



UNIVERSIDADE
ESTADUAL de LONDRINA

CRISTIANE REGINA COELHO CANDIDO

**ANÁLISE DE DIFERENTES PROCEDIMENTOS DE
AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL NA
PLATAFORMA DE FORÇA EM POSTURA BÍPEDE QUIETA**

CRISTIANE REGINA COELHO CANDIDO

**ANÁLISE DE DIFERENTES PROCEDIMENTOS DE
AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL NA
PLATAFORMA DE FORÇA EM POSTURA BÍPEDE QUIETA**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física da Universidade Estadual de Maringá e Universidade Estadual de Londrina, como requisito parcial à obtenção do título de Doutora em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Victor Hugo Alves Okazaki

Londrina
2018

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

Candido, Cristiane Regina Coelho .

Análise de diferentes procedimentos de avaliação do controle postural na plataforma de força em postura bípede quieta / Cristiane Regina Coelho Candido. - Londrina, 2018. 176 f. : il.

Orientador: Victor Hugo Alves Okazaki.

Tese (Doutorado em Educação Física) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Educação Física e Esportes, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2018. Inclui bibliografia.

1. Equilíbrio Postural - Tese. 2. Série Temporal - Tese. 3. Limites de Estabilidade - Tese. 4. Instabilidade Postural - Tese. I. Okazaki, Victor Hugo Alves . II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Educação Física e Esportes. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. III. Título.

CRISTIANE REGINA COELHO CANDIDO

**ANÁLISE DE DIFERENTES PROCEDIMENTOS DE AVALIAÇÃO DO
CONTROLE POSTURAL NA PLATAFORMA DE FORÇA EM
POSTURA BÍPEDE QUIETA**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física - UEM/UEL como requisito parcial à obtenção do título de Doutora em Educação Física. Universidade Estadual de Londrina.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Victor Hugo Alves Okazaki
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof. Dr. Luis Mochizuki
Universidade de São Paulo - USP

Profa. Dra. Andréa Cristina de Lima
Universidade de São Paulo - USP

Prof. Dr. Felipe Arruda Moura
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Profa. Dra. Juliana Baylux Dascal
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Londrina, 18 de outubro de 2018.

Dedico este trabalho aos pais José e
Nilda pela doação do amor verdadeiro.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por Vossa infinita bondade, por se fazer presente em todos os momentos da minha vida.

Agradeço aos pais, José e Nilda, por todos os ensinamentos, por acreditarem em mim, por me apoiarem em todas as minhas escolhas e principalmente, por todo amor, carinho e dedicação.

Agradeço ao Bruno, marido, amigo, companheiro, parceiro, que esteve presente fielmente todos os dias me apoiando com amor e amizade na vida pessoal e no desenvolvimento da tese. Obrigada por superar comigo todos os meus, seus e nossos conflitos, formando e fortalecendo a nossa família.

Agradeço ao Orientador, Professor Doutor Victor Hugo Alves Okazaki, não só pela constante orientação e dedicação neste trabalho, como também por toda contribuição na minha formação acadêmica e profissional. Obrigada por toda concessão de conhecimento durante todos estes anos que passamos juntos.

Aos Avaliadores, Professor Doutor Luis Mochizuki, Professora Doutora Andrea Cristina Lima, Professora Doutora Juliana Baylux Dascal, Professor Doutor Felipe Arruda Moura e Professor Doutor Rubens Alexandre da Silva Junior pela leitura atenta, disponibilidade e pelas importantes contribuições no desenvolvimento destes estudos.

Aos participantes da tese e do estudo piloto pela disponibilidade, confiança e credibilidade depositada na realização destes estudos.

Ao Bruno, mais uma vez, pela colaboração integral nas coletas de dados.

Ao grupo Neurociência Motoras (NEMO) e ao Programa de Educação Tutorial da Educação Física (PET-EF) da Universidade Estadual de Londrina pela contribuição acadêmica e pela disponibilidade da infraestrutura e materiais.

Ao Anderson Guimarães pela disponibilidade em me auxiliar com algumas dúvidas no processamento dos dados.

Aos colegas da pós-graduação do grupo NEMO, Bruno, Anderson,

Alessandra, Leonardo, Vitor, Alexandre, Robson pelas contribuições nas discussões sobre a construção, desenvolvimento e finalização da tese.

Gostaria de agradecer à família, em especial, o irmão Lucas, as tias, Neide, Lourdes e Rute, a vó Luíza, a sogra Fani e a cunhada Evelyn pelo incentivo, confiança e orações.

Gostaria de agradecer as amigas Rita, Carol e Ariadne pela amizade sincera e por serem desde sempre inspirações e incentivadoras dos meus sonhos.

Gostaria de agradecer aos amigos que fizeram e fazem parte da minha vida, em destaque as “Tinguasetes” e os “Tinguás”.

Gostaria de agradecer aos amigos do trabalho que passaram por mim neste processo de doutoramento, os Professores da Faculdade Dom Bosco Márcia Dib, Bruno Faquin, Edirley, Fábio Cheche, Ricardo Oliveira, Larissa, Marcelo, Rittha Canedo, Silvana, Crisieli, Melissa, Thaísa, os Professores da Escola Municipal Cecília Meireles de Cambé, Victor, Andrea, Marisa, Camila, Emili, Emília, Lucilene, Valéria Cristina, Juliano, os professores da Escola Municipal Lourdes Gobi de Cambé, Andressa, Alessandra, Mayara, Rosely, Roberta, Katiane, Reni, Lourdes, o Professor da rede Municipal de Cambé Rafael Assad e os outros que não citei o nome mas que sempre acreditaram no meu trabalho. Muito obrigada.

Ao Jack, o “filhusco” de pelo por oito anos de amor e dedicação. Obrigada por todas as lambidas de carinho. Ao Jon, o mais novo “filhusco” de pelo, por me mostrar que é normal ser diferente.

A secretária Ivone, sempre atenciosa, por toda disponibilidade e orientações sobre os procedimentos burocráticos do nosso Programa.

Ao Programa de Pós-graduação em Educação Física UEM/UEL e os Professores pela contribuição na minha formação acadêmica.

E por fim, agradeço a Deus, mais uma vez, por ter colocado todas estas pessoas na minha vida.

Obrigada!

Aqueles que passam por nós não vão sós.
Deixam um pouco de si, levam um pouco de
nós.

Antoine de Saint-Exupéry

CANDIDO, Cristiane Regina Coelho. **Análise de diferentes procedimentos de avaliação do controle postural na plataforma de força em postura bípede quieta.** 2018. 177 f. Tese de Doutorado em Educação Física – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2018.

RESUMO

O objetivo da presente tese foi analisar diferentes procedimentos de avaliação do controle postural na plataforma de força em postura bípede quieta com e sem informação visual em adultos jovens. A tese foi composta por cinco estudos. O primeiro estudo de revisão sistemática analisou o comportamento dos parâmetros do centro de pressão (COP) em função da série temporal, das características antropométricas, dos limites de estabilidade funcional e da instabilidade em postura bípede quieta. A partir desta revisão, foram identificadas as lacunas para orientar as diretrizes metodológicas dos experimentos subsequentes. O segundo estudo comparou os parâmetros do COP entre diferentes durações de série temporal (30, 60, 120 e 180 s) e períodos de adaptação (0, 5, 10 e 20 s) com e sem informação visual. Os resultados sugeriram um período adequado de avaliação em postura bípede quieta de 70 s, sendo 10 s de período de adaptação e 60 s de série temporal de análise. O terceiro estudo testou a relação entre os parâmetros do COP em postura bípede quieta e as características antropométricas (estatura, massa corporal, índice de massa corporal, circunferência de cintura, circunferência de quadril, relação cintura e quadril e área da base de suporte (bordas dos pés) nas condições com e sem visão em adultos jovens. As características antropométricas não foram intervenientes na análise do controle postural de postura bípede quieta em adultos jovens. O quarto estudo testou a utilização dos limites de estabilidade funcional como referenciais no procedimento de normalização dos parâmetros do COP em postura bípede quieta nas condições com e sem visão em homens e mulheres adultos jovens. O procedimento de normalização baseado nos limites de estabilidade pode eliminar diferenças interindividuais referente a capacidade de utilizar os limites máximos de estabilidade funcional e destacar os efeitos de sexo e de informação visual. O quinto estudo identificou diferentes mecanismos de adaptação dos parâmetros do COP frente à oclusão visual na postura bípede quieta em adultos jovens. Foram identificados quatro diferentes mecanismos de adaptação referente ao comportamento de oscilação dos parâmetros do COP decorrente da oclusão visual, o que sugere que as adaptações em postura bípede quieta não estão relacionadas com uma resposta padrão de aumento da oscilação dos parâmetros do COP. Portanto, a padronização na seleção do período de análise e o controle de variáveis intervenientes por meio de um procedimento de normalização podem minimizar a variabilidade dos parâmetros do COP e, conseqüentemente, auxiliar na compreensão de como os diferentes comportamentos dos parâmetros do COP refletem os mecanismos de controle postural em postura bípede quieta com e sem informação visual de adultos jovens.

Palavras-chave: Equilíbrio Postural. Série Temporal. Antropometria. Limites de Estabilidade. Instabilidade Postural.

CANDIDO, Cristiane Regina Coelho. **Analysis of different procedures of postural control evaluation on the force platform in quiet biped posture.** 2018. 177 p. Doctoral Thesis in Physical Education – State University of Londrina, Londrina, 2018.

ABSTRACT

The aim of the present thesis was to analyze different procedures of postural control assessment in the force platform during quiet bipedal posture with and without visual information in young adults. The thesis was composed of five studies. The first study was a systematic review that analyzed the behavior of center of pressure (COP) parameters as a function of time series, anthropometric characteristics, functional stability limits, and instability in quiet bipedal posture. From this review, the gaps were identified to guide the methodological guidelines of subsequent experiments. The second study compared the COP parameters between different time series durations (30, 60, 120 and 180 seconds) and adaptation periods (0, 5, 10 and 20 seconds) with and without visual information. The results suggested an adequate period of evaluation in a quiet biped posture of 70 seconds, with 10 seconds of adaptation period, and 60 seconds of temporal series of analysis. The third study tested the relationship between COP parameters in quiet bipedal posture and anthropometric characteristics (height, body mass, body mass index, waist circumference, hip circumference, waist and hip ratio, and the feet's support base area) in the conditions with and without vision in young adults. The anthropometric characteristics did not influence the analysis of postural control of quiet biped posture in young adults. The fourth study tested the use of the limits of functional stability as reference in the normalization procedure of the COP parameters during quiet bipedal posture in the conditions with and without vision in men and women young adults. The normalization procedure based on stability limits can eliminate individual differences regarding the ability to use the maximum limits of functional stability and highlight the effects of sex and visual information. The fifth study identified different mechanisms of adaptation of COP parameters to visual occlusion in the quiet bipedal posture in young adults. Four different adaptation mechanisms were identified regarding the oscillation behavior of COP parameters as a result of visual occlusion, suggesting that adaptations in quiet bipedal posture are not related to a standard response of increasing oscillation of the COP parameters. Therefore, the standardization for the selection of the period of analysis and the control of intervening variables through a standardization procedure can minimize the variability of COP parameters and, consequently, can help understanding how the different behaviors of the parameters of the COP reflect the mechanisms of postural control in quiet bipedal posture with and without visual information of young adults.

