a uma base de apoio mais larga do que a das crianças, porém como a VELML_2 não é estatisticamente diferente entre os grupos, isso sugere que o adulto desloca mediolateralmente o COP nessa fase de forma mais controlada (MANCINI ET AL.ET AL. 2009;MALOUIN E RICHARDS, 2000).

Por outro lado, o deslocamento COPAP_2 aumenta progressivamente com a idade, de forma semelhante à Fase Antecipatória, porém a VELAP_2 também aumenta progressivamente nessa fase. Como o COM já está indo para a frente em direção do pé que realizará o novo apoio (WINTER,1995), é possível que as crianças oscilem pouco da direção AP, de maneira a preservar a estabilidade da posição em pé.

Fase de Execução do 2º Passo (Fase 3)

Na fase de execução do 2º passo, o COP está sob o pé de apoio e desloca-se para frente sob a superfície plantar até a perda de contato do pé de apoio. Essa fase também é chamada de fase de locomoção (HASS ET AL.ET AL., 2012).

O deslocamento COPAP_2 no grupo GA apresentou valores significativamente maiores que no grupo G15 e G3. Esse resultado é consistente com o fato de que os adultos são maiores do que as crianças e já realizam o passo com mais segurança e dinamismo.

Não há diferenças entre os grupos nas demais variáveis, o que sugere que o segundo passo já é realizado utilizando estratégias semelhantes pelos grupos estudados.

Pode-se perceber que nesta fase a velocidade de deslocamento VEPAP_3, apesar de não significativa, também aumenta o que sugere uma duração de execução do segundo passo semelhante entre os grupos, consistente com dados encontrados na literatura (MALOUIN E RICHARDS, 2000 E LEDEBT ET AL.ET AL. 1998).

5. Conclusão

Com a experiência do andar independente a criança torna-se cada vez mais habilidosa devido ao aprimoramento de sua capacidade para avaliar as condições do ambiente e agir de forma adaptativa, pois tem capacidade de encontrar soluções dinâmicas, bem sucedidas e estáveis para a transição da postura em pé parada ao primeiro passo.

Com base nos resultados deste estudo e considerando-se os grupos estudados, pode-se concluir que as crianças utilizam estratégias diferentes, a fim de garantir o controle do equilíbrio na transição da posição em pé parada para a marcha, que incluem menores amplitudes de deslocamento do COPAP e COPML e menores velocidades VELML, sobretudo na fase antecipatória.

6. Referências Bibliográficas

ASSAIANTE, C.; WOOLLACOTT, M.; AMBLARD, B. The development of postural anticipatory adjustments during initiation of gait: Kinematic and EMG Analysis. **Journal of Motor Behavior**, Vol 32, No 3, 211-226, 2000.

BIH-JEN HUSUE; FREEMAN MILLER; FON-CHIN SU. The dynamic of the children with cerebral palsy and typical developing during gait, Part I: Spatial relationship between COM and COP trajectories. **Gait in Posture**, v.29, p. 465-470, 2009

BRENIÈRE, Y; BRIL, B; FONTAINE, R. Analysis of the transition from upright stance to steady-state locomotion in children with under 200 days of autonomous walking. **Journal of Motor Behavior**, v. 20, p. 41-60, 1989.

BRUNT,D.; SANTOS, V.; KIM, H.D.; LIGHT, K.; LEVY,C. Initiation of movement from quiet stance: comparison of gait and stepping in elderly subjects of different levels of functional ability. **Gait in Posture**, v.21 p. 297-302, 2005.

HALLIDAY, SE; WINTER, DA; FRANK, JS; PATLA, AE; PRINCE, F. The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. **Gait and Posture**. v.8, p.8-14,1998.

HASS, C.J.; BUCKLEY, T.A.; PITSIKOULIS, C.; BARTHELEMY, E.J. Progressive resistance training improves gait initiation in individuals with Parkinson's disease. **Gait and Posture**, v. 35, p. 669-673, 2012.

LEDEBT, A; BRIL, B; BRENIÈRE, Y. The bild-up of anticipatory behavior: an analysis of the development of gait initiation in children. **Experimental Brain Research**, v. 120, p. 9-17, 1998.

MALOUIN F, RICHARDS CL. Preparatory adjustments during gait initiation in 4-6-year-old children. **Gait and Posture**, v.11 p.239-253, 2000.

MANCINI M. ; ZAMPIERI C.; CARLSON-KUHTA P. ; CHIARI L. ; HORAK F. B. Antecipatory postural adjustments prior to step initiation are hypometric in untreated Parkinson's disease: an accelerometer – based approach. **European Journal of Neurology**, v.16, p.1028-1034, 2009.

STACKHOUSE, C; SHEWOKIS, PA; PIERCE, SR; SMITH,B; MCCARTHY,J; TUCKER,C. Gait initiation in children with cerebral palsy. **Gait and Posture**, v.26 p. 301-308, 2007.

UEMURA, K.; YAMADA, M.; NAGAI, K.; TANAKA, B.; MORI, S.; ICHIHASHI, N. Fear of falling is associated with prolonged anticipatory postural adjustment during gait initiation under dual-task conditions in older adults. **Gait In Posture**, v. 35, p. 282-286, 2012.

VRIELING, AH ; Van KEEKEN, HG; SCHOPPEN, T; OTTEN, E; HALBERTSMA, JPK; HOF, AL; POSTEMA, K. Gait initiation in lower limb amputees. **Gait In Posture** v. 27 p. 423-430, 2008.

WELTER, M.L.; DO, M.C.; CHASTAN, N.; TORNY, F.;BLOCH, F.; TEZENAS DU MONTECEL S.; ET AL.ET AL. Control of vertical componentes of gait during initiation of walking in normal adults and patients with progressive supranuclear palsy. **Gait In Posture** v.26 p. 393-399, 2007.

WICART P.; MATON B. Body equilibrium at the end of gait initiation: importance of ankle muscular force as evidenced in clubfoot children. **Neuroscie Letters**,v.351,p:67-70,2003.

WINTER, D. A. Anatomy, biomechanics and control of balance during standing and walking. Waterloo, **Waterloo Biomechanics**, 1995.

4 ESTUDO 3 :

EQUILÍBRIO UNIPODAL NO BALLET: EFEITOS DE CONDIÇÕES DE CALÇADO E POSES

Artigo aceito para publicação Revista Gait & Posture.

PAULA H. LOBO DA COSTA, FERNANDA G. S. AZEVEDO NORA, MARCUS FRAGA VIEIRA, KERSTIN BOSCH, DIETER ROSENBAUM

Abstract

The purpose of this study was to describe the effects of lower limb positioning and shoe conditions on stability levels of selected single leg ballet poses performed in *demi-pointe* position. Fourteen female non-professional ballet dancers (mean age of 18.4 ± 2.8 years and mean body mass index of $21.5 \pm 2.8 \text{ kg/m}^2$) who had practiced ballet for at least 7 years, without any musculoskeletal impairment volunteered to participate in this study. A capacitive pressure platform allowed for the assessment of center of pressure variables related to the execution of three single leg ballet poses in *demi pointé* position: *attitude devant*, *attitude derrière*, and *attitude a la second*. Peak pressures, contact areas, COP oscillation areas, anterior-posterior and medio-lateral COP oscillations and velocities were compared between two shoe conditions (barefoot versus slippers) and among the different poses. Barefoot performances produced more stable poses with significantly higher plantar contact areas, smaller COP oscillation areas and smaller anterior-posterior COP oscillations. COP oscillation areas, anterior-posterior COP oscillations and medio-lateral COP velocities indicated that *attitude a la second* is the least challenging and *attitude derrière* the most challenging pose.

Keywords: postural stability, ballet, center of pressure

1.Introdução

Bailarinos são conhecidos por se engajar em exercícios de equilíbrio já em idade precoce. Seus altos níveis de expertise na estabilidade postural são responsáveis por alguns momentos muito impressionantes em coreografias, quando a bailarina executa uma posição em equilíbrio unipodal e mantém-na por alguns segundos. Muitos estudos

já revelaram os níveis superiores de capacidade de equilíbrio de bailarinas quando comparadas com não bailarinas durante a execução de diferentes tarefas posturais^{1,2,3,4} e também em posições mais específicas do ballet em relação à idade e à presença de lesões de tornozelos^{5,6}.

Durante a execução de poses unipodais do ballet, a perna de gesto realiza o passo e a de suporte é a responsável pelo suporte do peso. Na maioria das posições, o pé de suporte está em posição de demi-pointe (semi-flexão dos dedos), resultando numa situação de baixa estabilidade⁶ e maiores demandas para o sistema de equilíbrio. Lin et al. (2011) afirmam que testar as posições de equilíbrio em que o pé todo está em contato com o solo não discerne as demandas específicas geralmente impostas às bailarinas.

A função proprioceptiva de bailarinas pode ser alterada por lesões (6) e tipos de calçado também têm potencial para restringir o movimento do pé, levando à perda de estabilidade e mais lesões⁷. Assim, pode-se supor que o uso de sapatilhas pode também exercer um papel importante na estabilidade postural, por afetar o movimento do pé no controle de oscilações corporais.

Bailarinos são conhecidos por exibir consciência háptica-proprioceptiva aumentada sobre a posição dos membros no espaço⁸, que pode ajudar a estabelecer um sentido apurado sobre a posição dos membros inferiores⁶ e ainda permitir que se antecipe leves ajustes de equilíbrio⁹. Nesse contexto, pode-se supor que a estabilidade de bailarinos não seja afetada por posições diferentes da perna de gesto.

Assim, o propósito do presente estudo é descrever os efeitos da posição da perna de gesto e de condições do calçado nos níveis de estabilidade de poses unipodais selecionadas do ballet classic executadas em posição de demi-pointe.

A hipótese que se levanta é a de que execuções descalças resultariam em maiores áreas de contato, menores pressões plantares e posturas mais estáveis quando comparadas a execuções com sapatilhas de meia ponta. Além disso, não é esperado que as diferentes posições da perna de gesto influenciem as variáveis de pressão plantar, pois esta não produzem mudanças na posição do pé, entretanto, espera-se que as diferentes poses afetem as variáveis das pressões plantares de modo específico, devido ao caráter direcional da estabilidade corporal.

Os achados do presente estudo podem contribuir para compreender alguns fatores que influenciam a estabilidade postural em poses específicas do ballet e, assim, para a sistematização de treinamentos mais adequados.

2. Materiais e Métodos

Participaram do estudo quatorze dançarinas não profissionais de balé com idade entre 15 e 25 anos (idade média 18.4 ± 2.8 anos, altura de corpo 162.8 ± 5.4 cm, peso de corpo 57.8 ± 8.1 kg e índice de massa de corpo 21.5 ± 2.8 kg/m²) sem qualquer dor e deterioração musculoesquelética que praticaram balé por pelo menos sete anos. Todos os dançarinos responderam um questionário sobre o seu treino e balé experiência e lesões de pé prévia. Os sujeitos eram informados sobre o propósito e procedimentos do estudo e eram solicitados para que assinassem consentimento informado antes dos procedimentos experimentais a sua participação. O protocolo de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de São Carlos (número do processo: 4060/2010).

Em duas condições experimentais, com uso de sapatilha de meia e descalços, os dançarinos de balé realizaram as seguintes poses de equilíbrio unipodal : *Attitude devant*, *attitude derrière* (Figura 4), e *attitude um segundo de La*. Os dançarinos eram instruídos para permanecer nas poses por 4 segundos. Estas posições exigem do corpo uma grande sustentação pelos tornozelo, e os pés e deve ser dominado por dançarinos experientes de balé clássico.



Figura 4: Attitude derrière realizado com meia ponta e descalço.

Variáveis de pressão de Plantar e o centro de pressão (COP) aplicado ao sustentar pé foi quantificado com uma plataforma de pressão plantar capacitiva (EMED St 4, Inovation, Alemanha) com frequência de amostragem de 50 Hz e uma resolução

de espacial de quatro sensores por centímetro. Pico de pressão (em kPa), áreas de contato (em cm²), Área de oscilação do COP (em cm²), oscilações mediolateral e anteroposterior do COP (em cm) e velocidades (em cm/s) foram comparadas entre as condições experimentais (descalços contra sapatilhas de meia ponta) e as três poses de balé. O centro de pressão é definido como o ponto de aplicação das forças de reação de resultante vertical abaixo dos pés.¹⁰ Medidas de velocidade do COP foi utilizado descrever o comportamento postural¹¹ e foi mostrado ser confiável e válida.¹²

A custom-written Matlab code (The MathWorks Inc., USA) was used to compute COP variables¹³ in order to determine the postural demands in different conditions. After removing the mean by a de-trending operation the root-mean-squares of the anterior-posterior and medio-lateral COP trajectories were calculated to quantify the COP oscillations. COP velocities were calculated by differentiation of COP displacements over time in the anterior-posterior and medio-lateral directions. The COP oscillation area in the plane of the platform was fitted to an ellipse that contained 95% of that oscillation, with the axes (minor and major) calculated by principal component analysis¹³.

Um código escrito em Matlab (O MathWorks Inc., EUA) foi usado para computar variáveis do COP¹³ a fim de determinar o comportamento postural em condições diferentes. As trajetórias anteroposterior e mediolateral do COP foram calculadas para quantificar as oscilações do COP. As velocidades do COP foram calculadas por diferenciação de deslocamentos de COP com o passar do tempo nas direções anteroposterior e médiolateral. A área de oscilação do COP foi calculada a partir de uma elipse que 95% daquela oscilação, por análise de componente principal¹³.

Cada dançarina realizou três testes válidos de cada pose do balé em uma ordem randomizada. As posições de braço eram padronizadas como segue: Em *attitude devant* o gesticular perna é na frente do corpo, o contralateral braço é posicionado na frente do corpo com um ombro flexionado de 90°; Em *attitude derrière* o gesticular perna é atrás do corpo, o ipsilateral braço é na frente do corpo com um ombro com flexão de 90°; Em *attitude la segunda* o gesticular perna está à um lado e ambos os braços são posicionados com uma altura ligeiramente mais baixa que o nível de ombro.

A média das três tentativas bem sucedidos foram usadas para análises adicionais. Para análise estatística foi utilizado o software SPSS (Windows 10.01, IBM, EUA) foi usado. As variáveis foram primeiro testadas para normalidade através do teste

Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk. Uma Análise de medidas repetidas de Discrepância com ajustes de Bonferroni foi realizada para as comparações múltiplas dos efeitos principais foi aplicada aos dados normalmente distribuídos. As suposições de Sphericity eram realizadas para condições de pé, e os graus da liberdade foi corrigidas usando técnica de Geisser/Greenhouse. Os contrastes simples foram testados para condições de sapato e pose, para que descalço e *atitude derrière* foi usado como as categorias de controle. O teste não paramétrico de Friedman foi apresentado com a variável de pico de pressão . O nível de significância foi determinado no valor de $p < 0.05$.

3. Resultados

3.1. Shoe conditions effects

As poses executadas descalça produziram diferenças significativamente nas áreas de contato maior que execuções com sapatilhas de meia ponta: $F(1,13) = 22.45$, $p < 0.01$ (Tabela 10). Picos de pressões não eram significativamente diferentes quando a pose era realizada descalça e com sapatilhas de meia ponta (Tabela 11). Efeitos principais para condições de sapatilhas de meia ponta também eram encontrados para áreas de oscilação do COP e oscilações de COP posterior anterior: $F(1,13) = 5.962$, $p = 0.03$ e $F(1,13) = 11.326$, $p = 0.005$, respectivamente. As áreas de oscilações do COP foram significativamente pequenas na direção anteroposterior durante as execuções descalças para *atitude devant* e *la segunda* mas não para *atitude derrière* (Tabela 10). Não apresentou nenhum efeito principal de condições de sapatilha para as amplitudes anteroposterior e médio lateral do COP assim como as velocidades laterais do COP (Tabela 11).

Tabela 10: Média (\pm desvio padrão) para área de contato e pico de pressão durante todas as condições (N=14). NS = não apresenta diferença estatisticamente significativa.