Key words: Postural Balance. Temporal Series. Anthropometry. Functional Stability Limits. Postural Instability.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Fluxograma das etapas de seleção dos artigos.	31
Figura 2.	Períodos iniciais de adaptação (0, 5, 10 e 20 s) e séries temporais analisadas a partir de 200 s de avaliação.	65
Figura 3.	Comportamento descritivo em média relativa (%) dos parâmetros do COP distância média total (DTM), área (AREA), velocidade média total (VMT), amplitude (AMPap; AMPml), <i>root means square</i> (RMSap; RMSml), desvio padrão (DPap; DPml) e velocidade média (VMap; VMml) das Séries Temporais e Períodos de adaptação nas condições com e sem visão.....	89
Figura 4.	Comportamento descritivo em média (Hz) dos parâmetros do COP frequência de 50% (F50ap; F50ml), frequência de 80% (F80ap; F80ml), frequência média (Fmediaap; Fmediaml) e frequência pico (Fpicoap; Fpicoml) das Séries Temporais e Períodos de adaptação nas condições com e sem visão.....	90
Figura 5.	Classificação dos grupos de acordo com as funções discriminantes canônicas.	150

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Estudos que manipularam a duração da série temporal na análise do controle postural.	33
Tabela 2.	Estudos que utilizaram as características antropométricas e/ou composição corporal como variáveis independentes, co-variáveis ou parâmetro no procedimento de normalização dos dados na análise do controle postural.	37
Tabela 3.	Estudos que analisaram os limites de estabilidade no controle postural.	42
Tabela 4.	Média (Intervalo de Confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP distância total média (DTM), área (AREA) e velocidade média total (VMT) nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).	71
Tabela 5.	Média (Intervalo de confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP na direção anteroposterior amplitude (AMPap), <i>root mean square</i> (RMSap), desvio padrão (DPap) e velocidade média (VMap) nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).	74
Tabela 6.	Média (Intervalo de confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP na direção médio-lateral amplitude (AMPml), <i>root mean square</i> (RMSml), desvio padrão (DPml) e velocidade média (VMml) nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).	78
Tabela 7.	Média (Intervalo de confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP na direção anteroposterior frequência mediana (F50ap), frequência de 80% (F80ap), frequência média (Fmediaap) e Frequência pico (Fpicoap)	

	nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).	82
Tabela 8.	Média (Intervalo de confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP na direção médio-lateral frequência mediana (F50ml), frequência de 80% (F80ml), Frequência média (Fmediaml) e Frequência pico (Fpicoml) nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).	86
Tabela 9.	Coeficiente de Correlação Intraclasse (Intervalo de Confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP distância média total (DTM), área (AREA) e velocidade média total (VMT) entre as três tentativas nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).	93
Tabela 10.	Coeficiente de Correlação Intraclasse (Intervalo de Confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP na direção anteroposterior amplitude (AMPap), <i>root means square</i> (RMSap), desvio padrão (DPap) e velocidade média (VMap) entre as três tentativas nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).	94
Tabela 11.	Coeficiente de Correlação Intraclasse (Intervalo de Confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP na direção médio-lateral amplitude (AMPml), <i>root means square</i> (RMSml), desvio padrão (DPml) e velocidade média (VMml) entre as três tentativas nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).	96

Tabela 12.	Coeficiente de Correlação Intraclasse (Intervalo de Confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP na direção anteroposterior frequência de 50% (F50ap), frequência 80% (F80ap), frequência média (Fmediaap) e frequência pico (Fpicoap) entre as três tentativas nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).....	98
Tabela 13.	Coeficiente de Correlação Intraclasse (Intervalo de Confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP na direção anteroposterior frequência de 50% (F50ap), frequência 80% (F80ap), frequência média (Fmediaap) e frequência pico (Fpicoap) entre as três tentativas nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).....	100
Tabela 14.	Coeficientes das análises de Regressão Linear Múltipla dos parâmetros do COP na direção anteroposterior amplitude média (AMPap), velocidade média (VMap), frequência de 80% (F80ap) e frequência média (Fmediaap) nas condições com visão (cv) e sem visão (sv).....	119
Tabela 15.	Coeficientes estatísticos da análise comparativa entre homens e mulheres dos dados não normalizados e normalizados dos parâmetros de COP na direção anteroposterior de amplitude média (AMPap), velocidade média (VMap), frequência de 80% (F80ap) e frequência média (Fmediaap) nas condições com visão (cv) e sem visão (sv).	120
Tabela 16.	Coeficiente de Correlação Intraclasse (Intervalo de confiança de 95% inferior e superior) entre as três tentativas dos parâmetros do COP na direção anteroposterior da amplitude média (AMPap), velocidade média (VMap), frequência de 80% (F80ap) e frequência	

	média (Fmediaap) nas condições com visão (cv) ou sem visão (sv).....	121
Tabela 17.	Coeficientes estatísticos da análise de EEG de dois fatores (sexo e informação visual) dos dados não normalizados e normalizados dos parâmetros de COP de distância total (DT), distância média total (DTM), velocidade média total (VMT) e velocidade média anteroposterior (VMap).....	136
Tabela 18.	Coeficientes estatísticos da análise de EEG dos fatores sexo e informação visual dos dados não normalizados e normalizados dos parâmetros de COP de área (AREA), amplitude anteroposterior (AMPap), amplitude médio-lateral (AMPml), <i>root means square</i> anteroposterior (RMSap), <i>root means square</i> médio-lateral (RMSml), desvio padrão anteroposterior (DPap), desvio padrão médio-lateral (DPml) e velocidade média médio-lateral (VMml).....	137
Tabela 19.	Coeficiente de Correlação Intraclasse (intervalo de confiança de 95% inferior e superior) do dos parâmetros do COP de distância total (DT), distância média total (DTM), velocidade média total (VMT) e velocidade média anteroposterior (VMap) nas condições com visão (cv) e sem visão (sv).....	138
Tabela 20.	Coeficientes padronizados da correlação canônica das duas funções significantes.....	150

TABELA DE ESQUAÇÕES

Equação 1.	$COP_{ap} = (My - (z_{off} * F_x)) / F_z$	64
Equação 2.	$COP_{ml} = (M_x - (z_{off} * F_y)) / F_z$	64
Equação 3.	$COP_{ap} = (My - (z_{off} * F_x)) / F_z$	116
Equação 4.	$COP_{ml} = (M_x - (z_{off} * F_y)) / F_z$	116
Equação 5.	$AMP_{ap} (sv) = 0,788 + 0,293 \times \text{circunferência de cintura}$	118
Equação 6.	$VMap (cv) = 2,42 + 0,048 \times \text{massa corporal}$	118
Equação 7.	$VMap (sv) = -0,935 + 0,103 \times \text{circunferência de cintura}$	119
Equação 8.	$F80_{ap} (cv) = 0,296 + 0,045 \times \text{circunferência de cintura}$	119
Equação 9.	$F_{mediaap} (cv) = 0,425 + 0,024 \times \text{circunferência de cintura}$	119
Equação 10.	$COP_{ap} = (My - (z_{off} * F_x)) / F_z$	132
Equação 11.	$COP_{ml} = (M_x - (z_{off} * F_y)) / F_z$	132
Equação 12.	$COP_{ap} = (My - (z_{off} * F_x)) / F_z$	147
Equação 13.	$COP_{ml} = (M_x - (z_{off} * F_y)) / F_z$	147

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AMPap	Amplitude na direção anteroposterior
AMPml	Amplitude na direção médio-lateral
Ap	Anteroposterior
AREA	95% da elipse da área
CCI	Coefficiente de Correlação Intraclasse
CEFE	Centro de Educação Física e Esportes
COM	Centro de Massa
COP	Centro de Pressão
COPap	Centro de Pressão anteroposterior
COPml	Centro de Pressão médio- lateral
DTM	Distância Total Média
DP	Desvio Padrão
DPap	Desvio Padrão na direção anteroposterior
DPml	Desvio Padrão na direção médio-lateral
DT	Distância Total
EEG	Equações de Estimativa Generalizada
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
Fmedia	Frequência Média
Fmediaap	Frequência média anteroposterior
Fmediaml	Frequência média médio-lateral
Fpico	Frequência Pico
Fpicoap	Frequência Pico anteroposterior
Fpicoml	Frequência Pico médio-lateral
Fx	Força na direção anteroposterior
Fy	Força na direção médio-lateral
Fz	Força na direção vertical
F50	Frequência Mediana
F50	Frequência Mediana anteroposterior
F50	Frequência Mediana médio-lateral
F80	Frequência média de 80%
F80	Frequência média de 80% anteroposterior
F80	Frequência média de 80% médio-lateral

IMC	Índice de Massa Corporal
IPAQ	<i>International Physical Activity Questionnaire</i>
LAPEB	Laboratório de Pesquisa e Ensino em Biomecânica
MI	Médio-lateral
Mx	Momento na direção anteroposterior
My	Momento na direção médio-lateral
Mz	Momento na direção vertical
RMS	<i>Root Means Square</i>
RMSap	<i>Root Means Square</i> na direção anteroposterior
RMSml	<i>Root Means Square</i> na direção médio-lateral
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UEL	Universidade Estadual de Londrina
UEM	Universidade Estadual de Maringá
VMap	Velocidade Média na direção anteroposterior
VMml	Velocidade Média na direção médio-lateral
VMT	Velocidade Média Total

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
2	PRIMEIRO ESTUDO (REVISÃO): COMPORTAMENTO DOS PARÂMETROS DO CENTRO PRESSÃO EM FUNÇÃO DE DIFERENTES SÉRIES TEMPORAIS, CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS, COMPOSIÇÃO CORPORAL, LIMITES DE ESTABILIDADE FUNCIONAL E INSTABILIDADE NO CONTROLE POSTURAL EM POSTURA BÍPEDE QUIETA: REVISÃO SISTEMÁTICA	26
2.1	Introdução	27
2.2	Método	29
2.2.1	Estratégia de Busca	29
2.2.2	Pesquisas Eletrônicas.....	30
2.2.3	Pesquisas em Outros Recursos.....	30
2.2.4	Critérios de Seleção.....	30
2.2.5	Procedimentos de Extração e Gerenciamento dos Artigos	31
2.3	Resultados	32
2.3.1	Duração da Série Temporal na Análise do Controle Postural	32
2.3.2	Antropometria e Composição Corporal na Análise do Controle Postural.....	36
2.3.3	Análise dos Limites de Estabilidade no Controle Postural	41
2.3.4	Relação entre o Comportamento dos Parâmetros do COP e Instabilidade Postural.....	44
2.4	Discussão.....	44
2.4.1	Duração da Série Temporal na Análise do Controle Postural	44
2.4.2	Antropometria e Composição Corporal no Controle Postural.....	47
2.4.3	Limites de Estabilidade Funcional na Análise do Controle Postural.....	52
2.4.4	Relação entre o Comportamento dos Parâmetros do Centro de Pressão e Instabilidade Postural.....	55
2.5	Conclusão	56

3	SEGUNDO ESTUDO (EXPERIMENTO I): AVALIAÇÃO POSTUROGRÁFICA EM POSTURA BÍPEDE QUIETA DEPENDE DA INTERAÇÃO ENTRE SÉRIE TEMPORAL E PERÍODO INICIAL DE ADAPTAÇÃO.	58
3.1	Introdução	59
3.2	Método	61
3.2.1	Caracterização do Estudo	61
3.2.2	Delineamento	61
3.2.3	Cálculo do Tamanho da Amostra	62
3.2.4	Caracterização dos Participantes	62
3.2.5	Local do Estudo	62
3.2.6	Instrumento e Tarefa	63
3.2.7	Procedimentos	63
3.2.8	Processamento de Dados	64
3.2.9	Variáveis do Estudo	66
3.2.10	Análise Estatística	66
3.3	Resultados	67
3.3.1	Análise Comparativa	67
3.3.2	Comportamento descritivo dos parâmetros do COP	88
3.3.3	Análise de Confiabilidade das Tentativas	91
3.4	Discussão	102
3.5	Conclusão	108
4	TERCEIRO ESTUDO (EXPERIMENTO II): RELAÇÃO ENTRE OS PARÂMETROS DO CENTRO DE PRESSÃO EM POSTURA BÍPEDE QUIETA E CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS.	109
4.1	Introdução	110
4.2	Método	112
4.2.1	Caracterização do Estudo	112
4.2.2	Delineamento	113
4.2.3	Cálculo do Tamanho da Amostra	113
4.2.4	Caracterização dos Participantes	113
4.2.5	Local do Estudo	114
4.2.6	Instrumentos e Tarefa	114
4.2.7	Procedimentos	115

4.2.8	Processamento de Dados.....	115
4.2.9	Variáveis do Estudo	116
4.2.10	Análise Estatística.....	117
4.3	Resultados	118
4.3.1	Análise de Regressão Linear Múltipla	118
4.3.2	Análise Comparativa	119
4.3.3	Análise de confiabilidade	120
4.4	Discussão.....	121
4.5	Conclusão	125
5	QUARTO ESTUDO (EXPERIMENTO III): LIMITES DE ESTABILIDADE FUNCIONAL COMO REFERENCIAIS NO PROCEDIMENTO DE NORMALIZAÇÃO DOS PARÂMETROS DO CENTRO DE PRESSÃO EM POSTURA BÍPEDE QUIETA.....	126
5.1	Introdução	127
5.2	Método	128
5.2.1	Caracterização do Estudo.....	128
5.2.2	Delineamento	129
5.2.3	Cálculo do Tamanho da Amostra.....	129
5.2.4	Caracterização dos Participantes	129
5.2.5	Local do Estudo	130
5.2.6	Instrumento e Tarefa.....	130
5.2.7	Procedimentos	130
5.2.8	Processamento de Dados.....	131
5.2.9	Variáveis do Estudo	132
5.2.10	Procedimentos de Normalização	132
5.2.11	Análise Estatística.....	133
5.3	Resultados	134
5.4	Discussão.....	138
5.5	Conclusão	141

6	QUINTO ESTUDO (EXPERIMENTO IV): VARIABILIDADE NOS MECANISMOS ADAPTATIVOS REFERENTE AO COMPORTAMENTO DE OSCILAÇÃO DOS PARÂMETROS DO CENTRO DE PRESSÃO FRENTE À OCLUSÃO VISUAL NA POSTURA BÍPEDE QUIETA EM ADULTOS JOVENS.....	142
6.1	Introdução	143
6.2	Método	144
6.2.1	Caracterização do Estudo.....	144
6.2.2	Delinemento	145
6.2.3	Caracterização dos Participantes	145
6.2.4	Local do Estudo	145
6.2.5	Instrumentos e Tarefa	146
6.2.6	Procedimentos	146
6.2.7	Processamento de Dados.....	146
6.2.8	Variáveis do Estudo	147
6.2.9	Análise Estatística.....	148
6.3	Resultados	148
6.4	Discussão.....	151
6.5	Conclusão	153
7	CONCLUSÃO GERAL	154
	REFERÊNCIAS.....	158
	APÊNDICES.....	165
	APÊNDICE A - ANAMNESE	166
	APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)	167
	APÊNDICE C- DECLARAÇÃO DE CONCORDÂNCIA DOS SERVIÇOS ENVOLVIDOS E/OU DE INSTITUIÇÃO	170
	ANEXOS	171
	ANEXO A - QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ): FORMA CURTA	172
	ANEXO B - FOLHA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS.....	174

1 INTRODUÇÃO

O controle postural na postura ereta é essencial para atividades da vida diária, atividades físicas e prática esportiva (DUARTE; FREITAS, 2010; WINTER, 1995) e envolve dois objetivos comportamentais: a orientação postural e a estabilidade. A orientação postural se refere à posição dos segmentos corporais em relação aos demais segmentos e em relação ao ambiente, que apresenta aspectos como a orientação do corpo para as variáveis ambientais, tais como a gravidade e o alinhamento das várias partes do corpo em relação às outras partes para uma orientação específica (HORAK, 2006; HORAK; MACPHERSON, 1996). A estabilidade postural, ou equilíbrio postural, se refere à manutenção da projeção do centro de massa (COM) nos limites da base de suporte que correspondem à área delimitada pelos pontos de contato entre os segmentos corporais e a superfície de suporte (HORAK, 2006; HORAK; MACPHERSON, 1996). Neste sentido, a instabilidade do corpo ocorre porque as forças musculares continuamente variáveis são refletidas na força de reação do solo.

O ponto de origem da força de reação do solo é denominado como o centro de pressão (COP) (HORAK; MACPHERSON, 1996). Devido à oscilação do corpo e às forças inerciais, a posição do COP é diferente da projeção do centro de gravidade (COG) sobre a superfície de suporte (DUARTE, 2000; MOCHIZUKI; AMADIO, 2003). Deste modo, o COP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte e a posição do COG é uma medida de deslocamento e é totalmente independente da velocidade ou da aceleração total do corpo e de seus segmentos (WINTER, 1990). Por conseguinte, o deslocamento do COG é a grandeza que realmente indica a oscilação do corpo inteiro, e o COP é uma combinação da resposta neuromuscular ao deslocamento do COG e da própria posição do COG (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003). Desta forma, a maneira mais comum de se estudar o controle postural é analisar o comportamento (a oscilação) do corpo por meio do centro de pressão (COP) na postura bípede quieta (DUARTE, 2000; DUARTE; FREITAS, 2010; DUARTE; ZATSIORSKY, 2000; HORAK; MACPHERSON, 1996; WINTER, 1995). Embora o controle postural seja amplamente estudado, diferentes técnicas de medidas e de avaliação têm sido utilizadas e diferentes resultados têm sido gerados (DUARTE; FREITAS, 2010). Uma destas divergências está relacionada com a variabilidade inerente ao sinal do COP

caracterizada por flutuações no comportamento do COP ao longo do tempo. Por conseguinte, uma questão importante nos estudos de postura é determinar o período de aquisição dos dados (DUARTE; ZATSIORSKY, 2000).

A variação nas durações da série temporal da análise do controle postural em postura bípede quieta de cinco s até dez minutos tem mostrado que as variáveis derivadas do COP são sensíveis à seleção da série temporal de análise (CARPENTER et al., 2001; LE CLAIR; RIACH, 1996; SCHUBERT et al., 2012; SCOPPA et al., 2013; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Alguns estudos apontam que uma série temporal de 30 s seria o suficiente para apresentar os parâmetros de desvio padrão, de velocidade, de deslocamento e de área com valores mais estáveis e confiáveis (LE CLAIR; RIACH, 1996; SCHUBERT et al., 2012; SCOPPA et al., 2013). Entretanto, outros estudos apontaram 60 s como o período adequado para os parâmetros de *root means square* (RMS), de frequência de potência na direção anteroposterior e médio-lateral (CARPENTER et al., 2001) e de desvio padrão e distância média (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Além do mais, alguns estudos indicam que a oclusão visual exige séries temporais de no mínimo 180 s (LE CLAIR; RIACH, 1996; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Ainda, o componente transitório no início da série temporal decorrente do período de adaptação do indivíduo na plataforma de força pode variar de cinco a 20 s, influenciando na duração da série temporal e na interpretação do sinal (CARPENTER et al., 2001; SCHUBERT et al., 2012; SCOPPA et al., 2013; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Desta forma, mais estudos são necessários para analisar a escolha do período de aquisição com base na duração do período de adaptação e da série temporal de análise.

Outra questão importante na característica instável da postura humana bípede refere-se à combinação da pequena base de suporte (área delimitada pelas bordas laterais dos pés) e da alta posição do COM (aproximadamente na segunda vértebra lombar) (HORAK; MACPHERSON, 1996). Alguns estudos apontam a estatura e a massa corporal como referenciais para a normalização (ALLARD et al., 2001; ALONSO et al., 2015; ARGATOV, 2013; BLASZCZYK et al., 2009; CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011; FIORETTI et al., 2010; KIM et al., 2012; KIM et al., 2014; OLIVEIRA, 2016; PINSULT; VUILLERME, 2009; SIQUEIRA; GERALDES, 2015). Em alguns casos, as dependências lineares das medidas derivadas do COP sobre as características antropométricas podem explicar

de 20% (ALONSO et al., 2015) até 50% da variação de alguns parâmetros em adultos jovens (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002). Em específico, a estatura explica 12% do RMS médio-lateral e 11% da área do COP. Enquanto, o comprimento tronco-encefálico explica 6% do RMS anteroposterior. Entretanto, esta relação pode ser mediada pela informação sensorial. Ou seja, com os olhos fechados, a estatura explica 18% do RMS médio-lateral enquanto o comprimento tronco encefálico 10% da velocidade média e 5% da área do COP (ALONSO et al., 2015). Assim, um procedimento de normalização baseado nas características antropométricas pode minimizar o efeito da variabilidade interindividual (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; FIORETTI et al., 2010; OLIVEIRA, 2016) e destacar os efeitos das condições experimentais (OLIVEIRA, 2016). No entanto, os baixos valores de dependência entre os parâmetros do COP e as características antropométricas também devem ser levados em consideração (ALONSO et al., 2015). Neste sentido, não está claro se seria mais coerente utilizar as características antropométricas como referenciais no procedimento de normalização ou como fatores fixos, utilizando-as como co-variáveis nas análises. Além disso, os limites de estabilidade funcional também poderiam ser utilizados como referenciais na normalização, uma vez que os limites de estabilidade podem interferir na variabilidade interindividual no sinal do COP.

Na postura bípede quieta, a estabilidade do corpo é proporcional à área da base de suporte, na qual um aumento na base de suporte reflete em um aumento na estabilidade postural. A estabilidade postural pode ainda ser caracterizada por uma redução na oscilação do corpo ou por um aumento nos limites de estabilidade funcional (DUARTE; FREITAS, 2010). Os limites de estabilidade funcional são inferidos a partir das amplitudes voluntárias máximas (BLASZCZYK et al., 2009; BLASZCZYK; LOWE; HANSEN, 1994; GYLLENSTEN, HUI-CHAN, TSANG, 2010; JBABDI, BOISSY, HAMEL, 2008; KING, JUDGE, WOLFSON, 1994; RAFAT et al., 2011). Alguns estudos mostraram a relação dos parâmetros do COP em postura bípede quieta com os parâmetros do COP na inclinação voluntária máxima (BLASZCZYK et al., 2009; BLASZCZYK; LOWE; HANSEN, 1994; KING; JUDGE; WOLFSON, 1994). Tem sido relatado que os jovens oscilaram 80% dos limites de estabilidades na postura bípede quieta em ambas as direções (BLASZCZYK; LOWE; HANSEN, 1994). Os limites de estabilidade funcional podem ser influenciados pela obesidade (BLASZCZYK et al., 2009) e pelo tamanho da base de suporte

(BLASZCZYK et al., 2009; KING; JUDGE; WOLFSON, 1994). Porém, os limites de estabilidade funcional inferidos a partir da inclinação voluntária máxima não têm sido utilizados como referenciais de capacidade máxima no processo de normalização dos parâmetros do COP no controle postural. Desta forma, não está claro se os limites de estabilidade funcional podem ser utilizados como parâmetros de normalização na postura bípede quieta. Além disso, os diferentes procedimentos de normalização dos dados não resolvem o problema dos diferentes comportamentos dos parâmetros do COP entre indivíduos (variabilidade inter-indivíduos) e, conseqüentemente, a seleção do parâmetro adequado para compreensão das alterações no controle postural em postura bípede quieta decorrente da manipulação da informação visual.

A partir do sinal do COP é possível derivar parâmetros com comportamentos e significados diferentes para o controle postural (DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK; MACPHERSON, 1996). Todavia, não há uma recomendação conclusiva de qual parâmetro do COP é mais sensível para identificar instabilidade postural decorrente do aumento da oscilação. Por exemplo, a instabilidade postural decorrente da oclusão visual tem sido representada por maiores valores de deslocamento médio, desvio padrão (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011), velocidade média, força na direção anteroposterior (LE CLAIR; RIACH, 1996), deslocamento total (BLASZCZYK et al., 2009; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011) e área do COP (CRUZ-GÓMEZ et al., 2011). Porém, o aumento na amplitude do COP em condições muito seguras, como na postura bípede quieta, pode não ser necessariamente a indicação de perda de equilíbrio (PLATA; FRANK, WINTER, 1990). Logo, as variações nos comportamentos individuais (variabilidade interindividual) nos parâmetros do COP frente à oclusão visual (aumentando ou diminuindo a magnitude) podem auxiliar na identificação de diferentes mecanismos de adaptação entre indivíduos. Ademais, agrupar os parâmetros do COP e identificar os padrões de oscilação a partir de uma análise conjunta dos parâmetros do COP poderia indicar novo direcionamento sobre a compreensão do controle postural.

Considerando o exposto, o objetivo da presente tese foi analisar diferentes procedimentos de avaliação do controle postural na plataforma de força em postura bípede quieta com e sem informação visual em adultos jovens. Para tanto, foram realizados cinco estudos. O objetivo do primeiro estudo foi realizar uma revisão sistemática para analisar o comportamento dos parâmetros do COP em função da

série temporal, das características antropométricas e/ou composição corporal, dos limites de estabilidade funcional e da instabilidade no controle postural em postura bípede quieta. O objetivo do segundo estudo foi comparar os parâmetros do COP entre diferentes durações de série temporal e período de adaptação no controle postural em postura bípede quieta nas condições com e sem informação visual em adultos jovens (Experimento I). O objetivo do terceiro estudo foi analisar a relação entre os parâmetros do COP em postura bípede quieta e características antropométricas nas condições com e sem informação visual em adultos jovens (Experimento II). O objetivo do quarto estudo foi testar os limites de estabilidade funcional como referenciais no procedimento de normalização dos parâmetros do COP em postura bípede quieta nas condições com e sem visão em adultos jovens (Experimento III). Por fim, o objetivo do quinto estudo foi identificar diferentes mecanismos de adaptação entre indivíduos no comportamento dos parâmetros do COP na postura bípede quieta com e sem a informação visual em adultos jovens (Experimento IV).

A realização do estudo de revisão permitiu elucidar as lacunas e as divergências entre os estudos e, assim, fundamentar e direcionar os estudos experimentais. A combinação dos três primeiros estudos experimentais pode auxiliar na padronização dos métodos nos estudos de controle postural para minimizar a variabilidade intra e interindividual nos parâmetros do COP e melhorar a discriminação dos efeitos da manipulação da informação visual e as diferenças entre homens e mulheres. O último estudo pode auxiliar na identificação de diferentes mecanismos de adaptação interindividual frente à oclusão visual, a partir da análise conjunta dos parâmetros do COP, para melhor entendimento da variabilidade intrínseca ao comportamento dos parâmetros do COP.

2 PRIMEIRO ESTUDO (REVISÃO): COMPORTAMENTO DOS PARÂMETROS DO CENTRO PRESSÃO EM FUNÇÃO DE DIFERENTES SÉRIES TEMPORAIS, CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS, COMPOSIÇÃO CORPORAL, LIMITES DE ESTABILIDADE FUNCIONAL E INSTABILIDADE NO CONTROLE POSTURAL EM POSTURA BÍPEDE QUIETA: REVISÃO SISTEMÁTICA.