Parâmetros / Poses	Descalço média (\pm DP)	Sapatilha de Meia Ponta média (\pm DP)	Valor de p: Condições de sapatilha
Área de contato (cm²)			
<i>devant (A)</i>	55.75 (\pm 6.15)	51.90 (\pm 4.50)	0.005
<i>derrière (B)</i>	56.00 (\pm 6.71)	51.65 (\pm 4.50)	0.005
<i>a la second (C)</i>	54.75 (\pm 6.25)	50.34 (\pm 4.70)	0.005
Valor de p: poses do balé	NS	NS	
Pico de Pressão (kPa)			
<i>devant (A)</i>	944.06 (\pm 245.44)	996.20 (\pm 209.13)	NS
<i>derrière (B)</i>	961.70 (\pm 233.85)	1004.89 (\pm 218.71)	NS
<i>a la second (C)</i>	976.20 (\pm 237.21)	1021.90 (\pm 202.40)	NS
Valor de p: poses do balé	NS	NS	

Tabela 11: Média (\pm desvio padrão) área de Oscilação do COP, Amplitude de oscilação anteroposterior e mediolateral e suas respectivas velocidades N=14. NS = não apresenta diferença estatisticamente significativa

Parâmetros / Poses	Descalço média (\pm DP)	Sapatilha de Meia Ponta média (\pm DP)	Valor de p: Condições de sapatilha
Área de Oscilação do COP (cm²)			
<i>devant (A)</i>	3.062 (\pm 0.950)	4.164 (\pm 1.320)	0.03
<i>derrière (B)</i>	3.740 (\pm 1.063)	3.734 (\pm 1.124)	NS
<i>a la second (C)</i>	2.695 (\pm 0.970)	3.280 (\pm 0.885)	0.03
Valor de p A \neq B	0.03	NS	
Valor de p A \neq C	NS	NS	
Valor de p B \neq C	0.03	NS	
Oscilação do COP Anteroposterior (cm)			
<i>devant (A)</i>	0.506 (\pm 0.077)	0.621 (\pm 0.120)	0.005
<i>derrière (B)</i>	0.585 (\pm 0.104)	0.587 (\pm 0.086)	NS
<i>a la second (C)</i>	0.446 (\pm 0.109)	0.520 (\pm 0.071)	0.005
Valor de p A \neq B	0.02	NS	
Valor de p A \neq C	NS	NS	
Valor de p B \neq C	0.01	NS	

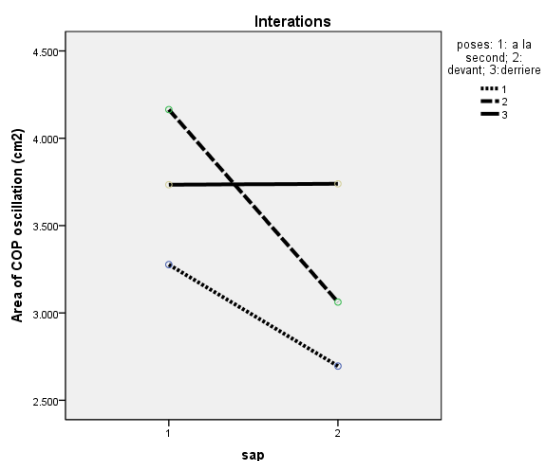
Oscilação do COP			
Mediolateral (cm)			
<i>devant (A)</i>	0.529 (\pm 0.010)	0.570 (\pm 0.114)	NS
<i>derrière (B)</i>	0.596 (\pm 0.123)	0.575 (\pm 0.110)	NS
<i>a la second (C)</i>	0.530 (\pm 0.110)	0.548 (\pm 0.091)	NS
Valor de p: poses do balé	NS	NS	
Velocidade do COP			
Anteroposterior (cm/s)			
<i>devant (A)</i>	3.074 (\pm 0.76)	2.937 (\pm 0.63)	NS
<i>derrière (B)</i>	3.480 (\pm 0.83)	3.212 (\pm 0.69)	NS
<i>a la second (C)</i>	3.095 (\pm 0.73)	3.102 (\pm 0.68)	NS
Valor de p: poses do balé	NS	NS	
Velocidade do COP			
Mediolateral (cm/s)			
<i>devant (A)</i>	3.265 (\pm 0.81)	3.302 (\pm 0.61)	NS
<i>derrière (B)</i>	3.794 (\pm 0.83)	3.252 (\pm 0.66)	NS
<i>a la second (C)</i>	2.962 (\pm 0.85)	2.990 (\pm 0.57)	NS
Valor de p A \neq B	NS	NS	
Valor de p A \neq C	0.037	NS	
Valor de p B \neq C	0.002	NS	

3.2. Efeitos das Poses do Balé

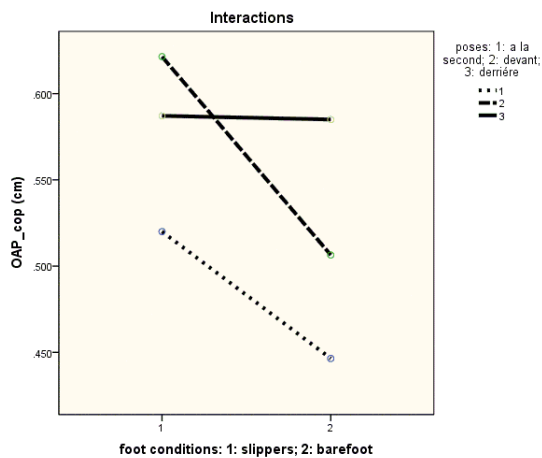
Áreas de Contato e pico de pressões não foram afetadas durante a execução das três poses do balé (tabela 10). Efeitos principais poses e área de oscilações do COP: $F(2,26) = 5.008$, $p=0.01$. Entre as poses de balé *attitude derrière* produziu áreas significativamente maior de oscilação do COP que *attitude devant* e *La secondes* só quando executadas descalço (tabela 11). Quando utilizado sapatilhas de meia ponta, áreas de oscilações do COP não apresentou diferenças significativas. Os efeitos principais de poses do balé também foram achados para oscilações de COP nas direções anteroposterior e mediolateral e as velocidades laterais: $F(2,26) = 10.289$, $p=0.001$ e $F(2,26) = 7.925$, $p=0.002$, respectivamente. Entre as três poses, *attitude derrière* produziu as maiores oscilações do COP anteroposterior quando realizado descalço, mas quando apresentados com sapatilhas de meia ponta as três poses não apresentaram diferenças significativas. Não existe nenhuma diferença significativa entre as poses do balé para a oscilação médiolateral do COP e as velocidades anteroposterior e mediolateral do COP (Tabela 10).

3.3. Efeitos de interação

Foram encontradas interações entre as áreas de oscilações do COP: $F(2,26) = 4.620$, $p=0.02$; Oscilações anteroposterior do COP: $F(2,26) = 4.506$, $p=0.02$; E Médiolateral do COP e velocidades laterais: $F(2,26) = 6.165$, $p=0.006$. Os gráficos de interação (Figura 5) mostra que os padrões de resposta para condições de sapatilhas foram semelhantes para *attitude devant* e *La segunda*, mas diferente para *attitude derrière*.



a)



b)

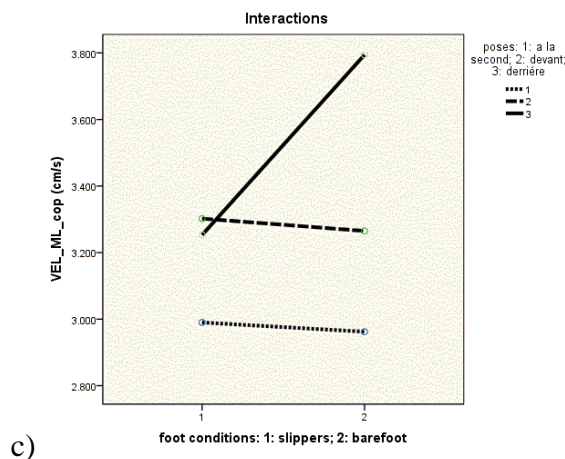


Figura 5:Gráfico da Interação. 2a) Área de Oscilação do COP ; 2b) Oscilação Anteroposterior do COP ; 2c) Velocidade mediolateral do COP.

4. Discussão

O aumento da instabilidade postural em dançarinos de balé era previamente reportados na ausência de visão^{3,5}, em dançarinos sem experiências⁵ e também em dançarinos feridos.⁶ Quando dançarinos de balé estiverem equilibrando acima de uma área reduzida de suporte como em um *demi-pointe* posição, a demanda postural da perna de apoio podem ser mais crítica e também afetada pelo movimento da perna que esta em pose, um assunto menos investigado.

Com respeito às hipóteses declaradas, as poses executadas descalço produz áreas de contato maior nos dedos do pé, que resultaram em condições de estabilidade melhor, comprovadas por áreas de oscilação anteroposterior do COP pequena para *attitude devant* e *La segunda*.

A *attitude derrière* é a pose mais instável neste estudo, que pode estar em parte explicado pela falta de direção visual para o membro mais baixo. Os dançarinos de balé sistematicamente prática em frente ao espelho e esta situação fornece alimentação visual e volta para o controle postural detrimento de propriocepção.⁵ Condições de sapato não afetaram a estabilidade da pose *Attitude derrière*.

A falta de diferenças significantes para área de contato e pico de pressão entre as três poses de equilíbrio indica que estas variáveis são independentes das posições de perna de trabalho. Os picos de pressão durante as poses de balé eram muito mais alta que em uma caminhada normal¹⁴, mas só um estudo possível futuro confirmaria a suposição que pressões altas que possa causar danos ao pé e apresentação limitada em dançarinos de balé.

As velocidades do COP nas direções anteroposterior também não foram afetadas por posicionamento de membro ou condição de sapato. Novamente, nós podemos só especular que os ajustes posturais relacionados a se organizar nas posições, quanto a altura de membro e atividade do músculo do membro de sustentação pode ter contrabalançado todas as forças inerciais tendendo a mover o centro de massa além dos limites de estabilidade nesta direção e, conseqüentemente, o COP abaixo dos pés.

Reduzida a sensação plantar foi mostrada por aumentar a velocidade médioalteral do COP durante posições unipodais e também em posição bípede com restrição de visão.¹² Porque a três pose era sustentado pelo área metatarsiana plantar, que é pequena que a área de pé inteiro, e testou com sapatilhas de meia ponta que nós esperamos achar um efeito principal de condições de sapato para velocidade mediolateral do COP.

O estudo presente desenvolveu um nível analítico de compreensivas das demandas de estabilidade da pose do balé apresentado em *demi-pointe*. Nós esperamos que nossos resultados possam trazer benefícios para ensino e praticante esta arte.

5. Conclusão

O uso de sapatilhas de meia ponta pode ter ligeiramente comprimidos os pés e limitado até certo ponto área de contato plantar neste estudo. Áreas de Contato e Pressões Plantares não foram influenciadas pela perna de apoio durante as poses do balé propostas no presente estudo. As execuções com os pés descalços produziram mais estabilidade entre as poses só diferente quando testou com uso de sapatilhas. Comprova que as demandas de estabilidade por *atitude La segunda* é menos desafiadores quando comparadas com *atitude derriére* que é considerada a pose mais desafiadora no presente estudo.

6.Referências Bibliográficas

1. GUILLOU E, DUPUI P, GOLOMER E. Dynamic balance sensory motor control and symmetrical or asymmetrical equilibrium training. **Clin Neurophysiol** 2007; 118: 317-324.
2. SCHMIT JM, REGIS DI, RILEY MA. Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes. **Exp. Brain Res** 2005; 163: 370-378.

3. KIEFER AW, RILEY MA, SHOCKLEY K, SITTON CA, HEWETT TE, Cummins-Sebree S, Haas JG. **Gait and Posture** 2011; 34: 76-80.
4. KILBY MC, NEWELL, KM. Intra- and inter-foot coordination in quiet standing: footwear and posture effects. **Gait and Posture** 2012; 35:n511-516.
5. BRUYNEEL AV, MESURE S, PARÉ JC, Bertrand M. Organization of postural equilibrium in several planes in ballet dancers. **Neurosc Lett** 2010; 485: 228-232.
6. LIN CF, LEE IJ, LIAO JH, WU HW, SU FC. Comparison of postural stability between injured and uninjured ballet dancers. **Am J Sports Med** 2011; 39(6): 1324-1331.
7. YAN AF, HILLER C, SMITH R, VANWANSEELE B. Effect of footwear on dancers: A systematic review. **J Dance Med Sci** 2011; 15(2): 86-92.
8. RAMSAY JR, RIDDOCH MJ. Position-matching in the upper limb: professional ballet dancers perform with outstanding accuracy. **Clin Rehabil** 2001; 15(3): 324-30.
9. CORSI-CABRERA M, GUTIERREZ L. Spacial ability in classical dancers and their perceptual style. **Percep Mot Skills** 1991; 71: 399-402.
10. LAFOND D, DUARTE M, PRINCE F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. **J Biomech** 2004; 37(9): 1421-1426.
11. VUILLERME N, TEASDALE N, NOUGIER V. The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. **Neurosci Lett** 2001; 311: 73-76.

12. MEYER PF, ODDSSON LIE, DE LUCA CJ. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. **Exp Brain Res** 2004; 156(4): 505-512.
13. PRIETO TE, MYKLEBUST JB, HOFFMANN RG, LOVETT EG, MYKLEBUST BM. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. **IEEE Trans Biomed Eng** 1996; 43 (9): 956-966.
14. PUTTI AB, ARNOLD GP, COCHRANE LA, ABOUD RJ. Normal pressure values and repeatability of the EMED ST4 system. **Gait and Posture** 2008; 27(3): 501-505.
15. D'AOÛT KD, PATAKY TC, DECLERQ D, AERTS,P. The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers. **Footwear Science** 2009; 1(2): 81-94.
16. LIEBERMAN D, VENKADESAN M, WERBEL WA, DAOUD AI, D'ANDREA S, DAVIS IS, MANG'ENI R O, PITSILADIS Y. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. **Nature** 08723 2010; 463(28): 351-55.
17. WINTER DA, PRINCE F, STERGIOU P, POWELL C. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet standing. **J Neurophysiol** 1996; 75: 2334-2343.
18. VERNAZZA-MARTIN S, MARTIN N, CINCERA M, PEDOTTI A, MASSION J. Arm raising in humans under loaded vs. unloaded and bipedal vs. unipedal conditions. **Brain Res** 1999; 846(1): 12-22.
19. ROLL R, KAVOUNOUDIAS A, ROLL JP. Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. **Neuroreport** 2002; 13(15): 1957-1961.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Um dos maiores desafios da Ciência do Movimento Humano é a compreensão de como músculos, informações sensoriais (próprio e exteroceptivas) e o sistema nervoso central interagem para produzir movimentos coordenados e dinamicamente estáveis, tanto em condições estáticas quanto dinâmicas. O estudo do equilíbrio em condições quase estáticas e dinâmicas constitui um domínio complexo, que implica a conjugação de várias áreas de estudo e a quantificação de múltiplas variáveis. No presente estudo, o centro de pressão foi a variável selecionada para esse fim, por representar a resposta neuromotora ao desequilíbrio e, assim, o resultado da reação do sistema motor. Existe uma relação intrínseca entre movimento e equilíbrio, controle postural e estabilidade e estas questões foram exploradas ao longo dos estudos apresentados. Ajustes posturais antecipatórios que ocorrem antes do passo na marcha são considerados como movimentos posturais e refletem um fenômeno posturo-cinético que desestabiliza o equilíbrio estático, contudo coloca o corpo em condições de iniciar o movimento cíclico. As implicações do conhecimento produzido neste estudo vão desde a melhor compreensão de mecanismos fundamentais até a aplicação em contextos clínicos.

Dada a multidimensionalidade do movimento humano existem ainda muitos aspectos que permanecem por explicar. O comportamento do COP precisa ser associado ao estudo da atividade eletromiográfica de membros inferiores, a fim de elucidar as características da coordenação neuromuscular durante os ajustes posturais antecipatórios, os efeitos de diferentes condições de apoio, patologias diversas e distúrbios do movimento sobre o programa motor da inicialização do passo. Feito isso, uma perspectiva futura seria o estudo de ajustes posturais compensatórios que ocorrem na transição do andar rítmico para a posição parada em pé.

Finalizando, podemos destacar que a tarefa de manter a estabilidade durante o andar é consideravelmente diferente daquela de ficar em pé e garantir uma estabilidade contínua. Andar requer uma estabilidade dinâmica que precisa ser estudada por outros métodos e a análise do comportamento do centro de pressão, conforme sugerido neste estudo, pode colaborar para compreender os mecanismos de ajustes posturais ao longo de cada passo.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

A. DELVAL, P. KRYSKOWIAK, J.-L. BLATT, E. LABYT, J.-L. BOURRIEZ, K. DUJARDIN, A. DESTÉE, P. DERAMBURE, L. DEFEBVRE, A Biomechanical Study Of Gait Initiation In Huntington's Disease, **Gait In Posture**, Volume 25, Fevereiro 2007

A. DELVAL, P. KRYSKOWIAK, J.-L. BLATT, E. LABYT, K. DUJARDIN, A. DESTÉE, P. DERAMBURE, L. DEFEBVRE, 16.4 Akinesia In Huntington's Disease: A Biomechanical Study Of Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 21, Junho 2005

A.H. VRIELING, H.G. VAN KEEKEN, T. SCHOPPEN, E. OTTEN, J.P.K. HALBERTSMA, A.L. HOF, K. POSTEMA, Gait Initiation In Lower Limb Amputees, **Gait In Posture**, Volume 27, Abril 2008

A.M.S. MUNIZ, J. NADAL, K.E. LYONS, R. PAHWA, W. LIU, Long-Term Evaluation Of Gait Initiation In Six Parkinson's Disease Patients With Bilateral Subthalamic Stimulation, **Gait in Posture**, Volume 35, Março 2012.