RESUMO

Uma das medidas mais utilizadas na avaliação do controle postural é o centro de pressão (COP). Embora o COP apresente vantagens quanto à fácil mensuração e quantificação, a característica não-estacionária do sinal do COP ainda é um fator limitante nas análises e interpretações do controle postural. Assim, o objetivo desta revisão sistemática foi analisar o comportamento dos parâmetros do COP em função da duração da série temporal, das características antropométricas, dos limites de estabilidade funcional e da instabilidade postural no controle postural em postura bípede quieta. Para tanto, cinco bases de dados on-line sem restrição de data foram sistematicamente pesquisadas. A estratégia de busca gerou 578 artigos, sendo que 37 artigos preencheram os critérios de inclusão. Porém, 15 artigos foram excluídos por apresentarem divergências nas questões de pesquisa (n=6), nas posições dos pés (n=7), na análise biomecânica (n=1) e na caracterização do estudo (n=1). Desta forma, 22 artigos foram incluídos na análise qualitativa da revisão. Os resultados de cinco estudos mostraram que os parâmetros do COP são sensíveis à duração da série temporal e ao período de adaptação do indivíduo na plataforma. Doze estudos mostraram que as características antropométricas são relacionadas com os parâmetros do COP. Ainda, a estatura e a massa corporal foram indicadas como possíveis referenciais no procedimento de normalização dos parâmetros do COP. Seis estudos relacionaram os limites de estabilidade com os parâmetros do COP na postura bípede quieta. Nenhum estudo utilizou os limites de estabilidade como um referencial no procedimento de normalização na postura bípede quieta. Ademais, oito dos 22 estudos incluídos na revisão relacionaram o aumento dos parâmetros do COP com instabilidade na postura bípede quieta. Portanto, esta revisão permitiu identificar que ainda são necessários estudos que manipulem protocolos experimentais para definir o período de aquisição, as características antropométricas e/ou dimensão corporal que são responsáveis pela variabilidade nos parâmetros do COP e um referencial de capacidade máxima no procedimento de normalização em postura bípede quieta. Além do mais, a relação direta entre aumento no parâmetro do COP e instabilidade postural em postura bípede quieta pode não ser a melhor estratégia para a compreensão dos mecanismos de controle postural.

Palavras-chave: Posturografia 1. Duração de Amostragem 2. Antropometria 3. Inclinação voluntária Máxima 4. Estabilidade Postural 5.

2.1 INTRODUÇÃO

O controle postural é importante na manutenção da postura ereta e na realização de tarefas diárias, ocupacionais e esportivas (DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK; MACPHERSON, 1996; RUHE; FEJER; WALKER, 2010; WINTER, 1995). Ele é usualmente avaliado por meio da posturografia, que consiste em analisar uma pessoa sobre uma plataforma de força (DUARTE; FREITAS, 2010; RUHE; FEJER; WALKER, 2010; WINTER, 1995). Uma das medidas mais utilizadas para investigar o sistema de equilíbrio é o centro de pressão (COP) (DUARTE; FREITAS, 2010; WINTER, 1995). A partir da avaliação de parâmetros do deslocamento do COP é possível mensurar a estabilidade e alguns mecanismos patológicos associados ao equilíbrio (RUHE; FEJER; WALKER, 2010). Ainda que a posturografia apresente vantagens como a mensuração direta do COP e a fácil quantificação dos fatores que prejudicam o equilíbrio (HASAN et al., 1996), a variabilidade do sinal COP pode limitar e prejudicar a interpretação dos resultados como distinção entre diferentes protocolos experimentais e diferentes populações (DUARTE; FREITAS, 2010). Desta forma, seria importante que houvesse uma padronização nos procedimentos de análise no controle postural.

Um dos procedimentos de análise que pode enviesar a variabilidade do sinal do COP na postura bípede quieta refere-se à duração da série temporal. Os estudos utilizam diferentes intervalos de séries temporais, o que dificulta a comparação dos resultados entre as fontes (CARPENTER et al., 2001; LE CLAIR; RIACH, 1996; DUARTE; FREITAS, 2010; RUHE; FEJER; WALKER, 2010; SCHUBERT et al., 2012; SCOPPA et al., 2013; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Alguns estudos apontam que 30 s seriam suficientes (LE CLAIR; RIACH, 1996; SCOPPA et al., 2013; SCHUBERT et al., 2012), enquanto outros apontam que o período de amostragem acima de 60 s seria necessário (CARPENTER et al., 2001; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Neste sentido, a seleção do período de análise deve ser capaz de capturar os menores componentes de baixa frequência característico do sinal do COP (CARPENTER et al., 2001; SCHUBERT et al., 2012; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011) e não adicionar ruídos derivados da fadiga e da atenção diminuída decorrentes da postura ereta restrita (SCOPPA et al., 2013). Deste modo, não há evidências do período temporal adequado para o conjunto de parâmetros derivados do COP na análise do controle

postural em postura bípede quieta (CARPENTER et al., 2001; LE CLAIR; RIACH, 1996; DUARTE; FREITAS, 2010; RUHE; FEJER; WALKER, 2010; SCHUBERT et al., 2012; SCOPPA et al., 2013; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Também não é consenso na literatura a necessidade de um período inicial de adaptação do indivíduo na plataforma (CARPENTER et al., 2001; SCHUBERT et al., 2012; SCOPPA et al., 2013; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Ou seja, o período inicial de adaptação pode conter um componente transitório que não representa o comportamento do sinal do COP do indivíduo em postura quieta.

As características de cada indivíduo, como as variáveis antropométricas, também têm sido relacionadas com o comportamento dos parâmetros do COP na postura bípede quieta (ALLARD et al., 2001; ALONSO et al., 2015; ARGATOV, 2013; BLASZCZYK et al., 2009; CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011; FIORETTI et al., 2010; KIM et al., 2012; KIM et al., 2014; OLIVEIRA, 2016; PINSULT; VUILLERME, 2009; SIQUEIRA; GERALDES, 2015). Essa relação pode ser influenciada pela informação sensorial (ALONSO et al., 2015), pelo sexo (KIM et al., 2012; KIM et al., 2014; SIQUEIRA; GERALDES, 2015), pelo envelhecimento (KIM et al., 2014; SIQUEIRA; GERALDES, 2015) e pelos limites de estabilidade (BLASZCZYK et al., 2009; BLASZCZY; LOWE; HANSEN, 1994; GYLLENSTEN; HUI-CHAN; TSANG, 2010; JBABDI; BOISSY; HAMEL, 2008; KING; JUDGE; WOLFSON, 1994; RAFAT et al., 2011). Alguns estudos têm apontado as características antropométricas como referencial para a normalização na postura bípede quieta (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; FIORETTI et al., 2010; OLIVEIRA, 2016). Entretanto, o procedimento de normalização implica em um parâmetro de referência que o caracterize valor máximo. Por conseguinte, a inclinação voluntária máxima poderia ser o parâmetro mais indicado para normalização do sinal do COP em postura bípede quieta e auxiliar nas comparações entre indivíduos e reduzir a variabilidade interindividual nas análises do controle postural. Todavia, a inclinação voluntária máxima não tem sido utilizada como referência no procedimento de normalização na postura bípede quieta. Além disso, a redução da variabilidade no sinal do COP não resolve a divergência na seleção do parâmetro do COP que melhor represente a instabilidade postural.

Há uma variedade de medidas para inferir sobre a instabilidade postural. Alguns estudos relacionam a instabilidade postural com o aumento do deslocamento do COP (ALLARD et al., 2001; BLASZCZYK et al., 2009; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011;

KIM et al., 2012), velocidade (LE CLAIR; RIACH, 1996; PIIRTOLA; ERA, 2006), área (ALLARD et al., 2001; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011), distância (CRUZ-GÓMEZ et al., 2011;) e parâmetros no domínio da frequência, como frequência 95% e frequência de potência média (KIM et al., 2012; KIM et al., 2014). Esta divergência entre os parâmetros do COP reforça que a escolha cuidadosa da medida mais adequada é essencial (LAFOND, 2006), pois cada variável derivada do COP tem significado específico sobre os mecanismos de controle postural envolvidos na manutenção da postura. Todavia, a seleção de apenas uma variável específica pode não ser a melhor estratégia para compreender todos os mecanismos do controle postural, pois a estabilidade postural se trata de fenômeno multivariado (SCHUBERT et al., 2012; RAFAT et al., 2011). Assim, é necessário compreender como os parâmetros do COP são relacionados com a instabilidade postural em postura bípede quieta.

O objetivo desta revisão sistemática foi analisar o comportamento dos parâmetros do COP em função da duração da série temporal, características antropométricas e/ou composição corporal, limites de estabilidade funcional e instabilidade postural no controle postural em postura bípede quieta. Esperamos determinar lacunas e limitações dos estudos, além de fornecer recomendações sobre a padronização dos procedimentos de análise no controle postural.

2.2 MÉTODO

2.2.1 Estratégia de Busca

A estratégia de busca foi desenvolvida para identificar os termos descritores da saúde combinados com termos livres sinônimos: (*“postural balance” OR “postural control” OR “center of pressure” OR “centre of pressure”*) AND (*“kinetics OR “force plate” OR “force platform” OR “posturography” OR “posturographic parameter” OR “quiet stance”*) AND (*“times series studies” OR “times series” OR “sample duration” OR “sampling duration” OR “anthropometry” OR “body composition” OR “multivariate analysis” OR “base of support” OR “base support” OR “stability limits”*). A estratégia de busca foi projetada em cinco bases eletrônicas: *Web of Science, Medline, Scopus, SportDiscus e Lilacs.*

2.2.2 Pesquisas Eletrônicas

A busca eletrônica foi realizada em 03 de março de 2016. Não houve restrição de data de publicação, população ou tipo de delineamento experimental.

2.2.3 Pesquisas em Outros Recursos

Pesquisas em outros recursos incluiu a pesquisa manual em referências citadas em estudos selecionados a partir da pesquisa inicial online.

2.2.4 Critérios de Seleção

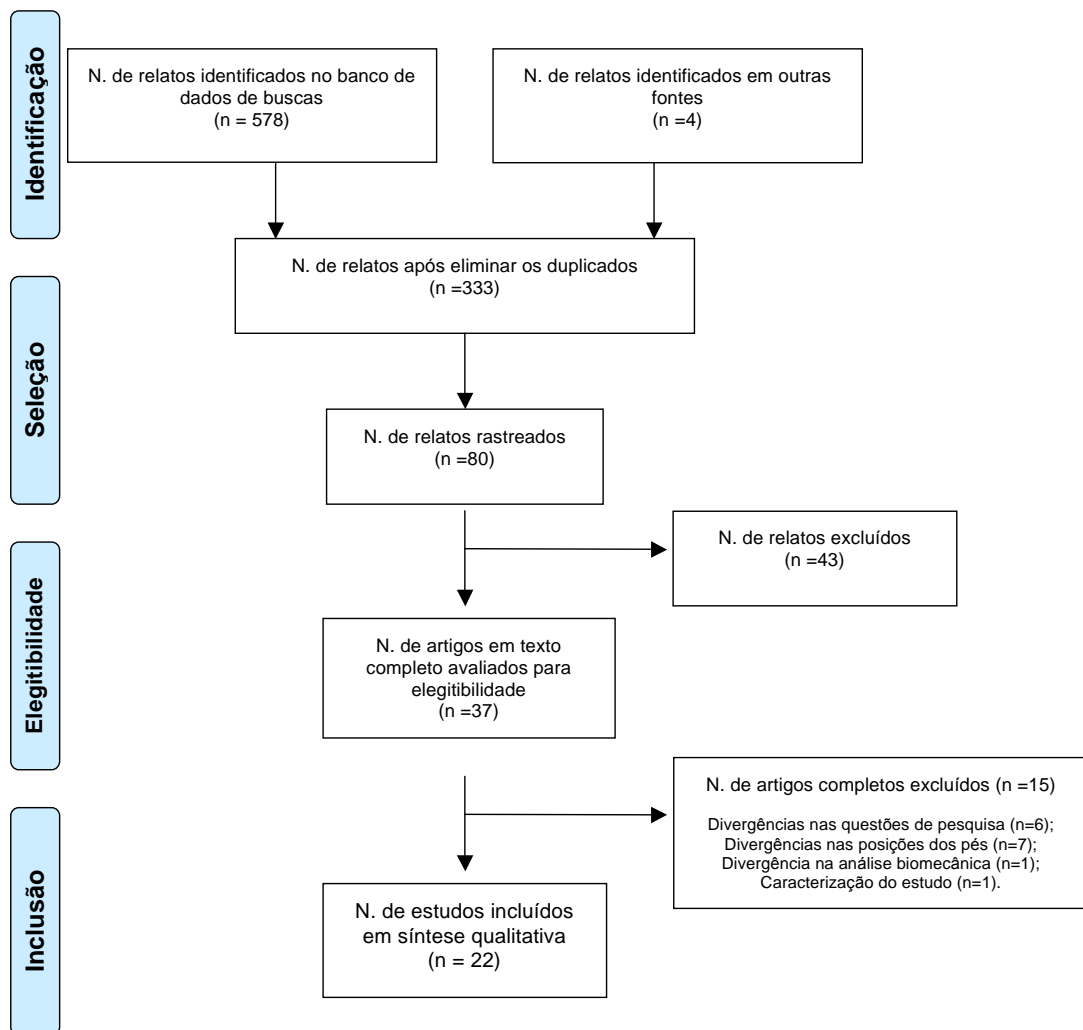
Foram usados apenas artigos de periódicos, sem restrição de linguagem, do tipo de dados demográficos do participante ou estado de saúde. Os critérios de inclusão foram: artigos que manipularam total ou parcialmente a duração da série temporal; relacionaram características antropométricas e/ou composição corporal com os parâmetros do COP; analisaram os limites de estabilidade funcional; aplicaram análise multivariada na análise do controle postural em postura bípede quieta com os pés afastados. Foram considerados todos os parâmetros do COP, montagens experimentais e modelos estatísticos que cabem a estes critérios.

Os critérios de exclusão foram: a) divergências nas questões de pesquisa: relação entre o COP e o centro de massa (COM) (n=1), relação entre o COP e o centro de gravidade (COG) (n=1); relação entre o COP e as diferentes posições dos pés (n=1), relação entre o COP e desvios posturais dos participantes (n=1), tarefa dupla (n=1), procedimento de análise: proposta de novo cálculo de coeficiente de Fourier (n=1); b) divergências nas posições dos pés: unipodal (n=3), pés juntos (n=3), tandem (n=1); c) divergência na análise biomecânica: cinemática (n=1); d) caracterização do estudo: revisão (n=1). Quando o título e o resumo não forneceram informações suficientes para decidir se os estudos cumpriam ou não os critérios de inclusão, foi obtido o texto integral dos artigos. Posteriormente, foi realizada a análise para decisão sobre a inclusão ou exclusão do trabalho.

2.2.5 Procedimentos de Extração e Gerenciamento dos Artigos

Dois revisores de forma independente realizaram o processo de identificação dos estudos relevantes. O terceiro revisor foi solicitado quando houve discrepância de casos entre os dois revisores. Para padronizar o procedimento entre os revisores, o principal revisor desenvolveu uma planilha com a referência completa dos estudos. O primeiro procedimento de exclusão dos estudos foi realizado pela leitura do título, em seguida, pela leitura do resumo e a leitura na íntegra do estudo (Figura 1). Os artigos incluídos foram então analisados e inseridos em tabelas para avaliação crítica com informações dos participantes, delineamentos e principais resultados.

Figura 1. Fluxograma das etapas de seleção dos artigos.



2.3 RESULTADOS

Os resultados foram divididos em quatro seções. Na primeira seção, foram apresentados os estudos que manipularam a duração da série temporal na análise do controle postural. Na segunda seção, foram contemplados os estudos que utilizaram as características antropométricas e/ou composição corporal como variável independente, co-variável ou variável referência no procedimento de normalização da análise do controle postural. Na terceira seção, foram descritos os estudos que analisaram os limites de estabilidade funcional. Na quarta seção, foram apresentados os estudos que relacionaram as alterações no comportamento dos parâmetros do COP com instabilidade postural.

2.3.1 Duração da Série Temporal na Análise do Controle Postural

Os resultados indicaram cinco estudos que manipularam a duração da série temporal no controle postural. Todos os estudos realizaram os experimentos com adultos jovens de ambos os sexos. Apenas dois estudos analisaram o efeito da oclusão visual. A série temporal dos estudos variou de cinco a 600 s de análise. Os estudos indicam que as variáveis são sensíveis à manipulação da duração da amostragem. Porém, não tem o consenso sobre a duração ótima e sobre a padronização dos parâmetros do COP na análise do Controle Postural (Tabela 1).

Tabela 1. Estudos que manipularam a duração da série temporal na análise do controle postural.

Estudos	Participantes	Condições Experimentais	Duração Total da série temporal (s)	Tempos de Manipulação	Variáveis Dependentes	Principais Resultados
Carpenter et al.,2001	49 universitários, sendo 20 do sexo masculino e 29 do sexo feminino com idade entre 19 a 34 anos.	Base bipodal com visão	120	0-15 s; 0-30 s; 0-60 s; 0-120 s	Root means square anteroposterior e médio-lateral (RMSml e RMSap); Frequência de potência média anteroposterior e médio-lateral (MPFml e MPFap); Posição média do COP como medida de viés (MPOS).	O RMSap e RMSml aumentaram e a MPFap e MPFml diminuíram à medida que a duração da série temporal aumentou (15s, 30s, 60s e 120s). A MPOS foi a mais confiável para qualquer duração da amostra (CCI= 0,86 a 0,91 na direção anteroposterior e CCI= 0,75 a 0,85 na direção médio-lateral). A MPFap e o RMSap aumentaram a confiabilidade nas Séries de 60s (CCI=0,45; CCI=0,53) e 120s (CCI=0,42; CCI=0,73) em comparação à série de 15s (CCI=0,27; CCI=0,32), respectivamente. A MPFml e RMSml aumentaram a confiabilidade na série de 120s (CCI=0,58; CCI=0,75) em comparação à série de 15s (CCI=0,34; CCI=0,58), respectivamente.
Le Clair; Riach, 1996	25 indivíduos, sendo 13 do sexo feminino e 12 masculino com idade entre 19 e 32 anos.	Base bipodal com visão; Base bipodal sem visão; Posição de Romberg com visão; Posição de Romberg sem visão.		10 s; 20 s; 30 s; 45 s; 60 s	Desvio padrão do COP anteroposterior e médio-lateral (DPCOPap; DPCOPml); Velocidade média do COP. Desvio padrão da força anteroposterior, médio-lateral e vertical (DPFy; DPFx; DPFz, respectivamente);	Os valores de DPCOPap e DPCOPml aumentaram com o aumento da série temporal. Os valores de DPFx e DPFy foram maiores na série de 10s em comparação às demais durações (20; 30; 45; 60 s). A velocidade média foi maior na série temporal de 10s em comparação as durações de 30s; 45s e 60s. Na condição sem visão, tanto o DPFx quanto a Velocidade média foram maiores na série de 10s em comparação às demais séries. A confiabilidade das medidas não foi diferente entre as diferentes durações (CCI>0,80).

Continuação Tabela 1.

Estudos	Participantes	Condições experimentais	Duração Total da série temporal (s)	Tempos de manipulação	Variáveis dependentes	Resultados
Schubert et al., 2012	16 estudantes saudáveis, sendo 9 do sexo masculino e 7 do sexo feminino com idade média de 26 anos (DP= 6,7 anos).	Base bipodal com visão.	305	30 s; 60 s; 300 s	38 parâmetros do COP lineares nos domínios do tempo e da frequência nas direções anteroposterior e médio-lateral; 4 parâmetros do COP não-lineares nas direções anteroposterior e médio-lateral (Índice de complexidade; Entropia de Amostra (aplicada ao deslocamento e velocidade); Expoente de Hurst via análise de flutuação retificada e Frequências acumuladas via transformada de Wavelet).	Para os parâmetros do COP no domínio do tempo na direção médio-lateral foram identificados dois componentes principais com cargas aproximadamente iguais em variância (aproximadamente 40%) nas variáveis lineares: a) deslocamento; velocidade; amplitude; desvio padrão e RMS todos na direção médio lateral; b) Média da frequência, F50; F80; F95; F99, todos na direção médio-lateral). Para os parâmetros do COP não lineares na direção médio-lateral foram identificados dois componentes: a) entropia (deslocamento e velocidade médio lateral) com o expoente de <i>Hurst</i> via análise de flutuação retificada (30% da variância; b) entropia com frequências cumulativas via transformada de <i>Wavelet</i> (45% da variância). Para os parâmetros do COP não lineares na direção anteroposterior foram encontrados dois componentes: a) índice de complexidade com frequências cumulativas via transformada <i>Wavelet</i> (40% de variância); b) valores de entropia com Expoente de <i>Hurst</i> via análise de flutuação retificada (60% de variância).
Scoppa et al., 2013	Não foi relato o número de participantes. Foram utilizados 25 tentativas aleatórias de 40 s (estudos anteriores).	Base bipodal com visão	40	5-10 s; 5-15 s; 5-20 s; 5-25 s; 5-35 s; 5-40 s; 5-45 s.	Área total; Elipse da área; Deslocamento total; Oscilação anteroposterior e médio-lateral; Tempo médio de permanência; Distância média espacial.	As séries temporais de 25-40s apresentam parâmetros do COP mais estáveis e confiáveis. Ademais, foi padronizado um período de adaptação de cinco s.

Continuação Tabela 1.

Estudos	Participantes	Condições experimentais	Duração Total da série temporal (s)	Tempos de manipulação	Variáveis dependentes	Resultados
Van Der Kooij; Campbell; Carpenter, 2011	10 universitários, sendo 5 do sexo feminino e 5 do sexo masculino com idade entre 21 a 31 anos.	Base bipodal com e sem visão.	600	0-60 s; 0-120 s; 0-180 s; 0-240 s; 0-300 s; 0-360 s; 0-420 s; 0-480 s; 0-540 s; 0-600 s.	Domínio da frequência: 50% e 95% de frequência de potência; Frequência centroide; Dispersão da frequência; Frequência média da potência, Potência total para duas taxas de frequências. Domínio do tempo: Região de curto e longo prazo do coeficiente de difusão; Região de curto e longo prazo do escalar expoente; Ponto crítico do deslocamento do quadrado de coordenadas; Intervalo de tempo ponto crítico de coordenadas; Velocidade média; Frequência média (frequência de rotação); Frequência média (frequência sinusoidal); Distância média; Desvio padrão.	O desvio padrão e distância média foram mais estáveis em séries de 60s na condição com visão. Porém, na condição sem visão, estas variáveis não foram diferentes nas séries acima de 60s e foram mais estáveis em séries de de 300s e 360s. A frequência centroide e dispersão da frequência foram estáveis a partir da série de 120s. As frequências média rotacional e sinusoidal foram mais estáveis a partir da série de 180s. Frequência de potência média, frequências de 50%, 95% e os parâmetros de difusão não foram influenciadas pela duração da série temporal.

2.3.2 Antropometria e Composição Corporal na Análise do Controle Postural

A massa corporal e a estatura foram manipuladas e/ou controladas em 11 dos 12 estudos da revisão, e afetam o controle postural de forma específica. O índice de massa corporal (IMC) foi citado em cinco estudos, dimensão/circunferência dos segmentos corporais em três estudos, relação cintura e quadril em três estudos, percentual de gordura em três estudos, percentual de massa magra e óssea em dois estudos e medidas da base de suporte em quatro estudos.

A informação visual foi manipulada em cinco estudos analisados. A informação somatossensorial com manipulação da base de suporte (base de suporte rígida versus macia) está presente em um estudo. A comparação entre o sexo masculino e feminino foi utilizada em três estudos. Sete estudos analisaram adultos jovens saudáveis, três estudos incluíram idosos, um estudo foi realizado com meninas adolescentes, um estudo com um grupo especial de pacientes diabéticos e um estudo com indivíduos com síndrome de Down.

Tabela 2. Estudos que utilizaram as características antropométricas e/ou composição corporal como variáveis independentes, co-variáveis ou parâmetro no procedimento de normalização dos dados na análise do controle postural.