A.-V. BRUYNEEL, P. CHAVET, G. BOLLINI, S. MESURE, Gait Initiation Reflects The Adaptive Biomechanical Strategies Of Adolescents With Idiopathic Scoliosis, **Annals Of Physical And Rehabilitation Medicine**, Volume 53, Agosto e Setembro 2010

AMANDA J. TAYLOR, HYLTON B. MENZ, ANNE-MAREE KEENAN, The Influence Of Walking Speed On Plantar Pressure Measurements Using The Two-Step Gait Initiation Protocol, **The Foot**, Volume 14, Março 2004

AMY F. POLCYN, LEWIS A. LIPSITZ, D.CASEY KERRIGAN, JAMES J. COLLINS, Age-Related Changes In The Initiation Of Gait: Degradation Of Central Mechanisms For Momentum Generation, **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Volume 79, Dezembro 1998

ANA QUERALT, JOSEP VALLS-SOLÉ, JUAN M. CASTELLOTE, Speeding Up Gait Initiation And Gait-Pattern With A Startling Stimulus, **Gait In Posture**, Volume 31, Fevereiro 2010

ANDRÉ MAGNAN, BRADFORD J. MCFADYEN, GUY ST-VINCENT, Modification Of The Sit-To-Stand Task With The Addition Of Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 4, Maio 1996

ANDREW H. HANSEN, STEVE C. MIFF, DUDLEY S. CHILDRESS, STEVEN A. GARD, MARGRIT R. MEIER, Net External Energy Of The Biologic And Prosthetic Ankle During Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 31, Janeiro 2010

ANNABELLE COUILLANDRE, YVON BRENIÈRE, BERNARD MATON, Is Human Gait Initiation Program Affected By A Reduction Of The Postural Basis?, **Neuroscience Letters**, Volume 285, Maio 2000

ANNE-VIOLETTE BRUYNEEL, PASCALE CHAVET, SERGE MESURE, Initiation Du Pas Et Scoliose Idiopathique De L'adolescence, Kinésithérapie, **La Revue**, Volume 8, Julho 2008

ANNICK LEDEBT, YVON BRENIÈRE, BLANDINE BRIL, How Do Anticipatory Phenomena During Gait Initiation Develop For Children?, **Journal Of Biomechanics**, Volume 27, Maio 1994.

ANNICK LEDEBT, YVON BRENIÈRE, Dynamical Implication Of Anatomical And Mechanical Parameters In Gait Initiation Process In Children, **Human Movement Science**, Volume 13, Dezembro 1994

ARMANDE LE PELLEC, BERNARD MATON, Initiation Of A Vertical Jump: The Human Body's Upward Propulsion Depends On Control Of Forward Equilibrium, **Neuroscience Letters**, Volume 323, Maio 2002

ARNAUD DELVAL, SÉVERINE BLEUSE, CLÉMENCE SIMONIN, MARIE DELLIAUX, BENJAMIN ROLLAND, ALAIN DESTEE, LUC DEFEBVRE, PIERRE KRYSKOWIAK, KATHY DUJARDIN, Are Gait Initiation Parameters Early Markers Of Huntington's Disease In Pre-Manifest Mutation Carriers?, **Gait In Posture**, Volume 34, Junho 2011.

BIJAN NAJAFI, DANIEL MILLER, BETH D. JARRETT, JAMES S. WROBEL, Does Footwear Type Impact The Number Of Steps Required To Reach Gait Steady State?: An Innovative Look At The Impact Of Foot Orthoses On Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 32, Maio 2010

BRUYNEEL AV, MESURE S, PARÉ JC, BERTRAND M. Organization of postural equilibrium in several planes in ballet dancers. **Neurosc Lett** 2010; 485: 228-232.

CHRIS J. HASS, ROBERT J. GREGOR, DWIGHT E. WADDELL, ALANNA OLIVER, DAGAN W. SMITH, RICHARD P. FLEMING, STEVEN L. WOLF, The Influence Of Tai Chi Training On The Center Of Pressure Trajectory During Gait Initiation In Older Adults, **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Volume 85, Outubro 2004

CHRIS J. HASS, THOMAS A. BUCKLEY, CHRIS PITSIKOULIS, ERNEST J. BARTHELEMY, Progressive Resistance Training Improves Gait Initiation In Individuals With Parkinson's Disease, **Gait in Posture**, Volume 35, Abril 2012

CHRISTOPHER A. MILLER, MARY C. VERSTRAETE, Determination Of The Step Duration Of Gait Initiation Using A Mechanical Energy Analysis, **Journal Of Biomechanics**, Volume 29, Issue 9, Setembro 1996

CRAIG D. TOKUNO, DAVID J. SANDERSON, J.TIMOTHY INGLIS, ROMEO CHUA, Postural And Movement Adaptations By Individuals With A Unilateral Below-Knee Amputation During Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 18, Dezembro 2003

CRAIG D. TOKUNO, JANICE J. ENG, Gait Initiation Is Dependent On The Function Of The Paretic Trailing Limb In Individuals With Stroke, **Gait In Posture**, Volume 24, Dezembro 2006

D. OHLMANN, U. DILLMANN, G. HEIDE, A. KRAEMER, K. SCHIMRIGK, P392 Initiation Of Gait: Analysis In Parkinsonian Patients, **Electroencephalography And Clinical Neurophysiology**, Volume 99, Outubro 1996

D'AOÛT KD, PATAKY TC, DECLERQ D, AERTS,P. The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers. **Footwear Science** 2009; 1(2): 81-94.

DENIS BRUNT, DARL W. VANDER LINDEN, ANDREA L. BEHRMAN, The Relation Between Limb Loading And Control Parameters Of Gait Initiation In Persons With Stroke, **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Volume 76, Julho 1995

DENIS BRUNT, MARTIN SHORT, MARK TRIMBLE, S.M LIU, Control Strategies For Initiation Of Human Gait Are Influenced By Accuracy Constraints, **Neuroscience Letters**, Volume 285, Issue 3, 19 May 2000

DENIS BRUNT, SHENG-MIN LIU, MARK TRIMBLE, JEFF BAUER, MARTIN SHORT, Principles Underlying The Organization Of Movement Initiation From Quiet Stance, **Gait In Posture**, Volume 10, Issue 2, Outubro 1999

DENIS BRUNT, VALERIA SANTOS, HYEONG DONG KIM, KATHYE LIGHT, CHARLES LEVY, Initiation Of Movement From Quiet Stance: Comparison Of Gait And Stepping In Elderly Subjects Of Different Levels Of Functional Ability, **Gait In Posture**, Volume 21, Abril 2005

DONNA OCFFINGER, SAM AUGSBURGER, 32 Gait Initiation In A Normal Pediatric Population, **Gait In Posture**, Volume 5, Abril 1997

DONNA OEFFINGER, CHESTER TYLKOWSKI, SAM AUGSBURGER, BOBBIE EDESTER, HANK WHITE, TIM CUPP, Gait Initiation In A Cerebral Palsy Spastic Diplegic Population, **Gait In Posture**, Volume 5, Abril 1997

E. YIOU, M.C. DO, Control Of Mediolateral Stability During Rapid Step Initiation With Preferred And Non-Preferred Leg: Is It Symmetrical?, **Gait In Posture**, Maio 2010

E.L. JOHNSEN, P.H. MOGENSEN, N. AA SUNDE, K. ØSTERGAARD, P2.075 Gait Initiation Improved With Deep Brain Stimulation, **Parkinsonism & Related Disorders**, Volume 14, Fevereiro 2008

FRANCINE MALOUIN, CAROL L. RICHARDS, Preparatory Adjustments During Gait Initiation In 4–6-Year-Old Children, **Gait In Posture**, Volume 11, Junho 2000

GILLES DIETRICH, YVON BRENIERE, MANH CUONG DO, Organization Of Local Anticipatory Movements In Single Step Initiation, **Human Movement Science**, Volume 13, Junho 1994

GUILLOU E, DUPUI P, GOLOMER E. Dynamic balance sensory motor control and symmetrical or asymmetrical equilibrium training. **Clin Neurophysiol** 2007; 118: 317-324.

H. IKEUCHI, T. OHIRA, K. HIGUCHI, Y. KOMATSU, K. YAMADA, Analisis Of Cop Fluctuation In Gait Initiation Among Normal, Disable And Elder, **Journal Of Biomechanics**, Setembro 2004

HELCO G. VAN KEEKEN, ALINE H. VRIELING, AT L. HOF, KLAAS POSTEMA, BERT OTTEN, Stabilizing Moments Of Force On A Prosthetic Knee During Stance In The First Steps After Gait Initiation, **Medical Engineering & Physics**, Volume 34, Junho 2012

J. MICKELBOROUGH, M.L. VAN DER LINDEN, R.C. TALLIS, A.R. ENNOS, Muscle Activity During Gait Initiation In Normal Elderly People, **Gait In Posture**, Volume 19, Fevereiro 2001

J.E. WITWER, P.T. ANDREWS, K.E. WEBSTER, H.B. MENZ, P1.126 Variability Of Temporal Parameters During Gait Initiation Is Increased In People With Alzheimer's Disease Compared To Controls ; **Related Disorders**, Volume 14, Fevereiro 2008

J.G. REMELIUS, R.E.A. VAN EMMERIK, J. HAMILL, Coordination And Gait Initiation In Multiple Sclerosis, **Journal Of Biomechanics**, Volume 39, Maio 2006

JANET H. JHOUN, DUDLEY S. Childress, 31 Pelvic Obliquity During Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 5, Abril 1997

JEAN-MICHEL VITON, MICHELE TIMSIT, SERGE MESURE, JEAN MASSION, JEAN-PIERRE FRANCESCHI, ALAIN DELARQUE, Asymmetry Of Gait Initiation In Patients With Unilateral Knee Arthritis, **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Volume 81, Fevereiro 2000

JEFF A. NESSLER, KOYIRO MINAKATA, KELLI SHARP, DAVID J. REINKENSMeyer, Robot-Assisted Hindlimb Extension Increases The Probability Of Swing Initiation During Treadmill Walking By Spinal Cord Contused Rats, **Journal Of Neuroscience Methods**, Volume 159, Janeiro 2007

JOHN CHAE, ALLISON QUINN, KEVIN EL-HAYEK, JENNIFER SANTING, ROMAN BEREZOVSKI, MARY HARLEY, Delay In Initiation And Termination Of Tibialis Anterior Contraction In Lower-Limb Hemiparesis: Relationship To Lower-Limb Motor Impairment And Mobility, **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Volume 87, Setembro 2006

K. MARTIN, L. BLIZZARD, M. GARRY, R. THOMSON, J. MCGINLEY, V. SRIKANTH, 180 Components Of Gait Initiation In Older Adults: Inter-Relationships And

Predictive Validity, **Parkinsonism & Related Disorders**, Volume 16, Fevereiro 2010

K. MARTIN, L. BLIZZARD, M. GARRY, R. THOMSON, J. MCGINLEY, V. SRIKANTH, Gait Initiation In Older People—Time To First Lateral Movement May Be The Measure Of Choice, **Gait In Posture**, Volume 34, Julho 2011

KAZUKI UEMURA, MINORU YAMADA, KOUTATSU NAGAI, BUICHI TANAKA, SHUHEI MORI, NORIAKI ICHIHASHI, Fear Of Falling Is Associated With Prolonged Anticipatory Postural Adjustment During Gait Initiation Under Dual-Task Conditions In Older Adults, **Gait In Posture**, Volume 35, Fevereiro 2012

KIEFER AW, RILEY MA, SHOCKLEY K, SITTON CA, HEWETT TE, Cummins-Sebree S, Haas JG. **Gait and Posture** 2011; 34: 76-80.

KILBY MC, NEWELL, KM. Intra- and inter-foot coordination in quiet standing: footwear and posture effects. **Gait and Posture** 2012; 35:n511-516.

KOICHI HIRAOKA, YOSHIMI MATUO, AKIRA IWATA, TOMOYA ONISHI, KAZUO ABE, The Effects Of External Cues On Ankle Control During Gait Initiation In Parkinson's Disease, **Parkinsonism & Related Disorders**, Volume 12, Março 2006

L. BENSOUSSAN, S. MESURE, J.M. VITON, G. CURVALE, A. DELARQUE, ASYMÉTRIES CHRONOMÉTRIQUES, Cinétiques Et Cinématiques De L'initiation De La Marche Chez Un Sujet Hémiplégique, **Annales De Réadaptation Et De Médecine Physique**, Volume 47, Novembro 2004

L. LAUDANI, A. CASABONA, V. PERCIAVALLE, A. MACALUSO, Control Of Head Stability During Gait Initiation In Young And Older Women, **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, Volume 16, Dezembro 2006

LAFOND D, DUARTE M, PRINCE F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. **J Biomech** 2004; 37(9): 1421-1426.

LAURA ROCCHI, LORENZO CHIARI, MARTINA MANCINI, PATRICIA CARLSON-KUHTA, ANNE GROSS, FAY B. HORAK, Step Initiation In Parkinson's Disease: Influence Of Initial Stance Conditions, **Neuroscience Letters**, Volume 406, Outubro 2006

LEE NOLAN, D.CASEY KERRIGAN, Keep On Your Toes: Gait Initiation From Toe-Standing, **Journal Of Biomechanics**, Volume 36, Março 2003

LELAND E DIBBLE, DIANE E NICHOLSON, BARRY SHULTZ, BRUCE A MACWILLIAMS, ROBIN L MARCUS, CAROLEE MONCUR, Sensory Cueing Effects On Maximal Speed Gait Initiation In Persons With Parkinson's Disease And Healthy Elders, **Gait In Posture**, Volume 19, Junho 2000

LIEBERMAN D, VENKADESAN M, WERBEL WA, DAOUD AI, D'ANDREA S, DAVIS IS, MANG'ENI R O, PITSILADIS Y. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. **Nature** 08723 2010; 463(28): 351-55.

LIN CF, LEE IJ, LIAO JH, WU HW, SU FC. Comparison of postural stability between injured and uninjured ballet dancers. **Am J Sports Med** 2011; 39(6): 1324-1331.

LYNN-MARI SPENCER, AUDREY L.H. VAN DER MEER, Taug-Guidance Of Dynamic Balance Control During Gait Initiation Across Adulthood, **Gait in Posture**, Volume 36, Issue 3, Julho 2012.

M. JENKINS, J. HOLMES, A. JOHNSON, S. SPAULDING, 1.194 Dual Task Interference: The Effects Of Verbal Cognitive Taks On Gait Initiation In Parkinsons's Disease, **Parkinsonism & Related Disorders**, Volume 13, Setembro 2007

M. VINTI, A. COUILLANDRE, P. THOUMIE, Does Somatosensory Loss Induce Adaptation Of The Gait Initiation Process?, **Neuroscience Letters**, Volume 480, Agosto 2010

M.W. CORNWALL, T.G. MCPOIL, Effect Of Foot Orthotics On The Initiation Of Plantar Surface Loading, **The Foot**, Volume 7, Setembro 1997

MARIE-LAURE WELTER, MANH CUONG DO, NATHALIE CHASTAN, FRÉDÉRIC TORNY, FRÉDÉRIC BLOCH, SOPHIE TÉZENAS DU MONTCEL, YVES AGID, Control Of Vertical Components Of Gait During Initiation Of Walking In Normal Adults And Patients With Progressive Supranuclear Palsy, **Gait In Posture**, Volume 26, Setembro 2007

MARK W ROGERS, CARL G KUKULKA, DENIS BRUNT, THOMAS D CAIN, TIMOTHY A HANKE, The Influence Of Stimulus Cue On The Initiation Of Stepping In Young And Older Adults, **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Volume 82, Maio 2001

MARKETTA HENRIKSSON, HELGA HIRSCHFELD, Physically Active Older Adults Display Alterations In Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 21, Abril 2005

MARKETTA HENRIKSSON, JAN HENRIKSSON, JOHAN BERGENIUS, Gait Initiation Characteristics In Elderly Patients With Unilateral Vestibular Impairment, **Gait In Posture**, Volume 33, Abril 2011

MELANIE D. FOX, SCOTT L. DELP, Contributions Of Muscles And Passive Dynamics To Swing Initiation Over A Range Of Walking Speeds, **Journal Of Biomechanics**, Volume 43, Maio 2010

MEYER PF, ODDSSON LIE, DE LUCA CJ. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. **Exp Brain Res** 2004; 156(4): 505-512.

NIKOLAI GANTCHEV, FRANÇOIS VIALLET, ROSELYNE AURENTY, JEAN MASSION, Impairment Of Posturo-Kinetic Co-Ordination During Initiation Of Forward Oriented Stepping Movements In Parkinsonian Patients, **Electroencephalography And Clinical Neurophysiology/Electromyography And Motor Control**, Volume 101, Abril 1996

OMAR FEIX DO NASCIMENTO, KIM DREMSTRUP NIELSEN, MICHAEL VOIGT, Influence Of Directional Orientations During Gait Initiation And Stepping On Movement-Related Cortical Potentials, **Behavioural Brain Research**, Volume 161, Junho 2005

OSAMU SASAKI, SHIRO ASAWA, SATOSHI KATSUNO, SHIN-ICHI USAMI, KIICHIRO TAGUCHI, Gait Initiation In Bilateral Vestibular Loss, **Auris Nasus Larynx**, Volume 28, Novembro 2001

P. COLNÉ, M.L. FRELUT, G. PÉRÈS, P. THOUMIE, Postural Control In Obese Adolescents Assessed By Limits Of Stability And Gait Initiation, **Gait In Posture**, Volume 28, Julho 2008

P. CRENNNA, I. CARPINELLA, M. RABUFFETTI, M. RIZZONE, L. LOPIANO, M. FERRARIN, 15.11 Effects Of Subthalamic Nucleus Stimulation Onkinematic And Dynamic Aspects Of The Initiation Of Gait In Parkinson's Disease, **Gait In Posture**, Volume 21, Julho 2005

P. MADELEINE, M. VOIGT, L. ARENDT-NIELSEN, Reorganisation Of Human Step Initiation During Acute Experimental Muscle Pain, **Gait In Posture**, Volume 10, Issue 3, Dezembro 1999

P. WICART, B. MATON, Body Equilibrium At The End Of Gait Initiation: Importance Of Ankle Muscular Force As Evidenced In Clubfoot Children, **Neuroscience Letters**, Volume 351, Novembro 2003

PAUL FIOLKOWSKI, DENIS BRUNT, MARK BISHOP, RAYMOND WOO, Does Postural Instability Affect The Initiation Of Human Gait?, **Neuroscience Letters**, Volume 323, Maio 2002

PH. WICART, J. RICHARDSON, B. MATON, Adaptation Of Gait Initiation In Children With Unilateral Idiopathic Clubfoot Following Conservative Treatment, **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, Volume 16, Dezembro 2006

PHILIPPE CORBEIL, EVELYN ANAKA, Combined Effects Of Speed And Directional Change On Postural Adjustments During Gait Initiation, **Journal Of Electromyography And Kinesiology**, Volume 21, Outubro 2011

PRIETO TE, MYKLEBUST JB, HOFFMANN RG, LOVETT EG, MYKLEBUST BM. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. **IEEE Trans Biomed Eng** 1996; 43 (9): 956-966.

PUTTI AB, ARNOLD GP, COCHRANE LA, ABBOUD RJ. Normal pressure values and repeatability of the EMED ST4 system. **Gait and Posture** 2008; 27(3): 501-505.

R.R. NEPTUNE, S.A. KAUTZ, F.E. ZAJAC, Contributions Of The Individual Ankle Plantar Flexors To Support, Forward Progression And Swing Initiation During Walking, **Journal Of Biomechanics**, Volume 34, Novembro 2011

RAMSAY JR, RIDDOCH MJ. Position-matching in the upper limb: professional ballet dancers perform with outstanding accuracy. **Clin Rehabil** 2001; 15(3): 324-30.

ROLL R, KAVOUNOUDIAS A, ROLL JP. Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. **Neuroreport** 2002; 13(15): 1957-1961.

ROMUALD LEPERS, YVON BRENIÈRE, BERNARD MATON, Changes To The Gait Initiation Programme Following A Running Exercise In Human Subjects, **Neuroscience Letters**, Volume 260, Issue 1, Janeiro 1999

ROSS CUNNINGTON, ROBERT IANSEK, JOHN L. BRADSHAW, Relationships Between Movement Initiation Times And Movement-Related Cortical Potentials In Parkinson's Disease, **Human Movement Science**, Volume 18, Junho 1999

RYAN T. ROEMMICH, JOE R. NOCERA, SRIKANT VALLABHAJOSULA, SHINICHI AMANO, KELLY M. NAUGLE, ELIZABETH L. STEGEMÖLLER, CHRIS J. HASS, Spatiotemporal Variability During Gait Initiation In Parkinson's Disease, **Gait In Posture**, Volume 36, Julho 2012

S. KHORRAMYMEHR, B. YASREBI, K. LEILNAHARI, P023 Gait Initiation Analysis Of A Patient With Huntington's Disease Using Wearable Sensors For Acceleration: A Case Study, **Gait In Posture**, Volume 28, Setembro 2008

S.F. JONES, P.C. TWIGG, A.J. SCALLY, J.G. BUCKLEY, The Gait Initiation Process In Unilateral Lower-Limb Amputees When Stepping Up And Stepping Down To A New Level, **Clinical Biomechanics**, Volume 20, Maio 2005

S.I. LIN, W.C. YANG, Effect Of Plantar Desensitization On Postural Adjustments Prior To Step Initiation, **Gait In Posture**, Volume 34, Outubro 2011

SANDHIRAN PATCHAY, YVES GAHÉRY, Effect Of Asymmetrical Limb Loading On Early Postural Adjustments Associated With Gait Initiation In Young Healthy Adults, **Gait In Posture**, Volume 18, Agosto 2003

SANDHIRAN PATCHAY, YVES GAHERY, GEORGES SERRATRICE, Gait Initiation And Impairments Of Ground Reaction Forces As Illustrated In Old Age By 'La Marche À Petits Pas', **Neuroscience Letters**, Volume 236, Novembro 1997

SCHMIT JM, REGIS DI, RILEY MA. Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes. **Exp. Brain Res** 2005; 163: 370-378.

SCOTT CAMERON WEARING, STEPHEN URRY, JAMES E SMEATHERS, DIANA BATTISTUTTA, A Comparison Of Gait Initiation And Termination Methods For Obtaining Plantar Foot Pressures, **Gait In Posture**, Volume 10, Dezembro 1999

SHENE-MIN LIU, DENIS BRUNT, JEFF BAUER, Principles Underlying The Organization Of Gait Initiation And Stepping, **Gait In Posture**, Volume 7, Março 2008

SHIH-CHIAO TSENG, STEVEN J. STANHOPE, SUSANNE M. MORTON, Visuomotor Adaptation Of Voluntary Step Initiation In Older Adults, **Gait In Posture**, Volume 31, Fevereiro 2010

SHOGO YAZAWA, HIROSHI SHIBASAKI, AKIO IKEDA, KIYOHITO TERADA, TAKASHI NAGAMINE, MANABU HONDA, Cortical Mechanism Underlying Externally Cued Gait Initiation Studied By Contingent Negative Variation, **Electroencephalography And Clinical Neurophysiology/Electromyography And Motor Control**, Volume 105, Outubro 1997

STEFAN HESSE, FRANK REITER, MATTHIAS JAHNKE, MICHAEL DAWSON, THOMPSON SARKODIE-GYAN, KARL-HEINZ MAURITZ, Asymmetry Of Gait Initiation In Hemiparetic Stroke Subjects, **Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation**, Volume 78, Julho 1997

STEPHEN A. ROSSI, WILLIAM DOYLE, HARRY B. SKINNER, The Initiation Of Gait In Below Knee Amputees: The Characterization And Comparison Of Force Profiles, **Gait In Posture**, Volume 2, Março 1994

STEVE C. MIFF, ANDREW H. HANSEN, DUDLEY S. CHILDRESS, STEVEN A. GARD, MARGRIT R. MEIER, Roll-Over Shapes Of The Able-Bodied Knee–Ankle–Foot System During Gait Initiation, Steady-State Walking, And Gait Termination, **Gait In Posture**, Volume 27, Fevereiro 2008

SUZANNE E HALLIDAY, DAVID A WINTER, JAMES S FRANK, AFTAB E PATLA, FRANÇOIS PRINCE, The Initiation Of Gait In Young, Elderly, And Parkinson's Disease Subjects, **Gait In Posture**, Volume 8, Agosto 1998

SUZANNE E. ARCHER, DAVID A. WINTER, FRANÇOIS PRINCE, Initiation Of Gait: A Comparison Between Young, Elderly, And Parkinson's Disease Subjects, **Gait In Posture**, Volume 2, Março 1994

T. LELARD, I. MORA, P.L. DOUTRELLOT, S. AHMAIDI, 20.21 Tai Chi Practice Reduces Leg Muscles Co-Activation During Gait Initiation In Elders, **Gait In Posture**, Volume 21, Junho 2005

TAKASHI AZUMA, TARO ITO, NORIYOSHI YAMASHITA, Effects Of Changing The Initial Horizontal Location Of The Center Of Mass On The Anticipatory Postural Adjustments And Task Performance Associated With Step Initiation, **Gait In Posture**, Volume 26, Outubro 2007

TARO ITO, TAKASHI AZUMA, NORIYOSHI YAMASHITA, Anticipatory Control In The Initiation Of A Single Step Under Biomechanical Constraints In Humans, **Neuroscience Letters**, Volume 352, Dezembro 2003

TEDDY CADERBY, GEORGES DALLEAU, PIERRE LEROYER, BRUNO BONAZZI, DANIEL CHANE-TENG, MANH-CUONG DO, Does An Additional Load Modify The Anticipatory Postural Adjustments In Gait Initiation?, **Gait in Posture**, Available Online, Julho 2012

THIERRY GÉLAT, ARMANDE LE PELLEC, Why Anticipatory Postural Adjustments In Gait Initiation Need To Be Modified When Stepping Up Onto A New Level?, **Neuroscience Letters**, Volume 429, Dezembro 2007

THIERRY GÉLAT, LAURE COUDRAT, ARMANDE LE PELLEC, Gait Initiation Is

Affected During Emotional Conflict, **Neuroscience Letters**, Volume 497, Junho 2011

U. DILLMANN, D. OHLMANN, G. HEIDE, A. KRAEMER, K. SCHIMRIGK, P391
Initiation Of Gait: Analysis In Healthy Subjects, **Electroencephalography And Clinical Neurophysiology**, Volume 99, Outubro 1996

V. MICHEL, M.C. DO, Are Stance Ankle Plantar Flexor Muscles Necessary To Generate Propulsive Force During Human Gait Initiation?, **Neuroscience Letters**, Volume 325, Junho 2002

VERNAZZA-MARTIN S, MARTIN N, CINCERA M, PEDOTTI A, MASSION J. Arm raising in humans under loaded vs. unloaded and bipedal vs. unipedal conditions. **Brain Res** 1999; 846(1): 12-22.

VUILLERME N, TEASDALE N, NOUGIER V. The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. **Neurosci Lett** 2001; 311: 73-76.

W. LIU, K. MCINTIRE, S.H. KIM, J. ZHANG, S. DASCALOS, K.E. LYONS, R. PAHWA, Bilateral Subthalamic Stimulation Improves Gait Initiation In Patients With Parkinson's Disease, **Gait In Posture**, Volume 23, Junho 2006

WINTER DA, PRINCE F, STERGIOU P, POWELL C. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet standing. **J Nuerophysiol** 1996; 75: 2334-2343.

Y. OSADA, S. YAMAMOTO, M. FUCHI, K. ONOYAMA, S. IBAYASHI, Difference Of The Motor Strategy Between Sit-To-Walk And Gait-Initiation Of Patients After Stroke, **Gait In Posture**, Volume 36, Junho 2012

Y.-C PAI, B.E MAKI, K IQBAL, W.E MCILROY, S.D PERRY, Thresholds For Step Initiation Induced By Support-Surface Translation: A Dynamic Center-Of-Mass Model Provides Much Better Prediction Than A Static Model, **Journal Of Biomechanics**, Volume 33, Março 2000

YAUNCHENG JIAN, DAVID A. WINTER, MILAD G. ISHAC, LOUISE GILCHRIST, Trajectory Of The Body Centre Of Pressure And Centre Of Mass During Initiation And Termination Of Gait, **Journal Of Biomechanics**, Volume 27, Maio 1994

YOANN DESSERTY, FRANCK BARBIER, CHRISTOPHE GILLET, PHILIPPE CORBEIL, Does Lower Limb Preference Influence Gait Initiation?, **Gait In Posture**, Volume 33, Abril 2011

ZACHARY D. DEZMAN, JAMES J. CAROLLO, Center Of Mass Kinematics During Gait Initiation In Children With Cerebral Palsy, **Gait In Posture**, Volume 24, Supplement 2, Dezembro 2006

ANEXOS**Artigos Submetidos****Comitê de Ética do Estudo submetido a Revista Motriz****Cartas de Aceite**



Contents lists available at [SciVerse ScienceDirect](#)

Gait & Posture

journal homepage: www.elsevier.com/locate/gaitpost



Single leg balancing in ballet: Effects of shoe conditions and poses

Paula H. Lobo da Costa^{a,*}, Fernanda G.S. Azevedo Nora^a, Marcus Fraga Vieira^b, Kerstin Bosch^c, Dieter Rosenbaum^d

^a Federal University of São Carlos, Department of Physical Education, Brazil

^b Federal University of Goiás, Physical Education Faculty, Brazil

^c Gait Lab, SPZ Westmünsterland, Children's Clinic, St. Vincenz-Hospital, Coesfeld, Germany

^d Movement Analysis Laboratory, Institute for Experimental Musculoskeletal Medicine, University Hospital Münster, Germany

ARTICLE INFO

Article history:

Received 11 January 2012

Received in revised form 20 August 2012

Accepted 22 August 2012

Keywords:

Postural stability

Ballet

Center of pressure

ABSTRACT

The purpose of this study was to describe the effects of lower limb positioning and shoe conditions on stability levels of selected single leg ballet poses performed in *demi-pointe* position. Fourteen female non-professional ballet dancers (mean age of 18.4 ± 2.8 years and mean body mass index of 21.5 ± 2.8 kg/m²) who had practiced ballet for at least seven years, without any musculoskeletal impairment volunteered to participate in this study. A capacitive pressure platform allowed for the assessment of center of pressure variables related to the execution of three single leg ballet poses in *demi-pointe* position: *attitude devant*, *attitude derrière*, and *attitude à la second*. Peak pressures, contact areas, COP oscillation areas, anterior–posterior and medio-lateral COP oscillations and velocities were compared between two shoe conditions (barefoot versus slippers) and among the different poses. Barefoot performances produced more stable poses with significantly higher plantar contact areas, smaller COP oscillation areas and smaller anterior–posterior COP oscillations. COP oscillation areas, anterior–posterior COP oscillations and medio-lateral COP velocities indicated that *attitude à la second* is the least challenging and *attitude derrière* the most challenging pose.

© 2012 Elsevier B.V. All rights reserved.

1. Introduction

Ballet dancers are known to engage in specific equilibrium exercises. Their expert levels of postural stability are responsible for some impressive movements in choreography when a dancer performs a balanced pose and holds the position for seconds. Many studies have attempted to reveal the superior equilibrium abilities of ballet dancers as compared to non-dancers during the performance of different postural tasks [1–4] and also in more specific ballet positions in relation to age and the presence of ankle injuries [5,6].

During the completion of single leg ballet poses the gesturing leg performs the step and the supporting leg is responsible for weight bearing. In most poses, the supporting foot is in a *demi-pointe* position (90° extension of the metatarsophalangeal joint) in which the narrower portion of the posterior talus lies within the ankle mortise, resulting in a less stable joint configuration [6]. Thus in the *demi-pointe* position the equilibrium demand is enhanced as compared to poses performed with the entire foot on the ground,

which is a situation that does not allow to discern the specific equilibrium demands often imposed to ballet dancers [6].

The proprioceptive function of ballet dancers may be altered by injuries [6] and footwear has the potential effect of restricting foot motion, leading to loss of stability and injuries [7]. Thus we can suppose that the use of ballet shoes may also play a role in postural stability, by affecting foot motion to control body oscillations.

Dancers are known to exhibit enhanced haptic-proprioceptive awareness of limb position [8] with a more developed position sense of lower extremities [6] that enables them to anticipate slight balance adjustments [9]. In this context we can suppose that stability of dancers may be challenged by differences in gesturing leg positions.

It is thus the purpose of this study to describe the effects of lower limb positioning and shoe conditions on stability levels of selected single leg ballet poses performed in *demi-pointe* position.

We hypothesized that barefoot performances would result in increased contact areas, lower plantar pressures and more stable postures, when they are compared to performances with ballet slippers. Furthermore, we did not expect the different gesturing limb positioning to influence plantar pressure variables because they do not produce changes in the foot position; however, we expect the poses to affect center of pressure (COP) variables differently because the pattern of force transfer through the foot to the ground depends on the positioning of body segments and the conditions of the supporting foot.

* Corresponding author at: Federal University of São Carlos, Department of Physical Education, Rod. Washington Luiz, km 235, São Carlos 13565-905, SP, Brazil. Tel.: +55 1697133984; fax: +55 1633518294.

E-mail addresses: paulahlc@ufscar.br, paulahlc@gmail.com (P.H. Lobo da Costa).

2. Materials and methods

Fourteen experienced, non-professional, female ballet dancers aged between 15 and 25 years (mean age 18.4 ± 2.8 years, body height 162.8 ± 5.4 cm, body weight 57.8 ± 8.1 kg and body mass index 21.5 ± 2.8 kg/m²) without any musculoskeletal pain and impairment and that had practiced ballet for at least seven years volunteered to participate in this study. All dancers answered a questionnaire about their ballet training experience and previous foot injuries. Subjects were informed about the purpose and procedures of the study and were asked to provide their informed consent before the experimental procedures began. The research protocol was approved by the Ethics Committee of the Federal University of São Carlos (process number: 4060/2010).

In two experimental conditions, with slippers and barefoot, the ballet dancers performed the following balance poses standing on one foot: *attitude devant*, *attitude derrière* (Fig. 1), and *attitude a la second*. The dancers were instructed to hold the positions for 4 s. These positions require the body to be supported by the toes and metatarsal heads of the feet in a plantar flexed position of the ankle joint and must be mastered by experienced classical dancers.

Plantar pressure variables and the center of pressure (COP) applied to the supporting foot were quantified with a capacitive pressure measurement platform (EMED ST 4, Novel, Germany) at 50 Hz sampling rate and a spatial resolution of four sensors per square centimeter. Peak pressures (in kPa), contact areas (in cm²), COP oscillation areas (in cm²), anterior–posterior and medio-lateral COP oscillations (in cm) and velocities (in cm/s) were compared between experimental conditions (barefoot versus slippers) and the three different ballet poses. Center of pressure is defined as the point of application of the resultant vertical reaction forces under the feet, and it is the outcome of inertial forces and the restoring equilibrium forces of the postural control system [10]. Velocity measurements of the COP have been used to describe postural behavior [11] and have been shown to be reliable and valid [12].