Estudos	Participantes	Condição experimental	Características Antropométricas/ Composição Corporal	Variáveis do COP	Estatística (normalização)	Principais Resultados
Allard et al., 2001	43 meninas com média de idade 13 anos (DP= 2,16). As participantes foram divididas em três grupos de acordo com as características morfológicas: endomorfo; mesomorfo; ectomorfo.	Com visão	Estatura; Massa corporal; Dobras cutâneas: de tríceps; subescapular; supra-espinal e panturrilha medial; Largura de úmero e fêmur; Circunferências: panturrilha e braço; Relação cintura e quadril.	Média do COPap da posição do calcanhar; Média do COPml do lado esquerdo da plataforma de força; Área do COP; Eixo principal e secundário; Relação entre altura do COM e estatura corporal; Deslocamento total do COP; Velocidade total do COP.	Anova de um fator (3 grupos); Altura e peso como co-variável; Coeficiente de correlação de Pearson: separado para cada grupo com peso; estatura e COM.	A área e o eixo inferior do grupo ectomorfo em comparação ao grupo endomorfo.
Alonso et al., 2015	100 adultos jovens sendo 50 do sexo feminino e 50 do sexo masculino com idade entre 20 a 40 anos.	Com e sem visão	Massa corporal; Estatura; Índice de massa; Comprimento tronco-cefálico; Relação cintura quadril; Percentual de gordura corporal; Densidade óssea; Percentual de massa magra.	RMSap; RMSml; Velocidade média; Área.	Correlação; Modelo de Regressão Linear Múltipla.	Com visão a estatura explicou 12% do RMSml e 11% da área do COP e o comprimento troco-encefálico 6% do RMSap. Na condição sem visão a estatura explicou 18% RMSml e o comprimento do tronco-encefálico 10% da velocidade média e 5% da área do COP.
Argatov, 2013	54 indivíduos sendo 27 com Síndrome Down com idade média 27.44 (1.26) e 27 controle com idade média 23,38 (1,25).	Com visão	Estatura; Massa corporal..	RMS anteroposterior e médio lateral; Velocidade média anteroposterior e médio lateral.	Método de modelamento matemático do pêndulo invertido que incorpora as medidas antropométricas.	Modelagem matemática incorporando estatura e massa corporal é proporcional a velocidade média anteroposterior do COP apenas em indivíduos que utilizam a estratégia do pêndulo invertido (tornozelo).
Blaszczyk et al., 2009	133 adultas jovens divididas em quatro grupos: grupo 1 (n=33): peso normal; grupo 2 (n=42): obesidade grau I; grupo 3 (n=29): obesidade grau II; grupo 3 (n=30) obesidade grau III.	Com e sem visão	Composição corporal (bioimpedância); Circunferência de cintura e de quadril; Massa corporal; Estatura; Índice massa corporal (IMC).	Deslocamento total, anteroposterior e médio-lateral.	Anova Ancova (IMC) Correlação de Pearson	Deslocamento total, anteroposterior e médio-lateral foram menores nos grupos com obesidade grau I, II e III comparados ao grupo com peso normal.

Continuação Tabela 2.

Estudos	Participantes	Condição experimental	Características Antropométricas/ Composição Corporal	Variáveis do COP	Estatística (normalização)	Principais Resultados
Chiari, Rocchi, Cappello, 2002	50 adultos jovens, sendo 25 do sexo feminino e 25 do sexo masculino com idade entre 21 a 30 anos.	Com e sem visão	Massa corporal; Estatura; Índice de massa corporal; Comprimento da perna, da coxa e do tronco; Largura dos ombros; Perímetro torácico, cintura e quadril, panturrilha; Posição dos pés.	56 parâmetros do COP: a) lineares no domínio do tempo e da frequência totais e nas direções anteroposterior e médio lateral (34); b) parâmetros estocásticos (18)..	Análise dos Componentes principais; Técnicas de regressão robustas de probabilidade máxima; Teste t (comparações entre sexo e condição visual); Normalização (O'MALLEY, 1996).	A estatura, massa corporal, largura máxima pé, área de base-de-apoio e ângulo de abertura dos pés apresentaram moderada a alta dependência com 44 parâmetros do COP e estas relações foram reforçadas com a oclusão visual. Os procedimentos de normalização baseados nestas medidas removeram as diferenças entre homens e mulheres.
Cruz-Gómez et al., 2011	180 indivíduos, sendo 90 do sexo feminino e 90 do sexo masculino, com idade entre 12 a 67 anos divididos em três grupos de acordo com IMC: indivíduos magros; indivíduos com sobrepeso e indivíduos obesos.	Com e sem visão/ superfície rígida e macia.	Índice de massa corporal (IMC).	Deslocamento; Área e área de oscilação, Posição Xa e Posição Yb; Velocidade média; Deslocamento em função da área; Variação da velocidade em função da posição Yb.	Teste t (sexo); ANOVA Análise Multivariada de covariância.	O deslocamento e a área foram maiores nos obesos em comparação aos indivíduos magros e com sobrepeso na na condição sem visão com superfície rígida.
Fioretti et al., 2010	37 pacientes com diabetes mellitus tipo 2, sendo 12 indivíduos diabéticos não-neuropáticos (controle) e 25 diabéticos neuropáticos com média de 70 anos (DP=5).	Com e sem visão	Estatura; Massa corporal; Área de base-de-apoio; Largura máxima das bordas dos pés; Ângulo de abertura dos pés.	Distância média ap e ml; Velocidade média ap e ml; Potência ap e ml; Frequência -95% -ap e ml; Estrutura Tempo médio; Picos de distância média; Valores de picos médios; Expoente Dominante de Lyapunov (DLE).	Coefficiente de Correlação Intraclasse; Normalização, Funções Discriminantes Lineares; Modelo de Regressão Linear.	A análise discriminante classificou corretamente 86,5% dos pacientes. Desta forma, os parâmetros do COP devem ser devidamente selecionados e normalizados para o diagnóstico de neuropatia em pacientes com diabetes.

Continuação Tabela 2.

Estudos	Participantes	Condição experimental	Características Antropométricas/ Composição Corporal	Variáveis do COP	Estatística (normalização)	Principais Resultados
Kim et al., 2012.	40 indivíduos jovens sendo 20 do sexo feminino e 20 do masculino com idade média de 22,5 anos (DP: 1,8).	Com visão	Estatura; Massa corporal; Índice de massa corporal; Relação de gordura corporal; Comprimento dos pés; Distância medida entre a borda medial dos pés; Distância entre o maior dedo do pé; Distância Inter maleolar; Ângulo de abertura dos pés; Área da base de suporte.	Deslocamento médio; Velocidade média; Poder de frequência de 95% (F95).	Correlação de Pearson; MANOVA; Confiabilidade de teste-restes de alfa de Cronbach; Regressão Linear Múltipla.	As características de estatura e massa corporal foram determinantes na oscilação do COP em mulheres. Porém, os fatores físicos e o ângulo de abertura dos pés foram determinantes na frequência de oscilação do COP em homens.
Kim et al., 2014	46 idosos sendo 23 do sexo feminino e 23 do sexo masculino.	Com visão	Estatura; Massa corporal; Índice de massa corporal; Base de apoio da área; Distância inter-maleolar; Distância entre o maior dedo do pé; Comprimento dos pés.	Distância média; Potência total; Frequência da Potência de 95% (F95%).	Teste t independentes (masculino x feminino); Alfa de Cronbach para confiabilidade teste-reteste das medidas do COP; A análise de regressão múltipla para relação entre os fatores antropométricos e as medidas do COP.	Apenas mulheres idosas apresentaram maiores valores de F95% com a inclusão da base de suporte.
Oliveira, 2016	71 indivíduos sendo 36 do sexo masculino e 35 do feminino com média de idade de 23 (DP=4 anos).	Com visão	Massa corporal; Estatura	Área do COP	Normalização; <i>Spearman</i> (altura/peso com área); Teste de <i>Mann-Whitney Wilcoxon</i> (condição normalizada versus não normalizada).	O procedimento de normalização eliminou a correlação entre área do COP com massa corporal e estatura e eliminou as diferenças entre homens e mulheres. A condição com os dados normalizados apresentou menor área em comparação a condição com os dados não normalizados.

Continuação Tabela 2.

Estudos	Participantes	Condição Experimental	Características Antropométricas/ Dimensão corporal	Variáveis do COP	Estatística (normalização)	Principais Resultados
Pinsault, Vuillerme, 2009	10 adultos jovens e saudáveis sendo 5 homens e 5 mulheres, com idade média de 24 anos (DP=2,5).	Sem visão	Massa corporal; Estatura; Índice de Massa Corporal (IMC).	Deslocamento do COP Bidimensional: Área; Velocidade média e máxima; Desvio padrão ap e ml; Amplitude ap e ml; Velocidade média e máxima ap e ml.	Coefficiente de Correlação Intraclasse; Bland Altman.	Três tentativas foram suficientes para para que todos os parâmetros do COP apresentassem confiabilidade moderada ou forte (CCI>0,75) tanto nos dados não normalizados quanto nos dados normalizados.
Siqueira; Geraldes, 2015	108 idosas	com e sem visão	Massa corporal; Estatura; Índice de massa corporal; Circunferência de quadril; Circunferência de cintura; Relação cintura/quadril; % de gordura corporal; % de massa gorda, massa magra; Área muscular de braço corrigida; Força isométrica voluntária máxima.	Área (elipse 95%); Deslocamento total; Desvio-padrão ap e ml; Velocidade média ap e ml; Amplitude ap e ml; Frequência média ap e ml.	Correlação simples Regressão múltipla	Na condição com visão o desvio padrão médio-lateral foi o parâmetro mais dependente das variáveis explicativas. Em ambas condições visuais, a circunferência de cintura explicou 8,8% enquanto a força isométrica voluntária máxima explicou 9,4% de toda variação do desvio padrão médio-lateral.

2.3.3 Análise dos Limites de Estabilidade no Controle Postural

Seis estudos relacionaram os limites de estabilidade funcional (inclinação voluntária máxima) com estabilidade postural. A direção de inclinação diverge entre os estudos. Ou seja, seis estudos analisaram inclinação anterior, quatro estudos incluíram inclinação posterior e quatro estudos incluíram inclinação lateral.

Tabela 3. Estudos que analisaram os limites de estabilidade no controle postural.

Estudos	Participantes	Tarefa/Inclinação voluntária máxima/Limite de estabilidade	Variáveis do COP	Estatística	Principais Resultados
Blaszczyk et al., 2009.	133 adultas jovens divididas em quatro grupos: grupo 1 (n=33): indivíduos com peso normal; grupo 2 (n=42): obesidade grau I; grupo 3 (n=29): obesidade II; grupo 4 (n=30) obesidade grau III.	Inclinação máxima possível para frente com olhos abertos e fechados com movimento rígido sobre a articulação do tornozelo durante 10 s.	Amplitude anterior do deslocamento máximo do COP.	ANCOVA (Índice de massa corporal como co-variável).	A amplitude anterior do deslocamento máximo do COP foi menor no grupo de obesidade grau III em comparação aos demais grupos em ambas condições visuais.
Blaszczyk; Lowe; Hansen, 1994.	18 indivíduos sendo 9 jovens e 9 idosos.	Inclinação voluntária máxima para frente, trás e laterais com os olhos abertos e fechados durante 10 s.	Tempo de movimento da inclinação voluntária máxima; Amplitude de oscilação das direções analisadas.	ANOVA de dois fatores (grupo/visão) para cada direção; ANOVA de dois fatores (condição/direção anteroposterior) para cada grupo; ANOVA de dois fatores (condição/direção médio-lateral) para cada grupo; Teste <i>t</i> de <i>Student</i> entre grupos.	A amplitude de inclinação voluntária máxima foi aproximadamente de 50% na direção anteroposterior e 68% na direção médio-lateral nos idosos e oscilaram 80% nos jovens em ambas as direções.
Gyllensten, Hui-Chan, Tsang, 2010.	44 idosos divididos em dois grupos: grupo 1 (n=24): ativos praticantes de Tai-Chi com idade média de 68 anos; grupo 2 (n=20): ativos praticantes de outras atividades físicas com idade média 71 anos.	Inclinação voluntária máxima para 8 posições espaciais diferentes por um período breve dentro de sua base de apoio utilizando os limites de teste de estabilidade.	Velocidade de movimento; Deslocamento do ponto final; Deslocamento máximo; Controle direcional.	A análise multivariada de variância foi utilizada para comparar as medidas de resultados entre os grupos para o teste limite de estabilidade. E ajuste de <i>Bonferroni</i> para cada medida de resultado.	O deslocamento do ponto final, o deslocamento máximo e o controle direcional foram maiores nos idosos praticantes de Tai-Chi em comparação ao grupo de idosos praticantes de outras atividades físicas. Porém, a velocidade de movimento não foi diferente entre os grupos.
Jbabdi, Boissy, Hamel, 2008.	24 idosos sendo 10 do sexo masculino e 14 feminino com idade média de 71 anos.	Inclinação voluntária máxima para frente, direita e esquerda com olhos abertos com movimento rígido sobre a articulação do tornozelo sem alterar a base de apoio por alguns s (estabilidade).	Média da velocidade do deslocamento do COP; Área.	Teste <i>t</i> (referencial teórico x desempenho); Teste <i>t</i> (inclinação lateral x anterolateral); ANOVA para medidas repetidas (8 tentativas) em ambas as tarefas; Coeficientes de Correlação Intraclasse (CCI); Fórmula de <i>Spearman Brown</i> para confiabilidade prevista do número de tentativas.	Os idosos foram capazes de alcançar apenas 72% da inclinação anterior e 54% da inclinação em ambas direções laterais do referencial teórico.

Continuação Tabela 3.

Estudos	Participantes	Tarefa/Inclinação voluntária máxima/Limite de estabilidade	Variáveis do COP	Estatística	Principais Resultados
King, Judge, Wolfson, 1994.	113 indivíduos divididos em dois grupos: grupo 1 (n=73): homens e mulheres inscritos nos Estudos Cooperativos de Técnicas de Intervenção de Fragilidade e Lesões com 75 anos ou mais; grupo 2 (n=40): homens e mulheres voluntários entre 20 e 74 anos.	Tarefa 1: postura ereta quieta com olhos abertos durante 20 s. Tarefa 2: inclinação voluntária máxima para frente e para trás, sem flexionar o quadril ou joelhos, com os braços estendidos ao lado do corpo e manter estas posições por 5 s.	Oscilação total da postura ereta quieta; Oscilação total dos limites de estabilidade funcional; Média da posição do COP anteroposterior (COPap); Tamanho da base de suporte funcional.	Correlação de <i>Pearson</i> ; Teste <i>t</i> independente (feminino x masculino); Regressão Múltipla; Correção de <i>Bonferroni</i> ; Coeficiente de Correlação Intraclasse para reprodutibilidade do teste.	O COPap total foi correlacionado com a estatura e comprimento do pé. A inclinação voluntária máxima é menor e mais variável nos indivíduos acima de 60 anos em comparação aos indivíduos com menos de 60 anos. A proporção da inclinação voluntária máxima na direção anterior de 66% e posterior de 34% não foi alterada entre as idades. A oscilação da postura ereta quieta não diferiu entre as idades. Porém a oscilação na inclinação voluntária máxima foi constante em indivíduos com menos de 60 anos e reduzida, aproximadamente 10 centímetros a cada década de idade em indivíduos com 60 anos ou mais.
Rafat et al., 2011.	27 homens idosos com idade média de 71 anos.	Tarefa 1: postura ereta quieta durante 30 s. Tarefa 2: inclinação voluntária máxima para frente, trás e laterais e manter estas posições por 3 s.	Amplitude anteroposterior e médio-lateral; Comprimento vetorial da posição radial medial; Velocidade média; Área (elipse de 95%); Deslocamento máximo dos dados centroides no plano sagital e no plano frontal; Deslocamento mínimo dos dados centroides no plano sagital e frontal; Distância entre a posição máxima e mínima do COP no plano sagital e frontal; Área da diagonal entre a distância da posição máxima e mínima do COP no plano sagital e frontal;	Confiabilidade Inter-sessão (4 tentativas) e Intra-sessão (uma semana de intervalo).	Na tarefa de postura ereta quieta, apenas a velocidade média do COP apresentou confiabilidade forte intra-sessão (CCI=0,84) e inter-sessão (CCI=0,76). Na tarefa de inclinação voluntária máxima o deslocamento máximo e mínimo nos planos sagital e frontal, a distância entre a posição máxima e mínima do COP nos planos sagital e frontal e área dos limites de estabilidade apresentaram confiabilidade forte intra-sessão (CCI>0,82) e inter-sessão (CCI>0,79).

2.3.4 Relação entre o Comportamento dos Parâmetros do COP e Instabilidade Postural

Dos 22 estudos, 10 estudos relacionam o comportamento de oscilação dos parâmetros do COP com o conceito de instabilidade postural. Oito estudos relacionam o aumento de parâmetros (deslocamento, área, deslocamento em função da área, distância média, desvio padrão, velocidade média, frequência de 95% e frequência média) do COP com instabilidade postural em postura bípede quieta e três estudos relacionam a redução de parâmetros (deslocamento médio, tempo médio de deslocamento, velocidade e amplitude do centro de pressão dos pés) do COP com instabilidade postural nos limites de estabilidade funcional por meio da inclinação voluntária máxima. O deslocamento do COP apareceu em três estudos, área em dois estudos, distância, desvio padrão, velocidade e variáveis de frequência em dois estudos. Encontramos a concordância entre o comportamento de oscilação do COP com instabilidade postural; porém, os parâmetros do COP divergiram entre os estudos.

2.4 DISCUSSÃO

2.4.1 Duração da Série Temporal na Análise do Controle Postural

O comportamento dos parâmetros posturográficos foi afetado pela duração da série temporal. Parâmetros do COP, como desvio padrão anteroposterior (ap) e médio-lateral (ml), velocidade média e desvio padrão da força média ap e ml se tornaram mais estáveis e confiáveis em séries temporais com duração entre 25-40 s (LE CLAIR; RIACH, 1996). Entretanto, outros estudos apontaram a série temporal de no mínimo 30 s para o aumento da estabilidade e confiabilidade das medidas de sete parâmetros como deslocamento, oscilação e elipse da área, oscilação ap e ml, tempo médio de permanência e distância espacial média (SCOPPA et al., 2013) e oito parâmetros lineares no domínio do tempo e frequência como área, alinhamento e característica do comprimento do deslocamento bidimensional e não lineares como o parâmetro de irregularidade e o multi-escalar separados para ambas as direções (SCHUBERT et al., 2012). Um conjunto similar de parâmetros pode ser

utilizado com durações de séries temporais de 30, 60 e 300 s (SCHUBERT et al., 2012). Todavia, outros estudos apontaram que 60 s na condição com visão seriam suficientes para estabilizar os parâmetros de *RMS*, frequência de potência anteroposterior e médio-lateral (CARPENTER et al., 2001), desvio padrão e distância média (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Desta forma, não encontramos consenso sobre a duração da série temporal na análise do controle postural na postura bípede quieta (CARPENTER et al., 2001; LE CLAIR; RIACH, 1996; SCHUBERT et al., 2012; SCOPPA et al., 2013; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011).

A vantagem de utilizar a duração de amostragem maior está relacionada à otimização da estabilidade e a confiabilidade das medidas (CARPENTER et al., 2001; SCHUBERT et al., 2012). A série temporal com maior duração aumenta a confiabilidade do *RMS* e de medidas de frequência mediana do COP e pode aumentar capacidade de distinguir diferenças sutis entre grupos ou estratégias posturais (CARPENTER et al., 2001). Além disso, usar séries temporais com maior duração aumenta a resolução da transformada rápida de Fourier (FFT), e captura os menores componentes de frequência do sinal do COP. As séries temporais maiores contém a contribuição de componentes de frequência do sinal abaixo de 10Hz, característicos da postura quieta (WINTER, 1995) que não podem ser detectados em séries temporais menores (CARPENTER et al., 2001; SCHUBERT et al., 2012; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Assim, alterações no comportamento do COP em séries temporais longas resultariam em sub-representações de todos os componentes de frequência inerentes aos sinais do COP (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011) e em mais poder para discriminar medidas não lineares do COP (SCHUBERT et al., 2012).

A série temporal longa de aquisição posturográfica também pode apresentar pontos negativos (CARPENTER et al., 2001; SCOPPA et al., 2013; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Em condições clínicas de pacientes com deficiência ou doença, manter a postura ereta imperturbável é uma tarefa exigente e, em muitos casos, estender o tempo de aquisição da série temporal pode acrescentar ruído devido à fadiga muscular ou à dispersão de atenção (SCOPPA et al., 2013). Entretanto, a análise inversa da série temporal, isto é, análise do fim do período de aquisição da série para o início da aquisição da série temporal de 600 s mostrou que não houve efeito de fadiga (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011).

O sinal do COP pode possuir um componente transitório nos primeiros 20 s da série temporal (CARPENTER et al., 2001; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011; SCHUBERT et al., 2012). O componente transitório inicial de 10 s pode ser diferente do intervalo de 20 s na mesma série temporal considerando que o sinal do COP não é estacionário (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Além disso, é apontado que uma fase de adaptação de cinco segundos seria o suficiente na análise do controle postural (SCHUBERT et al., 2012; SCOPPA et al., 2013). Mas a contribuição do componente transitório em relação ao sinal total da série pode ser maior em séries temporais com menos de 120 s (SCHUBERT et al., 2012; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Logo, o componente transitório inicial pode ter menos impacto em séries temporais longas e os valores mais extremos podem ser detectados como um apêndice do processo fisiológico (SCHUBERT et al., 2012).

Le Clair e Riach (1996) compararam diferentes durações de séries temporais (10, 20, 30, 45 e 60s) com séries temporais diferentes para cada análise. Nestas comparações é indicado comparar diferentes intervalos de séries temporais decorrente da mesma série temporal/tentativa (CARPENTER et al., 2001; SCHUBERT et al., 2012). Esta recomendação ocorre porque comparar diferentes durações de séries temporais com base em medidas sintéticas de diferentes tentativas podem confundir as alterações no componente transitório inicial do sinal COP com as diferenças atribuídas aos efeitos da duração da série temporal. Assim, diferentes durações de uma única tentativa podem controlar os efeitos de confusão do componente transitório inicial do sinal COP, mantendo-o constante em cada série temporal (CARPENTER et al., 2001). Desta forma, o aumento na variabilidade do COP relacionado com o aumento na duração do teste pode indicar diferenças nas estratégias posturais adotada pelos indivíduos. Ou seja, indivíduos podem começar a tentativa oscilando em torno de um alvo como uma base de origem, conforme a duração do teste aumenta, os indivíduos podem se mover um pouco e começarem a balançar em torno de outra base de referência (LE CLAIR; RIACH, 1996).

Na análise dos efeitos da visão, os resultados são controversos. As séries temporais com duração inferior a 60 s podem ser aumentadas para garantir que os componentes maiores da amplitude do COP apareçam no deslocamento total do COP (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Os principais efeitos para postura e visão, e as interações entre postura e visão foram observadas para

todos os parâmetros analisados, indicando que todos eles são medidas potencialmente válidas de oscilação postural (LE CLAIR; RIACH, 1996). Porém, para capturar os menores componentes de frequência no sinal do COP com privação visual, as durações das séries temporais podem ser aumentadas para 180, 240 s ou até mesmo para 420 s (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011).

As discrepâncias nas medidas de confiabilidade nos estudos com diferentes séries temporais e a variação da confiabilidade nas mesmas tentativas quando analisadas em diferentes intervalos da mesma série temporal enfatizaram a importância de se estabelecer padrões para os parâmetros analisados. A padronização da duração da série temporal pode orientar pesquisas para a convergência de informações de diferentes fontes. Não está claro na literatura o período de adaptação que deve ser excluído na análise do sinal do COP mas distinguir se a influência da duração da série temporal em medidas de síntese é independente do componente transitório referente a adaptação do indivíduo na plataforma. Para isto, é importante analisar diferentes intervalos de séries temporais a partir da mesma série temporal coletada na postura bípede quieta. Portanto, a normatização da padronização da análise postural poderia ser utilizada para compreender os aspectos fundamentais do controle postural.

2.4.2 Antropometria e Composição Corporal no Controle Postural

As características antropométricas e a composição corporal afetam o controle postural (ALLARD et al., 2001; ALONSO et al., 2015; ARGATOV, 2013; BLASZCZYK et al., 2009; CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011; FIORETTI et al., 2010; KIM et al., 2012; KIM et al., 2014; OLIVEIRA, 2016; PINSAULT; VUILLERME, 2009; SIQUEIRA; GERALDES, 2015). Entretanto, apenas algumas variáveis são necessárias para caracterizar a morfologia e a postura dos indivíduos e devem ser consideradas em protocolos de qualquer aquisição de avaliação do controle postural (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2009; FIORETTI et al., 2010). A estatura e a massa corporal como variáveis intervenientes no comportamento de oscilação postural (ALLARD et al., 2001; ALONSO et al., 2015; ARGATOV, 2013; BLASZCZYK et al., 2009; CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002;

CRUZ-GÓMEZ et al., 2011; FIORETTI et al., 2010; KIM et al., 2012; KIM et al., 2014; OLIVEIRA, 2016; PINSAULT; VUILLERME, 2009; SIQUEIRA; GERALDES, 2015).

Indivíduos classificados morfologicamente como ectomorfos apresentaram maiores valores de área e eixo inferior do COP em comparação aos indivíduos classificados como endomorfos. Estes resultados foram atribuídos ao componente muscular relativamente baixo, a elevada razão entre massa corporal e estatura e à uma posição elevada do COM nos indivíduos ectomorfos. O percentual de massa magra corporal reduzida em mulheres posiciona o COP mais próximo da linha de limite da base de suporte (ALLARD et al., 2001). Outro estudo mostrou redução na oscilação postural nos grupos de obesos (obesidade grau I, II e III) em comparação ao grupo de não-obesos (BLASZCZYK et al., 2009). Os parâmetros do COP de deslocamento total, anteroposterior e médio-lateral foram negativamente correlacionados com o índice de massa corporal (IMC). O aumento da massa corporal gerou novas restrições biomecânicas que resultaram em adaptação funcional na postura ereta (ALLARD et al., 2001; BLASZCZYK et al., 2009). A diminuição da oscilação médio-lateral em mulheres obesas mostrou que o peso excessivo do corpo combinado com a acumulação relativamente maior de tecido adiposo nos membros inferiores, especialmente no quadril e nas coxas, gerou o aumento na distância entre as pernas na postura ereta e assim, mulheres obesas podem não ter problemas de equilíbrio postural (BLASZCZYK et al., 2009).