A custom-written Matlab code (The MathWorks Inc., USA) was used to compute COP variables [13] in order to determine the postural demands in different conditions. After removing the mean by a de-trending operation the root-mean-squares of the anterior–posterior and medio-lateral COP trajectories were calculated to quantify the COP oscillations. COP velocities were calculated by differentiation of COP displacements over time in the anterior–posterior and medio-lateral directions. The COP oscillation area in the plane of the platform was fitted to an ellipse that contained 95% of that oscillation, with the axes (minor and major) calculated by principal component analysis [13].



Fig. 1. *Attitude derrière* performed barefoot in demi-pointe position. With permission.

Each dancer performed three valid trials of each ballet pose in a randomized order. The arm positions were standardized as follows: in *attitude devant* the gesturing leg is in front of the body, the contralateral arm is positioned in front of the body with a shoulder flexion of 90°, and the ipsilateral shoulder is abducted to the shoulder height; in *attitude derrière* the gesturing leg is behind the body, the ipsilateral arm is in front of the body with a shoulder flexion of 90°, and the contralateral shoulder is abducted to the shoulder level; in *attitude a la second* the gesturing leg is at one side and both arms are positioned with shoulder abduction to a height slightly lower than the shoulder level. Each subject adopted the required pose on the pressure platform, and then sampling was initiated.

The average of three successful trials was used for further analyses. For statistical analysis, the Statistical Package for Social Sciences (SPSS for Windows 10.01, IBM, USA) was used. The variables were first tested for normality with Kolmogorov–Smirnov and Shapiro–Wilk tests. A repeated measures Analysis of Variance with Bonferroni adjustments for multiple comparisons of the main effects was applied to the normally distributed data. Sphericity assumptions were violated for foot conditions, therefore degrees of freedom were corrected using Geisser/Greenhouse technique. Simple contrasts were tested for shoe conditions and poses, for which barefoot and *attitude derrière* were used as the control categories. Non-parametric Friedman tests were performed with the peak pressure variable. The significance level was determined for $p < 0.05$.

3. Results

According to the results of the questionnaire, the ballet dancers who participated in this study can be characterized as well-experienced, non-professional practitioners with more than seven hours of practice per week who were all affected by previous foot disorders that did not impose limitations for the measurements.

3.1. Shoe conditions effects

Barefoot performances produced significantly larger contact areas than performances with slippers: $F(1,13) = 22.45$, $p < 0.01$ (Table 1). Peak pressures were not significantly different when the poses were performed barefoot and with slippers (Table 1). Main effects for shoe conditions were also found for COP oscillation areas and anterior–posterior COP oscillations: $F(1,13) = 5.962$, $p = 0.03$ and $F(1,13) = 11.326$, $p = 0.005$, respectively. Significantly smaller COP oscillation areas and anterior–posterior COP oscillations were produced during the barefoot performances for *attitude devant* and *a la second* but not for *attitude derrière* (Table 2). There were no main effects of shoe conditions for medio-lateral COP oscillations, anterior–posterior and medio-lateral COP velocities (Table 2).

3.2. Ballet poses effects

Contact areas and peak pressures were not affected by the three different ballet poses (Table 1). Main effects for poses were found for areas of COP oscillations: $F(2,26) = 5.008$, $p = 0.01$. Among the ballet poses, *attitude derrière* produced significantly larger areas of COP oscillations than *attitude devant* and *a la second* only when performed barefoot (Table 2). When slippers were used, areas of COP oscillations were not significantly different. Main effects of poses were also found for anterior–posterior COP oscillations and medio-lateral COP velocities: $F(2,26) = 10.289$, $p = 0.001$ and $F(2,26) = 7.925$, $p = 0.002$, respectively. Among the three poses, *attitude derrière* produced the largest anterior–posterior COP oscillations when performed barefoot, but when performed with slippers the three poses were not significantly different. There were no significant differences among any ballet poses for medio-lateral COP oscillations and anterior–posterior COP velocities (Table 2). The highest medio-lateral COP velocity was found for *attitude derrière*. *Attitude a la second* produced the lowest medio-lateral COP velocities (Table 2).

Table 1
Means (\pm SD) for contact area and peak pressure for all conditions ($N=14$). NS, non significant difference.

Parameter/ballet poses	Barefoot mean (\pm SD)	Slippers mean (\pm SD)	p -Value: shoe conditions
Contact area (cm^2)			
<i>devant</i> (A)	55.75 (\pm 6.15)	51.90 (\pm 4.50)	0.005
<i>derrière</i> (B)	56.00 (\pm 6.71)	51.65 (\pm 4.50)	0.005
<i>a la second</i> (C)	54.75 (\pm 6.25)	50.34 (\pm 4.70)	0.005
<i>p</i> -Value: ballet poses	NS	NS	
Peak pressure (kPa)			
<i>devant</i> (A)	944.06 (\pm 245.44)	996.20 (\pm 209.13)	NS
<i>derrière</i> (B)	961.70 (\pm 233.85)	1004.89 (\pm 218.71)	NS
<i>a la second</i> (C)	976.20 (\pm 237.21)	1021.90 (\pm 202.40)	NS
<i>p</i> -Value: ballet poses	NS	NS	

3.3. Interaction effects

Interactions were found for COP area of oscillations: $F(2,26) = 4.620$, $p = 0.02$; anterior–posterior COP oscillations: $F(2,26) = 4.506$, $p = 0.02$; and medio-lateral COP velocities: $F(2,26) = 6.165$, $p = 0.006$. The interaction graphs (Fig. 2) show that the response patterns for shoe conditions were similar for *attitude devant* and *a la second*, but different for *attitude derrière*.

4. Discussion

Increased postural instabilities in ballet dancers were previously reported in the absence of vision [3,5] in more inexperienced dancers [5] and also in injured dancers [6]. When ballet dancers are balancing over a reduced area of support as in a *demi-pointe* position, the postural demands of single leg poses may be more critical and also affected by the gesturing leg position, a matter less investigated.

With respect to the stated hypotheses, barefoot performances produced larger contact areas by spreading the toes, which

resulted in better stability conditions, evidenced by smaller oscillation areas and anterior–posterior COP oscillations for *attitude devant* and *a la second*.

Attitude derrière is the most unstable pose in this study, which can be in part explained by the lack of visual guidance for the lower limb. Ballet dancers systematically practice facing the mirror and this situation provides visual feed-back to postural control to the detriment of proprioception [5]. Additionally, the ballet pose with the gesturing limb held to the rear is more unstable than poses with this limb held in the anterior and lateral directions, also when the poses are performed with the entire foot on the floor [5]. Shoe conditions did not affect the stability of *Attitude derrière*.

The lack of significant differences for contact areas and peak pressures among the three balance poses indicates that these variables are independent of the working leg positions. Peak pressures during the ballet poses were much higher than for normal walking [14], but only a prospective study would confirm the assumption that repetitive high pressures could lead to foot injuries and limited performance in ballet dancers. Studies addressing performance advantages for ballet dancers when

Table 2
Means (\pm SD) for area of COP oscillation, anterior–posterior and medio-lateral oscillations and velocities for all conditions ($N=14$). NS, non significant difference.

Parameter/ballet poses	Barefoot mean (\pm SD)	Slippers mean (\pm SD)	p -Value shoe conditions
Area of COP oscillation (cm^2)			
<i>devant</i> (A)	3.062 (\pm 0.950)	4.164 (\pm 1.320)	0.03
<i>derrière</i> (B)	3.740 (\pm 1.063)	3.734 (\pm 1.124)	NS
<i>a la second</i> (C)	2.695 (\pm 0.970)	3.280 (\pm 0.885)	0.03
<i>p</i> -Value $A \neq B$	0.03	NS	
<i>p</i> -Value $A \neq C$	NS	NS	
<i>p</i> -Value $B \neq C$	0.03	NS	
Anterior–posterior COP oscillation (cm)			
<i>devant</i> (A)	0.506 (\pm 0.077)	0.621 (\pm 0.120)	0.005
<i>derrière</i> (B)	0.585 (\pm 0.104)	0.587 (\pm 0.086)	NS
<i>a la second</i> (C)	0.446 (\pm 0.109)	0.520 (\pm 0.071)	0.005
<i>p</i> -Value $A \neq B$	0.02	NS	
<i>p</i> -Value $A \neq C$	NS	NS	
<i>p</i> -Value $B \neq C$	0.01	NS	
Medio-lateral COP oscillation (cm)			
<i>devant</i> (A)	0.529 (\pm 0.010)	0.570 (\pm 0.114)	NS
<i>derrière</i> (B)	0.596 (\pm 0.123)	0.575 (\pm 0.110)	NS
<i>a la second</i> (C)	0.530 (\pm 0.110)	0.548 (\pm 0.091)	NS
<i>p</i> -Value: ballet poses	NS	NS	
Anterior–posterior COP velocity (cm/s)			
<i>devant</i> (A)	3.074 (\pm 0.76)	2.937 (\pm 0.63)	NS
<i>derrière</i> (B)	3.480 (\pm 0.83)	3.212 (\pm 0.69)	NS
<i>a la second</i> (C)	3.095 (\pm 0.73)	3.102 (\pm 0.68)	NS
<i>p</i> -Value: ballet poses	NS	NS	
Medio-lateral COP velocity (cm/s)			
<i>devant</i> (A)	3.265 (\pm 0.81)	3.302 (\pm 0.61)	NS
<i>derrière</i> (B)	3.794 (\pm 0.83)	3.252 (\pm 0.66)	NS
<i>a la second</i> (C)	2.962 (\pm 0.85)	2.990 (\pm 0.57)	NS
<i>p</i> -Value $A \neq B$	NS	NS	
<i>p</i> -Value $A \neq C$	0.037	NS	
<i>p</i> -Value $B \neq C$	0.002	NS	

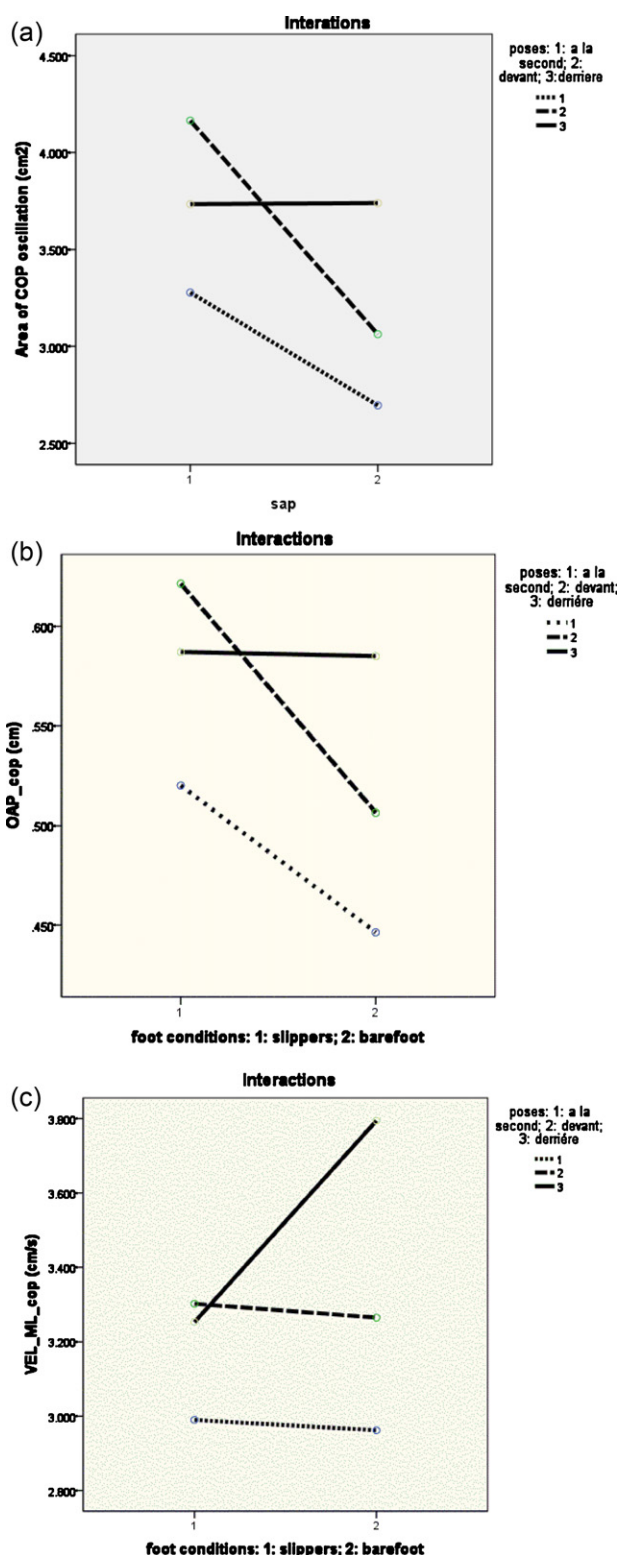


Fig. 2. Interaction plots. (a) Area of COP oscillation; (b) anterior–posterior COP oscillation; (c) medio-lateral COP velocities.

practicing barefoot should be of concern because this is already considered a protective mechanism against walking [15] and running injuries [16].

Attitude a la second produced smaller COP oscillation areas, lower anterior–posterior COP oscillations and lower COP medio-lateral velocities than the other poses indicating that this is the least challenging pose tested regarding postural stability demands.

This is in agreement with the directional character of the body's stability limits for this pose, which seeks equilibrium in the medio-lateral direction.

The fact that medio-lateral COP oscillations were not influenced by shoe conditions and working leg positioning indicates that hip abductors [17] and arms [18] may play important roles in controlling body stability in the frontal plane, aspects not controlled in this study. Medio-lateral COP oscillations increased in dancers with ankle sprains [6] when compared to individuals without dance training, an evidence that somatosensory receptors within the ligamentous structures play an important role for controlling stability [6].

COP velocities in the anterior–posterior directions were also not affected by lower limb positioning or shoe condition. Again, we can only speculate that postural adjustments related to arm positions, gesturing limb height and muscle activity of the supporting limb may have counterbalanced all inertial forces tending to move the center of mass beyond the stability limits in this direction and, consequently, the COP under the feet.

Reduced plantar sensation has been shown to increase medio-lateral COP velocities during unipedal stance and also in bipedal stance without vision [12]. Because the three poses were supported by the plantar metatarsal area, which is smaller than the entire foot area, and tested with slippers we expected to find a main effect of shoe conditions on COP medio-lateral velocities.

Pressure gradients sensed by skin sensors in different foot sole areas code for body verticality [19] and contribute to postural awareness. Wearing slippers may have limited the skin sensitivity and may explain the lack of differences in the COP variables. Furthermore, during the *demi-pointe* position the metatarsal heads must support most of the body weight of the dancers and are responsible for force distributions. In this regard, barefoot practice may preserve and stimulate tactile perception and improve balance training. Enhanced postural stability may be a protective mechanism against injuries in ballet [6,9] and barefoot practice may be used to implement a postural training.

The present study developed an analytical level of understanding of the stability demands of some single leg ballet poses performed in *demi-pointe*. We hope our results may bring benefits for teaching and practicing this art.

5. Conclusion

The use of slippers may have slightly compressed the feet and limited to some extent the plantar contact areas in this study. Contact areas and plantar pressures were not influenced by the different single leg ballet poses studied. Barefoot performances produced more stable poses and the stability among the ballet poses was only different when tested barefoot. There is also evidence that the stability demands for *attitude a la second* are the least challenging and for *attitude derriere* the most challenging of the poses tested.

Acknowledgements

We would like to thank the ballet dancers for their participation, Erica Engracia Valenti and Michel Ferrari for helping with data collection.

Conflict of interest statement

All authors have no financial and personal relationships with other people or organizations that could inappropriately influence their work.

References

- [1] Guillou E, Dupui P, Golomer E. Dynamic balance sensory motor control and symmetrical or asymmetrical equilibrium training. *Clinical Neurophysiology* 2007;118:317–24.
- [2] Schmit JM, Regis DI, Riley MA. Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes. *Experimental Brain Research* 2005;163:370–8.
- [3] Kiefer AW, Riley MA, Shockley K, Sitton CA, Hewett TE, Cummins-Sebree S, et al. *Gait and Posture* 2011;34:76–80.
- [4] Kilby MC, Newell KM. Intra- and inter-foot coordination in quiet standing: footwear and posture effects. *Gait and Posture* 2012;35:n511–6.
- [5] Bruyneel AV, Mesure S, Paré JC, Bertrand M. Organization of postural equilibrium in several planes in ballet dancers. *Neuroscience Letters* 2010;485:228–32.
- [6] Lin CF, Lee IJ, Liao JH, Wu HW, Su FC. Comparison of postural stability between injured and uninjured ballet dancers. *American Journal of Sports Medicine* 2011;39(6):1324–31.
- [7] Yan AF, Hiller C, Smith R, Vanwanseele B. Effect of footwear on dancers: a systematic review. *Journal of Dance Medicine and Science* 2011;15(2):86–92.
- [8] Ramsay JR, Riddoch MJ. Position-matching in the upper limb: professional ballet dancers perform with outstanding accuracy. *Clinical Rehabilitation* 2001;15(3):324–30.
- [9] Corsi-Cabrera M, Gutierrez L. Spacial ability in classical dancers and their perceptual style. *Perceptual and Motor Skills* 1991;71:399–402.
- [10] Lafond D, Duarte M, Prince F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *Journal of Biomechanics* 2004;37(9):1421–6.
- [11] Vuillerme N, Teasdale N, Nougier V. The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. *Neuroscience Letters* 2001;311:73–6.
- [12] Meyer PF, Oddsson LIE, De Luca CJ. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Experimental Brain Research* 2004;156(4):505–12.
- [13] Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1996;43(9):956–66.
- [14] Putti AB, Arnold GP, Cochrane LA, Abboud RJ. Normal pressure values and repeatability of the EMED ST4 system. *Gait and Posture* 2008;27(3):501–5.
- [15] D'Août KD, Pataky TC, DeClerq D, Aerts P. The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Science* 2009;1(2):81–94.
- [16] Lieberman D, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'andrea S, Davis IS, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* 2010;463(28):351–5.
- [17] Winter DA, Prince F, Stergiou P, Powell C. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology* 1996;75:2334–43.
- [18] Vernazza-Martin S, Martin N, Cincera M, Pedotti A, Massion J. Arm raising in humans under loaded vs. unloaded and bipedal vs. unipedal conditions. *Brain Research* 1999;846(1):12–22.
- [19] Roll R, Kavounoudias A, Roll JP. Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. *Neuroreport* 2002;13(15):1957–61.

1 Seção: Artigo Original

2

3 **Inicialização do passo na marcha infantil: estudo comparativo**

4

5 **Gait initiation in children: comparative study**

6

7 **Inicialização do passo infantil**

8

9 **Resumo**

10 **Objetivo:** Descrever, a partir do comportamento do centro de pressão (COP),
11 como a aquisição do andar independente em crianças influencia a inicialização
12 do passo. **Participantes:** 29 sujeitos divididos em três grupos: G15 (15 meses),
13 G3 (3 anos) e GA (adulto). **Variáveis:** Deslocamento anteroposterior (COPAP)
14 e mediolateral (COPML) do COP e velocidade média anteroposterior (VELAP)
15 e mediolateral (VELML) do COP durante a inicialização do passo e nas suas
16 três fases: 1-antecipatória, 2-1º passo, 3-2º passo. **Resultados:** COPAP_1,
17 COPAP_2, COPML_1 e COPML_2 foram menores no grupo G15 quando
18 comparadas aos grupos G3 e GA. VELAP_1 no grupo G15 foi maior que no
19 grupo GA, enquanto VELML_1 no grupo G15 foi menor que nos grupos G3 e
20 GA. **Conclusão:** O ajuste antecipatório é modesto em crianças com pouca
21 experiência com o andar independente, o que sugere uma estratégia distinta da
22 do adulto a fim de garantir o equilíbrio na inicialização do passo.

23

24 **Palavras-chave:** inicialização do passo; centro de pressão; desenvolvimento
25 da marcha; dinamometria.

1 **Abstract**

2 **Objective:** Describe, from the behavior of the center of pressure (COP), how
3 the acquisition of independent gait in children influences the gait initiation.

4 **Participants:** 29 subjects divided into three groups: G15 (15 months), G3 (3
5 years) and GA (adult). **Variables:** Anteroposterior (COPAP) and mediolateral
6 (COPML) displacements and anteroposterior (VELAP) and mediolateral
7 (VELML) mean velocities of the COP during the gait initiation and its three
8 phases: 1-anticipatory, 2-first step, 3-second step. **Results:** COPAP_1,
9 COPAP_2, COPML_1 e COPML_2 were smaller in the G15 group compared to
10 the G3 and GA groups. VELAP_1 in the G15 group was larger than in the GA
11 group, whereas VELML_1 in the G15 group was smaller than in the G3 and GA
12 groups. **Conclusion:** Anticipatory adjustment is modest in children with little
13 experience with independent gait, which suggests a different strategy to the
14 adult to ensure balance in gait initiation.

15

16 **Key-words:** gait Initiation; center of pressure; gait development; dynamometry.

17

18

INTRODUÇÃO

19 A postura de pé, parada, em apoio bipedal envolve movimentos lentos e
20 de pequenas amplitudes do centro de massa corporal, criando uma condição
21 denominada de equilíbrio quase estático. Nessa condição, o centro de massa
22 (COM) se mantém dentro dos limites da superfície de apoio.

23 No andar, o centro de massa está sempre fora da superfície de apoio,
24 exceto durante a fase de apoio duplo e, se considerada uma velocidade
25 constante de deslocamento, tem-se uma condição de equilíbrio dinâmico. O

1 termo "dinâmico" indica que o membro em balanço tem uma trajetória que
2 atingirá uma nova condição de equilíbrio durante a próxima fase de apoio.
3 ([Jian, Winter, Ishaq e Gilchrist, 1993](#)).

4 A inicialização do passo é definida como a transição da postura quase
5 estática de pé ao primeiro passo do movimento cíclico da marcha. Este
6 processo é mediado por um programa motor central que envolve ajustes
7 preparatórios necessários para propulsionar o corpo para a frente ([Malouin e
8 Richards 2000](#)). É uma tarefa que desafia o sistema de controle postural
9 (equilíbrio), enquanto a pessoa se move a partir do equilíbrio quase-estático
10 para a marcha, um processo recuperação contínua da condição de estabilidade
11 ([Halliday et al,1998](#)).

12 O centro de pressão (COP) é definido como o ponto de aplicação da
13 resultante das forças verticais que atuam na superfície de apoio. O COP
14 descreve o resultado coletivo do sistema de controle postural e da força de
15 gravidade e representa a resposta neuromotora à oscilação do centro de
16 massa ([Winter, 1995](#)). Se um pé está em contato com o solo, o centro de
17 pressão líquido está dentro da área de contato. Se ambos os pés estão em
18 contato com o solo, o COP líquido está localizado entre os dois pés,
19 dependendo da sobrecarga relativa atribuída a cada um. Quando apenas uma
20 plataforma de força é usada para o estudo do comportamento do centro de
21 pressão, apenas o COP líquido é avaliado.

22 Para a inicialização de um passo e de um novo ciclo do andar, deve
23 ocorrer uma transição da posição em pé parada para o primeiro passo ([Vrieling
24 et al,2008](#)). Nessa fase, enquanto o centro de massa é acelerado para a frente,
25 o centro de pressão começa a se mover posterior e lateralmente em direção ao

1 pé do membro de balanço e, logo após, move-se para o lado contralateral em
2 direção ao pé de apoio ([Jian, Winter, Ishac e Gilchrist, 1993](#)).

3 Os estudos sobre o processo de inicialização do passo em sua maioria
4 descrevem-no na população adulta, tendo como objetivo a compreensão das
5 limitações posturais em patologias, como a Doença de Parkinson, amputações
6 e envelhecimento ([Brunt et al, 2005](#); [Welter et al,2007](#); [Mancini et al,2009](#);
7 [Vrieling et al 2008](#)). Em crianças, a inicialização do passo foi pesquisada na
8 paralisia cerebral e na hemiplegia ([Stackhouse et al,2007](#); [Wicart et al,2006](#);
9 [Bih-Jen Hsue et all,2009](#)). A inicialização do passo e sua relação com o
10 processo de aquisição e desenvolvimento da marcha ainda é pouco estudada
11 em crianças típicas, sem desordens neuromusculares ou ortopédicas.

12 [Brenière, Bril e Fontaine \(1989\)](#) demonstraram que o comportamento
13 antecipatório de inicialização de um novo passo é pouco evidente em crianças
14 que andam de forma independente há seis meses e que um andar cíclico e
15 rítmico só pode ser reconhecido nessas mesmas crianças após pelo menos
16 quatro passos. Outras informações sobre o comportamento antecipatório ao
17 passo em crianças foram trazidas por [Malouin e Richards \(2000\)](#) e [Assaiante,](#)
18 [Woollacott e Amblard \(2000\)](#) que, além da cinética, investigaram a atividade
19 eletromiográfica em crianças entre quatro e seis anos, comparando-as com
20 adultos. [Ledebt, Bril e Brenière \(1998\)](#) descreveram as diferenças no padrão de
21 deslocamento do centro de pressão entre crianças em idade de dois, cinco e
22 oito anos e verificaram que a experiência de andar melhora a estabilidade
23 postural, necessária para alcançar o controle efetivo do processo de
24 inicialização do passo.

1 Neste contexto, o objetivo do presente estudo é descrever o processo de
2 inicialização do passo em crianças típicas que se encontrem na fase de
3 aquisição do andar independente. Espera-se que este estudo contribua para
4 revelar a capacidade infantil de lidar com o campo gravitacional e com o
5 equilíbrio dinâmico na transição da posição parada para o andar independente.
6 No contexto de aplicações clínicas, tal conhecimento pode ser futuramente útil
7 como referência para a identificação de padrões fisiológicos, colaborando na
8 tomada de decisões quanto a procedimentos de reabilitação motora de
9 distúrbios neurológicos ou de outra natureza que afetam a marcha em crianças.

11 METODOLOGIA

12 O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres
13 Humanos da Universidade xxxxxxxx conforme determina a resolução 196/96 do
14 Conselho Nacional de Saúde, sob o parecer xxxxxxxx.

16 Sujeitos

17 Participaram do estudo 29 sujeitos de ambos os sexos, com evidentes
18 diferenças quanto ao controle do andar, tendo em vista o grau de experiência
19 dado pela idade cronológica. Estes foram classificados em três grupos: G15
20 (grupo de 15 e 16 meses de idade: 10 crianças), G3 (grupo de 3 anos de idade:
21 9 crianças) e GA (grupo de adultos entre 20 e 25 anos: 10 adultos). Nenhum
22 dos sujeitos da amostra apresentava alterações aparentes de origem
23 neurológica ou ortopédica que os impedissem de participar dos procedimentos
24 experimentais. Todos os sujeitos do grupo G15 e G3 foram recrutados dos

1 postos de saúde da rede municipal de saúde de São Carlos e o GA foi
2 recrutado entre estudantes da UFSCar conforme mostra a Figura1.

3 (figura1)

4

5 **Procedimentos Experimentais**

6 Durante a inicialização do passo, as magnitudes das componentes das
7 forças de reação do solo e seus respectivos momentos foram mensurados por
8 uma plataforma de força BERTEC modelo 4060-08 (BERTEC Corporation,
9 USA).

10 Cinco tentativas foram realizadas ao longo de uma passarela
11 antiderrapante de quatro metros. Cada sujeito permaneceu de pé, parado
12 sobre a plataforma de força, com os pés afastados de modo confortável que
13 era reproduzido a cada tentativa. Após um sinal sonoro dado para o início da
14 atividade, o sujeito executou o passo sobre a plataforma, sempre com o pé
15 direito, e continuou a andar até o fim da passarela, a uma velocidade
16 autoselecionada. Com os grupos G15 e G3 utilizou-se brinquedos que foram
17 oferecidos pela mãe ou responsável que acompanhava a criança ao
18 laboratório, de maneira a estimulá-la a andar até o final da passarela, conforme
19 ilustrado na Figura 2. Os sujeitos estavam descalços e usavam short e
20 camiseta.

21 (figura 2)

22

23 **Variáveis Analisadas**

24 Foi elaborado um código em ambiente Matlab (Mathworks versão 8), a
25 fim de realizar o cálculo do centro de pressão e das variáveis de interesse. Os

1 dados brutos da plataforma de força foram amostrados a uma frequência de
2 100 Hz por canal e filtrados por meio de filtro Butterworth passa-baixa de
3 quarta ordem com frequência de corte de 5 Hz e de fase zero.

4 A posição instantânea do COP foi calculada considerando as
5 componentes da força de reação do solo, os momentos ao redor dos eixos
6 anteroposterior e mediolateral e os dados de calibração da plataforma de força,
7 conforme informado pelo fabricante.

8 O início do movimento foi definido identificando-se o instante no qual a
9 componente vertical da força de reação do solo excede o valor médio mais três
10 desvios padrões dos primeiros 1,5 s de postura quieta, enquanto o sujeito
11 permanecia sobre a plataforma esperando pelo sinal sonoro ([Hass et al., 2012](#);
12 [Uemura et al., 2012](#)).

13 O final do movimento foi definido como o instante de perda de contato do
14 pé de apoio com a plataforma de força, quando a componente vertical da força
15 de reação do solo caia a zero.

16 A trajetória do COP durante todo o processo de inicialização do passo foi
17 em seguida dividida em três fases ([Ledebt, et al., 1998](#) e [Malouin et al., 2000](#),
18 [Hass et al., 2012](#)) (figura 3):

19 Fase 1 – Antecipatória: do início do movimento até a posição mais lateral
20 do COP em direção ao pé de balanço,

21 Fase 2 - 1º Passo: do final da Fase 1 até a posição mais lateral do COP
22 em direção ao pé de apoio,

23 Fase 3 - 2º Passo: do final da Fase 2 até o final do movimento, quando o
24 COP desloca-se para frente.

25 As variáveis analisadas foram:

1 - Amplitude de Deslocamento do COP nas direções anteroposterior (COPAP) e
2 mediolateral (COPML), dada em centímetros;

3 - Velocidade média de deslocamento do COP nas direções anteroposterior
4 (VELAP) e mediolateral (VELML), dada em centímetros/segundo;

5 Os cálculos das variáveis relacionadas do comportamento do centro de
6 pressão foram feitos de acordo com [Winter \(1995\)](#). A amplitude de
7 deslocamento do COP foi calculada pela distância entre a posição máxima e
8 mínima nas direções mediolateral e anteroposterior, para a tarefa completa e
9 para cada uma das fases descritas.

10 As velocidades médias nas direções anteroposterior e mediolateral de
11 toda a tarefa e de cada fase foram calculadas pela soma da diferenciação do
12 deslocamento do COP , dividida pelo tempo total da tarefa e de de cada fase.

13 (figura 3)

14 As amplitudes de deslocamento e as velocidades médias do COP nas
15 direções anteroposterior e mediolateral foram avaliadas em cada fase:
16 COPAP_1, COPML_1, VELAP_1 e VELML_1, COPAP_2, COPML_2,
17 VELAP_2 e VELML_2 e COPAP_3, COPML_3, VELAP_3 e VELML_3,
18 respectivamente.

19 A análise estatística foi realizada no software Statistica 8.0 (Statsoft).
20 Após verificação da normalidade das distribuições e da homogeneidade dos
21 dados por meio do teste de Shapiro-Wilks, foram aplicados testes não
22 paramétricos de Kruskal-Wallis com post-hoc de Dunn, a fim de verificar
23 diferenças entre os três grupos para as variáveis selecionadas. Foi utilizado
24 como referência estatística o nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$). As
25 variáveis são apresentadas como média e desvio-padrão.

1

2

3

RESULTADOS

4

5 Neste estudo comparou-se a inicialização do passo entre crianças e
6 adultos, divididos em três grupos: o grupo G15 com 10 crianças de 15 a 16
7 meses de idade, o G3 com 9 crianças de 3 anos de idade e o grupo GA com 10
8 adultos de 20 a 25 anos de idade. A Tabela 1 apresenta a caracterização dos
9 grupos de 15 meses, 3 anos e adulto.

10 (Tabela 1)

Análise Global da Inicialização do Passo

12 A Tabela 2 apresenta os resultados do comportamento do COP durante
13 a inicialização do passo. Não houve diferenças estatisticamente significativas
14 entre os grupos para as variáveis COPAP e COPML e VELAP e VELML.

15 (Tabela 2)

16

Análise por Fases da Inicialização do Passo

18

Amplitude de Deslocamento do COP (AP e ML)

20 A figura 4 e tabela 3 apresentam a amplitude de deslocamento do COP
21 nas direções anteroposterior (AP) e mediolateral (ML) durante as três fases do
22 movimento de inicialização do passo.

23

Fase 1: Antecipatória

1 Os valores encontrados para COPAP_1 e COPML_1 no grupo G15
2 foram significativamente menores do que no grupo G3 e GA ($p=0,04$ e $p = 0,03$,
3 respectivamente).

4 ***Fase 2: Execução do 1º Passo***

5 Nesta fase os valores encontrados para a amplitude de deslocamento
6 COPAP_2 e COPML_2 no grupo G15 foram significativamente menores
7 quando comparados com o grupo G3 e GA ($p=0,04$ e $p=0,03$,
8 respectivamente).

9

10 ***Fase 3: Execução do 2º Passo***

11 Nesta fase os valores encontrados para a amplitude de deslocamento do
12 COPAP_3 no grupo G15 e G3 foram significativamente menores do que no
13 grupo GA ($p=0,04$). A amplitude de deslocamento COPML_3 não apresentou
14 diferença estatisticamente significativa entre os três grupos propostos no
15 presente estudo.

16 (figura 4)

17 (tabela 3)

18

19 ***Velocidade de Deslocamento do COP (AP e ML)***

20 A figura 5 e tabela 4 apresentam as velocidades médias de
21 deslocamento do COP na direção anteroposterior (AP) e mediolateral (ML)
22 durante as três fases do movimento.

23 ***Fase 1: Antecipatória***

24 Na fase antecipatória os valores encontrados para a velocidade
25 VELAP_1 no grupo G15 foram significativamente maiores do que no grupo GA

1 (p=0,05). Os valores encontrados para a velocidade VELML_1 no grupo G15
2 foram significativamente menores que no grupo G3 e GA (p=0,05).

3 ***Fase 2: Execução do 1º Passo***

4 Durante a execução do 1º passo os valores encontrados para VELAP_2
5 no grupo G15 foram significativamente maiores (p=0,05) do que no grupos G3
6 e GA. Não houve diferença significativa entre os três grupos para os valores de
7 VELML_2 (p=0,07).

8

9 ***Fase 3: Execução do 2º Passo***

10 Nesta fase da inicialização do passo os valores encontrados para a
11 VELAP_3 e VELML_3 não apresentaram diferenças estatisticamente
12 significativas nos três grupos propostos (p=0,06 e p=0,07, respectivamente).

13 (Figura 5)

14 (Tabela 4)

15

16

17

DISCUSSÃO

18

19 Neste estudo comparou-se o comportamento do centro de pressão
20 durante o processo de inicialização do passo entre crianças com 15 meses de
21 idade, 3 anos e adultos, a fim de se verificar como a experiência com o andar
22 afeta a transição da posição em pé parada para a marcha cíclica.

23 Esta relação entre experiência do andar e o comportamento do COP
24 durante a inicialização do passo sugere que quanto mais experiente o indivíduo
25 maior é a amplitude de deslocamento anteroposterior e mediolateral do COP,

1 como mostram as Tabelas 3 e 4. Nesse estudo, porém, esse aumento de
2 amplitude de deslocamento só foi observável quando o ciclo do movimento foi
3 subdivido em três fases do processo de inicialização do passo. As crianças
4 apresentaram amplitudes de deslocamento AP e ML do COP (Tabela 3)
5 menores do que as do grupo adulto, o que está de acordo com os dados de
6 [Malouin e Richards \(2000\)](#), que também dividiram o movimento em fases.

7

8

9 ***Fases da Inicialização do Passo***

10 Vários estudos subdividem a inicialização do passo em fases a
11 partir da cinemática do movimento ([Malouin e Richards, 2000](#)), porém, é
12 possível fazê-lo a partir dos dados da plataforma de força, obtendo de maneira
13 igualmente útil as distintas fases para análise. No presente estudo, as fases
14 foram identificadas exclusivamente a partir do comportamento do centro de
15 pressão (COP) líquido, obtido a partir de apenas uma plataforma de força
16 ([Ledebt et al., 1998](#); [Malouin e Richards, 2000](#); [Hass et al., 2012](#)).

17

18 ***Fase Antecipatória (Fase1)***

19 Essa fase da inicialização do passo é definida desde o início do
20 fenômeno dinâmico até a posição mais lateral do COP em direção ao pé de
21 balanço (Figura 3).

22 Esta fase antecipatória durante a inicialização do passo está relacionada
23 à aceleração do centro de massa (COM) em direção ao pé de apoio para
24 realização do 1º passo, antecedida pelo deslocamento lateral do COP em
25 direção ao pé de balanço. Este fenômeno é pouco estudado em crianças que

1 estão passando pelo processo de aquisição do andar independente. Alguns
2 poucos estudos ([Malouin et al., 2000](#)) sugerem que o ajuste antecipatório é
3 muito pouco evidente em crianças com uma experiência de seis meses de
4 andar independente, em parte porque essas crianças não se comportam
5 exatamente segundo o modelo do pêndulo invertido e, assim, ainda são pouco
6 eficientes na marcha. Portanto, a velocidade e a amplitude de deslocamento do
7 COP nas direções anteroposterior e mediolateral apresentam valores
8 significativamente menores quando comparados com crianças mais
9 experientes e adultos, fato também descrito por [Malouin e Richards, 2000](#).

10 Resultados semelhantes foram encontrados nesse estudo. Menores
11 amplitudes de deslocamento COPAP_1 e COPML_1 nesta fase no grupo G15
12 em relação às crianças mais experientes do grupo G3 e adultos do grupo GA
13 sugerem que nesse grupo, que inicia o andar independente, tendo uma
14 experiência de apenas três meses em média, o ajuste antecipatório ainda está
15 sendo construído com a experiência do andar.

16 Houve um aumento progressivo do COPAP_1 e COPML_1 entre os
17 grupos estudados, sugerindo um aumento progressivo na habilidade de
18 deslocar o COM, antecedido pelo deslocamento lateral e posterior do COP, e
19 que o grupo G15, com os menores valores encontrados, necessita preservar o
20 equilíbrio da postura em pé ([Ledebt et al., 1998](#); [Malouin e Richards, 2000](#)).

21 A velocidade anteroposterior do COP diminui progressivamente com a
22 idade entre os grupos estudados, e como esta velocidade está associada à
23 estabilidade postural, esse fato sugere maior estabilidade da postura em pé
24 antes de progredir para a ação de dar o passo, à medida que se adquire o
25 andar independente. Por outro lado, a velocidade mediolateral aumenta com a

1 idade, o que sugere uma transferência de peso mais efetiva para o membro de
2 apoio ao se deslocar o COM em direção a este ([Malouin e Richards,2000](#)).

3

4

5 ***Fase de Execução do 1º Passo (Fase 2)***

6 A fase de execução do 1º passo consiste no deslocamento mediolateral
7 do COP em direção ao pé de apoio, e coincide com a saída do calcanhar do pé
8 de balanço ([Malouin e Richards, 2000](#)).

9 Nesta fase, observa-se novamente um aumento progressivo com a
10 idade no deslocamento COPAP_2 e COPML_2. Um deslocamento COPML_2
11 maior nos adultos nessa fase parece estar associado a uma base de apoio
12 mais larga do que a das crianças, porém como a VELML_2 não é
13 estatisticamente diferente entre os grupos, isso sugere que o adulto desloca
14 mediolateralmente o COP nessa fase de forma mais controlada ([Mancini et al.](#)
15 [2009;Malouin e Richards, 2000](#)).

16 Por outro lado, o deslocamento COPAP_2 aumenta progressivamente
17 com a idade, de forma semelhante à Fase Antecipatória, porém a VELAP_2
18 também aumenta progressivamente nessa fase. Isso sugere que as crianças
19 ainda deslocam o COP na direção anteroposterior de maneira a preservar a
20 estabilidade da posição em pé, pois nessa fase o COM já está indo pra frente e
21 na direção do pé de apoio ([Winter,1995](#)). Os adultos já o fazem de forma mais
22 dinâmica, com deslocamento e velocidade anteroposteriores maiores do que as
23 das crianças.

24

25 ***Fase de Execução do 2º Passo (Fase 3)***

1 Na fase de execução do 2º passo, o COP está sob o pé de apoio e
2 desloca-se para frente sob a superfície plantar até a perda de contato do pé de
3 apoio. Essa fase também é chamada de fase de locomoção ([Hass et al., 2012](#)).

4 O deslocamento COPAP_2 no grupo GA apresentou valores
5 significativamente maiores que no grupo G15 e G3. Esse resultado é
6 consistente com o fato de que os adultos são maiores do que as crianças e já
7 realizam o passo com mais segurança e dinamismo.

8 Não há diferenças entre os grupos nas demais variáveis, o que sugere
9 que o segundo passo já é realizado utilizando estratégias semelhantes pelos
10 grupos estudados.

11 Pode-se perceber que nesta fase a velocidade de deslocamento
12 VEPAP_3, apesar de não significativa, também aumenta o que sugere uma
13 duração de execução do segundo passo semelhante entre os grupos,
14 consistente com dados encontrados na literatura ([Malouin e Richards, 2000](#) e
15 [Ledebt et al. 1998](#)).

16

17

CONCLUSÃO

18

19 Com a experiência do andar independente a criança torna-se cada vez
20 mais habilidosa devido ao aprimoramento de sua capacidade para avaliar as
21 condições do ambiente e agir de forma adaptativa, pois tem capacidade de
22 encontrar soluções dinâmicas, bem sucedidas e estáveis para a transição da
23 postura em pé parada ao primeiro passo .

24

25 Com base nos resultados deste estudo e considerando-se os grupos
estudados, pode-se concluir que uma maior amplitude de deslocamento do

1 COPAP durante as fases 1 e 2 da inicialização do passo no adulto resulta da
2 experiência com o andar independente. Até alcançar o padrão maduro
3 característico dessa tarefa, as crianças utilizam estratégias diferentes das do
4 adulto, a fim de garantir um controle do equilíbrio na transição da posição em
5 pé parada à marcha, que incluem menores amplitudes de deslocamento do
6 COPAP e COPML e menores velocidades VELML, sobretudo na fase
7 antecipatória, justamente quando o COM está sendo deslocado para o pé de
8 apoio.

9

10

REFERÊNCIAS

11 ASSAIANTE, C.; WOOLLACOTT, M.; AMBLARD, B. **The development of**
12 **postural anticipatory adjustments during initiation of gait: Kinematic and**
13 **EMG Analysis**. Journal of Motor Behavior, Vol 32, No 3, 211-226, 2000.

14

15 BIH-JEN HUSUE; FREEMAN MILLER; FON-CHIN SU. **The dynamic of the**
16 **children with cerebral palsy and typical developing during gait, Part I:**
17 **Spatial relationship between COM and COP trajectories**. Gait in Posture,
18 v.29, p. 465-470, 2009

19

20 BRENIÈRE, Y; BRIL, B; FONTAINE, R. **Analysis of the transition from**
21 **upright stance to steady-state locomotion in children with under 200 days**
22 **of autonomous walking**. Journal of Motor Behavior, v. 20, p. 41-60, 1989.

23

1 BRUNT,D.; SANTOS, V.; KIM, H.D.; LIGHT, K.; LEVY,C. **Initiation of**
2 **movement from quiet stance: comparison of gait and stepping in elderly**
3 **subjects of different levels of functional ability.** Gait in Posture, v.21 p. 297-
4 302, 2005.

5

6 HALLIDAY, SE; WINTER, DA; FRANK, JS; PATLA, AE; PRINCE, F. **The**
7 **initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects.** Gait
8 and Posture. v.8, p.8-14,1998.

9

10 HASS, C.J.; BUCKLEY, T.A.; PITSIKOULIS, C.; BARTHELEMY, E.J.
11 Progressive resistance training improves gait initiation in individuals with
12 Parkinson's disease. **Gait & Posture**, v. 35, p. 669-673, 2012.

13

14 JIAN, Y; WINTER, DA; ISHAC, MC; GILCHRIST, L. **Trajectory of the body**
15 **COG and COP during initiation and termination of gait.** Gait and Posture.
16 p.9-22, 1993.

17

18 LEDEBT, A; BRIL, B; BRENIÈRE, Y. The bild-up of anticipatory behavior: an
19 analysis of the development of gait initiation in children. **Experimental Brain**
20 **Research**, v. 120, p. 9-17, 1998.

21

22 MALOUIN F, RICHARDS CL. Preparatory adjustments during gait initiation in 4-
23 6-year-old children. **Gait and Posture**, v.11 p.239-253, 2000.

24

1 MANCINI M. ; ZAMPIERI C. ; CARLSON-KUHTA P. ; CHIARI L. ; HORAK F. B.
2 **Anticipatory postural adjustments prior to step initiation are hypometric**
3 **in untreated Parkinson's disease: an accelerometer – based approach.**
4 European Journal of Neurology, v.16, p.1028-1034, 2009.
5
6 STACKHOUSE, C; SHEWOKIS, PA; PIERCE, SR; SMITH,B; MCCARTHY,J;
7 TUCKER,C. **Gait initiation in children with cerebral palsy.** Gait and Posture,
8 v.26 p. 301-308, 2007.
9
10 UEMURA, K.; YAMADA, M.; NAGAI, K.; TANAKA, B.; MORI, S.; ICHIHASHI, N.
11 **Fear of falling is associated with prolonged anticipatory postural**
12 **adjustment during gait initiation under dual-task conditions in older**
13 **adults.** Gait & Posture, v. 35, p. 282-286, 2012.
14
15 VRIELING, AH ; Van KEEKEN, HG; SCHOPPEN, T; OTTEN, E;
16 HALBERTSMA, JPK; HOF, AL; POSTEMA, K. **Gait initiation in lower limb**
17 **amputees.** Gait and Posture, v. 27 p. 423-430, 2008.
18 WELTER, M.L.; DO, M.C.; CHASTAN, N.; TORNY, F.;BLOCH, F.; TEZENAS
19 DU MONTECEL S.; ET AL. **Control of vertical componentes of gait during**
20 **intiation of walking in normal adults and patients with progressive**
21 **supranuclear palsy.** Gait and Posture, v.26 p. 393-399, 2007.
22
23 WICART P.; MATON B. **Body equilibrium at the end of gait initiation:**
24 **importance of ankle muscular force as evidenced in clubfoot children.**
25 Neuroscie Letters,v.351,p:67-70,2003.

1

2 WINTER, D. A. **Anatomy, biomechanics and control of balance during**

3 **standing and walking.** Waterloo, Waterloo Biomechanics, 1995.

4

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22

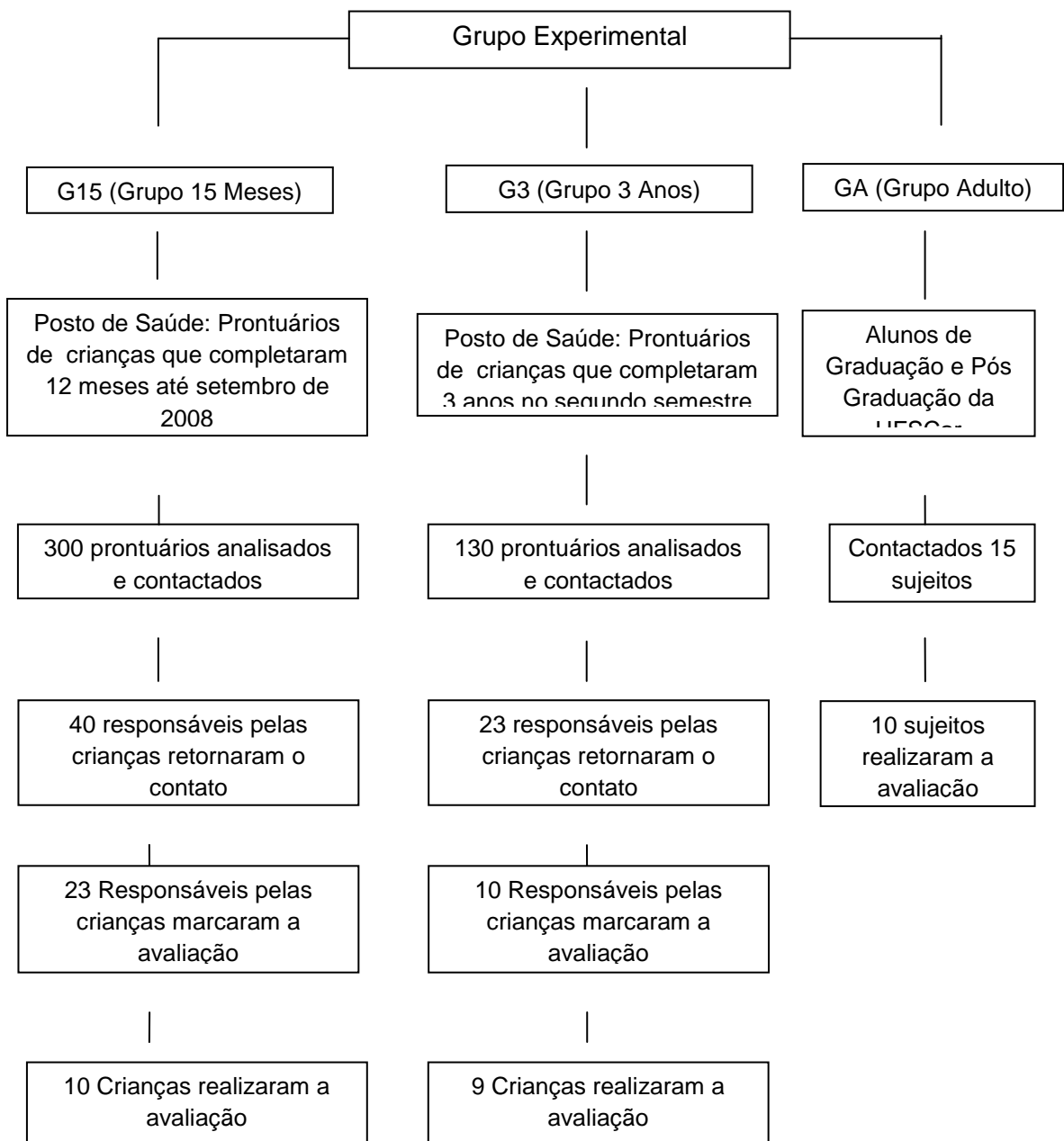
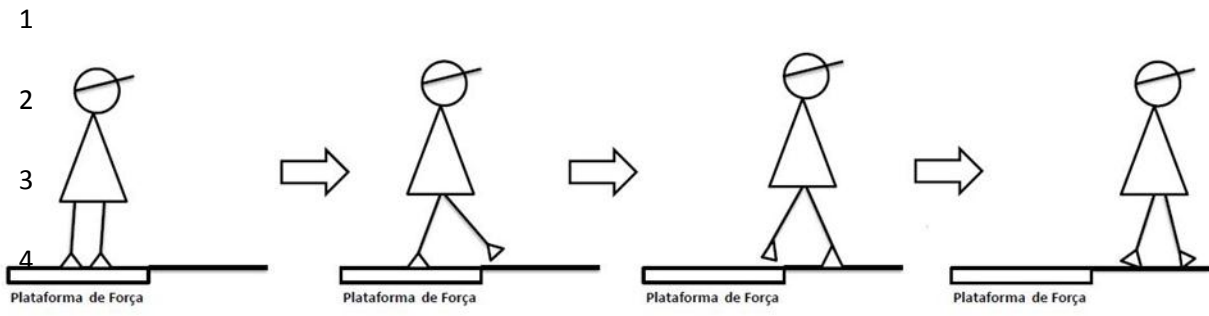


Figura 1: Fluxograma de recrutamento dos sujeitos

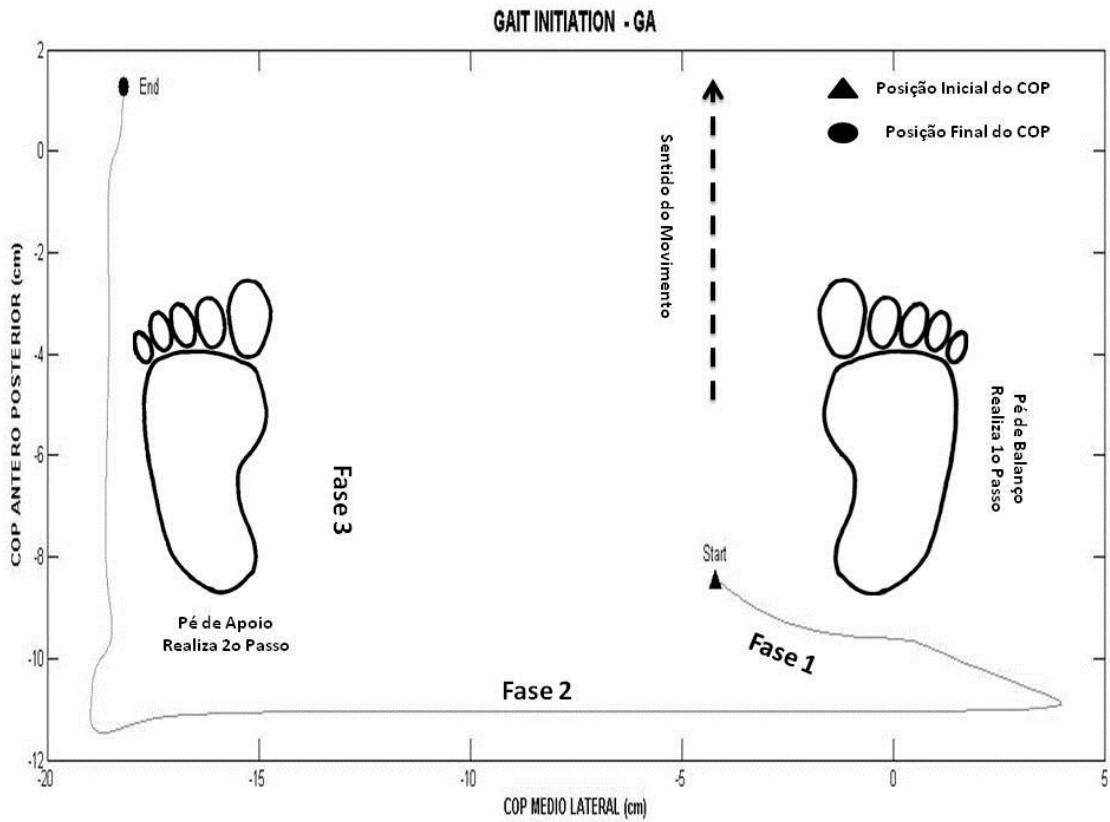


5

6

7 **Figura 2.** Arranjo experimental para o estudo da inicialização do passo.

8



1

2

3 **Figura 3:** Comportamento do COP durante a inicialização do passo no presente
 4 estudo. Fase 1: Antecipatória ; Fase 2: Execução do 1º passo; Fase 3: Execução do 2º
 5 passo.

6

7

8

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19

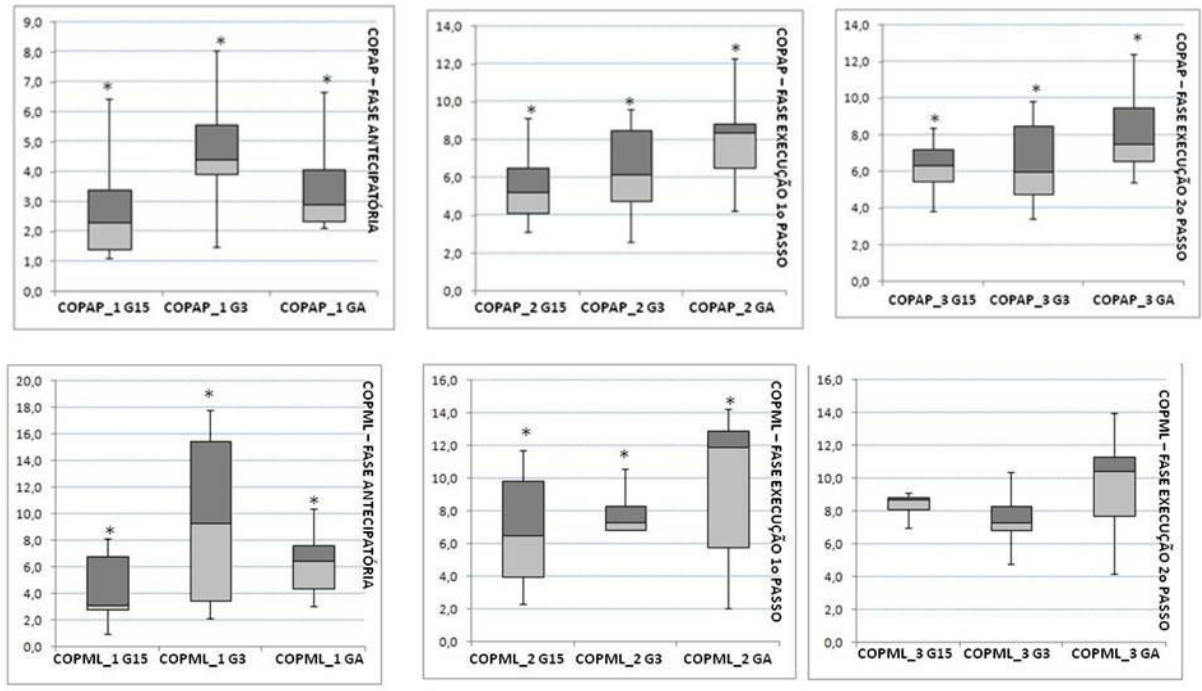


Figura 4: Média dos valores da amplitude de deslocamento do COP anteroposterior (AP) (cm) e mediolateral (ML) (cm) para o grupo 15 meses (G15), grupo 3 anos (G3) e grupo adulto (GA) durante as fases da inicialização do passo _1(fase 1), _2(fase 2) e _3(fase 3). *significativo post teste de Dunn (p < 0,05).

1

2

3

4

5

6

7

8

9

10

11

12

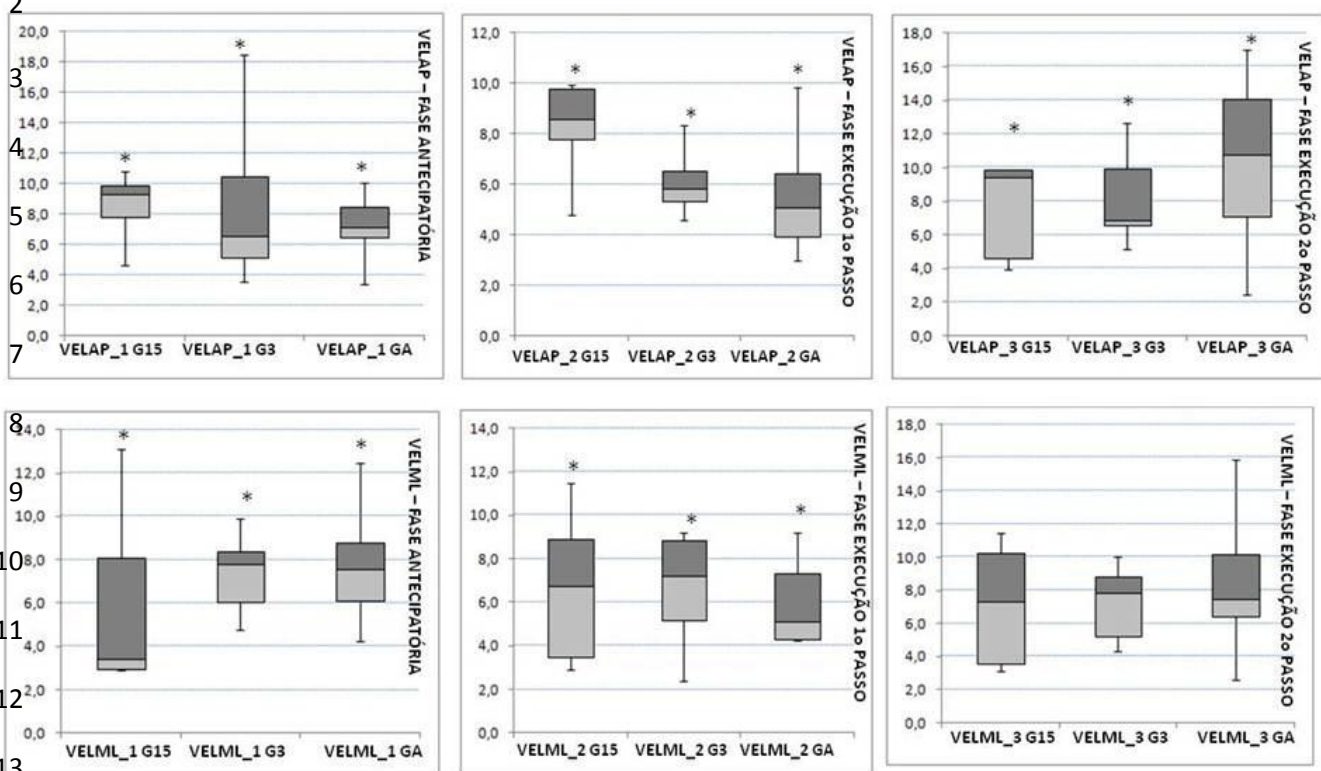
13

14

15

16 **Figura 5:** Média dos valores da velocidade de deslocamento do COP
17 anteroposterior(AP) (cm/s) e mediolateral (ML) (cm/s) para o grupo 15 meses (G15),
18 grupo 3 anos (G3) e grupo adulto (GA) durante as fases da inicialização do passo
19 _1(fase 1), _2(fase 2) e _3(fase 3). *significativo post teste de Dunn ($p < 0,05$).

20



1

Tabela 1. Características dos participantes do estudo:

Características	G15	G3	GA
Idade (anos)	15.3 ± 0.48*	3 ± 0.1	22.5 ± 1.77
Altura (m)	0.78. 2.08	0.98. ± 2.08	1.66. ± 0.92
Peso (kg)	11.91 ± 1.40	15.58 ± 2.68	64.23 ± 12.75
Tempo do Andar Independente (meses)	3 ± 2.12	24.27 ± 1.59	-----

2

*Idade foi expressa em meses. Dados expressos em média ± desvio-padrão.

3

4

1 **Tabela 2.** Resultados das variáveis relacionadas ao COP durante a Inicialização do
2 Passo.

3

Variáveis do COP	Grupo G15	Grupo G3	Grupo GA	Valor de P
COPAP(cm)	9,162 (\pm 3,015)	9,761 (\pm 5,434)	10,439 (\pm 2,894)	0,45
COPML(cm)	10,155 (\pm 4,992)	11,017 (\pm 3,960)	12,414 (\pm 1,504)	0,64
VELAP(cm/s)	8,434 (\pm 4,861)	8,529(\pm 4,828)	7,989 (\pm 3,948)	0,31
VELML(cm/s)	6,989 (\pm 3,948)	7,199 (\pm 1,810)	7,148 (2,341)	0,41

4

5 Os dados estão expressos em média \pm desvio padrão. AP: anteroposterior; ML:
6 mediolateral *significativo post teste de Dunn ($p < 0,05$).

7

8

1 **Tabela 3.** Resultados das variáveis relacionadas a amplitude de deslocamento do
 2 COP nas direções anteroposterior e mediolateral durante as fases da Inicialização do
 3 Passo

4

Variáveis do COP	Grupo G15	Grupo G3	Grupo GA	Valor de P
Fase Antecipatória				
COPAP(cm)	2,982 (±1,995)	4,773 (±2,306)	5,171 (±4,233)	0,04*
COPML(cm)	4,227 (±2,660)	9,644 (±5,708)	6,342(±2,377)	0,03*
Fase de Execução do 1º passo				
COPAP(cm)	5,697(±2,092)	6,539 (±2,388)	8,351 (±3,253)	0,04*
COPML(cm)	6,817 (±3,733)	8,015 (±1,690)	9,393(±4,731)	0,03*
Fase de Execução do 2º passo				
COPAP(cm)	6,360 (±1,436)	6,438 (±2,246)	9,075 (±2,132)	0,04*
COPML(cm)	7,612 (±2,361)	7,573 (±1,620)	8,614(±2,980)	0,06

5 Os dados estão expressos em média ± desvio padrão. ML: mediolateral; AP:
 6 anteroposterior. *significativo post teste de Dunn (p < 0,05).

7

8

1 **Tabela 4.** Resultados das variáveis relacionadas a velocidade média de deslocamento
2 do COP durante as fases da Inicialização do Passo

3

Variáveis do COP	Grupo G15	Grupo G3	Grupo GA	Valor de P
Fase Antecipatória				
VELAP(cm/s)	8,164 (±1,923)	6,234(±1,467)	5,445 (±1,918)	0,05*
VELML(cm/s)	5,584 (±3,551)	7,527 (±1,677)	8,025 (±2,590)	0,05*
Fase de Execução do 1º passo				
VELAP(cm/s)	7,946 (±3,666)	5,280(±2,806)	8,161 (±3,632)	0,05*
VELML(cm/s)	6,547 (±3,187)	6,631 (±2,371)	5,922 (±2,042)	0,07
Fase de Execução do 2º passo				
VELAP(cm/s)	7,603 (±2,782)	8,170(±2,451)	9,919 (±5,843)	0,06
VELML(cm/s)	7,093 (±3,343)	7,272 (±2,224)	8,231 (±3,785)	0,07

4 Os dados estão expressos em média ± desvio padrão. ML: mediolateral; AP:
5 anteroposterior. *significativo post teste de Dunn (p < 0,05).

6

7

8

1

2

Motriz. Revista de Educação Física. UNESP

CAPA SOBRE PÁGINA DO USUÁRIO PESQUISA ATUAL ANTERIORES NOTÍCIAS
 COMO SE CADASTRAR? COMO SUBMETER ARTIGO? S.E.F.R. BRCDIGIT@L INTERATIVA DO
 CAMPUS DE RIO CLARO BIBLIOTECA UNESP RIO CLARO VII CIEFMH XIII SPEF EDIÇÕES
 ANTERIORES NÃO DISPONÍVEIS EM SEER

Capa > Usuário > Autor > **Submissões Ativas**

Submissões Ativas

ATIVO ARQUIVO

ID	MM-DD ENVIADO	SEÇÃO	AUTORES	TÍTULO	SITUAÇÃO
6066	07-10	ART	da Silva Azevedo Nora, Henteschel...	INICIALIZAÇÃO DO PASSO NA MARCHA INFANTIL: ESTUDO...	EM AVALIAÇÃO

1 a 1 de 1 itens

Iniciar nova submissão

[CLIQUE AQUI](#) para iniciar os cinco passos do processo de submissão.



Filiada à Associação Brasileira de Editores Científicos a partir de 2010



Apoio financeiro da PROPE

[OPEN JOURNAL SYSTEMS](#)

[Ajuda do sistema](#)

USUÁRIO

Logado como:

fgnora

- [Meus periódicos](#)
- [Perfil](#)
- [Sair do sistema](#)

AUTOR

Submissões

- [Ativo \(1\)](#)
- [Arquivo \(0\)](#)
- [Nova submissão](#)

IDIOMA

Português (Brasil)

CONTEÚDO DA
REVISTA

Pesquisa

Todos

Pesquisar

Procurar

- [Por Edição](#)
- [Por Autor](#)
- [Por título](#)
- [Outras revistas](#)

TAMANHO DE FONTE

INFORMAÇÕES

- [Para leitores](#)
- [Para Autores](#)



Motriz. Revista de Educação Física. UNESP foi licenciada com uma Licença [Creative Commons - Atribuição 3.0.](#)

Motriz. Revista de Educação Física. UNESP, Rio Claro, SP, Brasil - eISSN: 1980-6574 > > > >