A análise de regressão linear múltipla (ALONSO et al., 2015) mostrou que na condição com visão a estatura foi responsável pela variação de 12% do RMS médio-lateral e 11% da área do COP, enquanto, o comprimento tronco-encefálico foi responsável por 6% do RMS anteroposterior. Por outro lado, na condição sem visão, a estatura foi responsável pela variação de 18% do RMS médio-lateral e o comprimento tronco encefálico foi responsável por 10% da velocidade média e 5% da área do COP. Estes resultados mostraram que a informação visual altera a relação entre as variáveis antropométricas e oscilação postural e que aproximadamente 20% da oscilação postural pode ser explicada por algum parâmetro antropométrico. No entanto, esta baixa porcentagem deve ser considerada na adoção de um procedimento de normalização.

Os parâmetros médios de deslocamento, velocidade e amplitude são fortemente dependentes da estatura e em parte pela massa corporal e esta correlação é reforçada com a oclusão visual. Estes resultados foram explicados pela

influência das propriedades espectrais dos sinais do COP que foram refletidas pelos valores da potência total e pelos parâmetros estocásticos, o coeficiente de difusão, que estão relacionados ao componente fractal da série temporal do COP. Os parâmetros de largura máxima do pé, área da base de apoio e ângulo de abertura do pé descreveram a interface do corpo com o solo, em particular o seu tamanho e geometria. Desta forma, as medidas de base de apoio foram sugeridas como referenciais adicionais ao referencial de estatura e massa corporal na análise do controle postural (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002).

A estabilidade postural na postura bípede ereta de obesos em comparação aos indivíduos não-obesos pode depender mais da visão (ALONSO et al., 2015; BLASZCZYK et al., 2009; CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011; FIORETTI et al., 2010). A manipulação da informação visual com a informação somatossensorial (superfície rígida versus macia) mostrou o aumento do deslocamento e da área em indivíduos obesos comparado aos indivíduos magros e com sobrepeso na condição com superfície rígida e oclusão visual. Os indivíduos obesos podem ser mais vulneráveis quando a visão não está disponível. Logo, indivíduos obesos podem depender mais da visão para o equilíbrio (BLASZCZYK et al., 2009; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011). A oscilação postural aumentou na condição de superfície rígida e na superfície macia sem informação visual (CRUZ-GÓMEZ et al., 2011). Os indivíduos obesos usaram o sistema somatossensorial diferentemente dos indivíduos magros e com sobrepeso para controlar a postura (ALONSO et al., 2015; ARGATOV, 2013; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011).

A partir da abordagem de modelagem matemática incorporando estatura e massa corporal foi possível estabelecer uma relação entre o modelo pêndulo invertido e os parâmetros do COP (ARGATOV, 2013). O modelo do pêndulo invertido é baseado no pressuposto que apenas o torque na articulação do tornozelo é modulado para manutenção da estabilidade postural na direção anteroposterior (ARGATOV, 2013; WINTER, 1995). Neste sentido, a velocidade média anteroposterior se mostrou mais adequada na caracterização da rigidez efetiva do modelo de pêndulo invertido na manutenção da estabilidade postural. No entanto, este modelo não pode ser aplicado a indivíduos que utilizam a combinação das articulações do quadril e do tornozelo no controle postural (ARGATOV, 2013).

A relação entre medidas antropométricas/composição corporal e oscilação corporal são mediadas pelo sexo (masculino ou feminino) em adultos jovens (KIM et

al., 2012) e idosos (KIM et al., 2014; SIQUEIRA; GERALDES, 2015). Porém, os padrões da diferença entre homens e mulheres não coincidiram entre idosos e jovens (KIM et al., 2012; KIM et al., 2014). Na postura bípede, a oscilação postural e a frequência do COP de jovens foram relacionadas com massa corporal e estatura (KIM et al., 2012). Os jovens utilizaram uma estratégia de controle dependente das medidas antropométricas, independentemente da postura adotada. O controle postural pode ser bom o suficiente para lidar com a antropometria porque os indivíduos jovens não apresentam déficits nas funções motoras e sensoriais (KIM et al., 2012). O deslocamento médio e a velocidade média aumentaram com a inclusão da estatura e da massa corporal em mulheres (KIM et al., 2012). Em contraste, a frequência de oscilação diminuiu com a inclusão da estatura e da massa corporal em homens (KIM et al., 2012). Neste sentido, as diferenças entre homens e mulheres foram interpretadas como diferença na estratégia de controle devido ao sexo.

Em mulheres idosas, o aumento da frequência de potência de 95% do COP foi relacionado apenas com a área da base de suporte delimitada pelas bordas dos pés. Estes resultados demonstraram que a estabilidade não está diretamente relacionada à antropometria em idosos. Tais resultados foram explicados pelo declínio nas funções sensoriais e motoras decorrente do processo de envelhecimento em idosos (KIM et al., 2014). Portanto, muito cuidado deve ser tomado para normalizar variáveis de oscilação postural com fatores corporais em diferentes populações (KIM et al., 2012; KIM et al., 2014). Outro estudo com idosos mostrou que a circunferência de cintura é responsável por 8,8% de toda variação do desvio-padrão médio-lateral enquanto a força isométrica voluntária máxima é responsável por 9,4%. Os resultados mostraram que a distribuição centrípeta de gordura corporal associada à diminuição da força muscular são as principais responsáveis pelas alterações posturais em idosas. Portanto, idosas obesas e/ou com sobrepeso são submetidas a pequena oscilação para frente e a distribuição anormal de gordura corporal na região abdominal (posição do centro de massa comum relativa ao tornozelo) gera o torque maior no tornozelo para recuperar o equilíbrio (SIQUEIRA; GERALDES, 2015). Desta forma, indivíduos obesos, particularmente aquelas com distribuição excessiva de gordura na região abdominal, submetidos às perturbações ou a um estresse postural diário podem estar em maior risco de cair quando comparadas a indivíduos com peso normal, visto que estes

indivíduos possuem uma maior capacidade de gerar torque rápido no tornozelo para recuperar o equilíbrio (BLASZCZYK et al., 2009; SIQUEIRA; GERALDES, 2015).

O procedimento de normalização foi proposto para remover uma variável interveniente de variabilidade interindividual (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; FIORETTI et al., 2010; OLIVEIRA, 2016). Neste sentido, o procedimento de normalização mostrou efeitos positivos no parâmetro de velocidade anteroposterior (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002). Por isso, os efeitos do fator sexo nos parâmetros do COP antes do procedimento de normalização entre homens e mulheres podem ser interpretados como a diferença das propriedades biomecânicas e não como a diferença na estratégia de controle postural (KIM et al., 2012). Desta forma, o procedimento de normalização confirmou que o resultado obtido com os dados não normalizados foi apenas devido à influência de tais fatores biomecânicos e à falta de um escalonamento do parâmetro estabilométrico ao tamanho do corpo (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; OLIVEIRA, 2016).

Um novo método de normalização dos parâmetros do COP baseado na conversão do cartesiano para o sistema de coordenadas polares, no qual a normalização é executada, e os dados são então reconvertidos de volta ao sistema cartesiano (centralização, conversão do sistema, determinação do ponto mais distante da origem, normalização e conversão do sistema) foi aplicado a um conjunto de dados coletados em estudo anterior. Os resultados apoiaram as evidências que os fatores relacionados às características individuais dos indivíduos foram eliminados da amostra pelo processo de normalização. O elevado nível de correlação nos dados não normalizados sugeriu que as características da amostra, devido a antropometria e outros fatores que estavam presentes na primeira condição e manteve-se durante as manipulações experimentais. Porém, a ausência de correlação nos dados normalizados sugeriu que estes elementos foram eliminados da amostra. Ou seja, esse método de normalização eliminou as diferenças individuais e destacou os efeitos das condições experimentais (OLIVEIRA, 2016).

Outro estudo também realizou um procedimento de normalização dos parâmetros do COP baseado nas características antropométricas (estatura, massa corporal, de área da base de apoio, de largura máxima dos pés e de ângulo de abertura dos pés). A distância média anteroposterior, área de oscilação, potência anteroposterior; distância do pico e valor médio do pico foram normalizados e em seguida, inseridos em uma análise linear discriminante. Os resultados indicaram que

a análise discriminante foi capaz de classificar corretamente 86,5% dos pacientes diabéticos com e sem neuropatia. Deste modo, foi sugerido que a inferência correta na análise do controle postural depende da seleção adequada dos parâmetros do COP e do procedimento de normalização (FIORETTI et al., 2010).

A confiabilidade das medidas entre os dados não normalizados e normalizados pela antropometria aumentou à medida que o número de tentativas aumentou. Em específico, a velocidade média e máxima total e velocidade média e máxima anteroposterior nos dados não normalizados apresentaram confiabilidade moderada/alta ($CCI > 0,75$). Os dados normalizados pela estatura apresentaram a tanto a velocidade média médio-lateral quanto a velocidade máxima anteroposterior apresentaram confiabilidade moderada/alta ($CCI > 0,75$). Ainda, a área, velocidade média e máxima total e anteroposterior apresentaram confiabilidade moderada/alta ($CCI > 0,75$) nos dados normalizados pela massa corporal e pelo índice de massa corporal. Além disso, três tentativas foram suficientes para que todas as medidas do COP analisadas apresentassem confiabilidade moderada/alta ($CCI > 0,75$) tanto em dados não normalizados quanto em dados normalizados (PINSULT; VUILLERME, 2009).

Em síntese, o controle postural pode ser influenciado pelas características antropométricas e/ou composição corporal. No entanto, as diferenças entre protocolos experimentais, incluindo diferentes amostras, diferentes variáveis antropométricas/composição corporal/posição dos pés, diferentes parâmetros do COP e diferentes procedimentos de análise não permitem indicar um referencial para um procedimento de normalização na análise posturográfica.

2.4.3 Limites de Estabilidade Funcional na Análise do Controle Postural

Todos os estudos mensuraram os limites de estabilidade por meio dos ângulos máximos de inclinação em diferentes direções (BLASZCZYK et al., 2009; BLASZCZY; LOWE; HANSEN, 1994; GYLLENTEN; HUI-CHAN; TSANG, 2010; JBABDI; BOISSY; HAMEL, 2008; KING; JUDGE; WOLFSON, 1994; RAFAT et al., 2011). A base de suporte funcional é uma proporção da base de suporte sobre a qual o centro de massa (COM) é controlado na inclinação máxima para frente, atrás (BLASZCZYK et al., 2009; BLASZCZY; LOWE; HANSEN, 1994; GYLLENSTEN,

HUI-CHAN, TSANG, 2010; JBABDI, BOISSY, HAMEL, 2008; KING, JUDGE, WOLFSON, 1994; RAFAT et al., 2011) e para o lado (BLASZCZYK; LOWE; HANSEN, 1994; GYLLENSTEN, HUI-CHAN, TSANG, 2010; JBABDI, BOISSY, HAMEL, 2008; RAFAT et al., 2011). Ademais, os limites de estabilidade podem ser influenciados por fatores morfológicos, como a obesidade (BLASZCZYK et al., 2009).

A obesidade reduziu a amplitude voluntária máxima na direção anterior. O aumento da massa corporal impõe novas restrições biomecânicas. Estas restrições resultaram em diminuição rápida e progressiva nos limites de estabilidade em indivíduos com obesidade avançada. Os indivíduos obesos, em situação de perturbação do equilíbrio, têm mais dificuldade em recuperar a estabilidade. Desta forma, os pacientes obesos estão restritos a usar apenas movimentos lentos, que desestabilizam menos a postura. A falha no controle de estabilidade postural pode resultar da incapacidade para executar movimentos coordenados multi-articulares rápidos e a acumulação de tecido adiposo na região do quadril aumenta a inércia dos segmentos corporais. A obesidade também afeta a rigidez articular e limita a amplitude de movimento. Como resultado, os indivíduos obesos podem ter menos coordenação e déficit na recuperação do equilíbrio (BLASZCZYK et al., 2009).

O envelhecimento altera os limites de estabilidade (BLASZCZYK; LOWE; HANSEN, 1994; JBABDI; BOISSY; HAMEL, 2008; GYLLENSTEN; HUI-CHAN; TSANG, 2010). Após normalizar os limites de estabilidade pelo tamanho da base de apoio física, os idosos apresentaram a amplitude de inclinação voluntária máxima de aproximadamente 50% na direção anteroposterior e 68% na direção médio-lateral da base funcional máxima, enquanto os jovens oscilaram 80% em ambas as direções. O envelhecimento limitou os idosos na expansão das margens de segurança. Isto é, a amplitude voluntária máxima que o idoso está disposto para se inclinar é reduzida (BLASZCZYK; LOWE; HANSEN, 1994).

Os limites de estabilidade determinados a partir de ângulos máximos de inclinação propostos pelo sistema *NeuroCom* foram comparados em idosos. Os resultados indicaram maior variabilidade interindividual para o desempenho em comparação aos valores teóricos de referência. Os participantes alcançaram apenas 72% na direção anterior e 54% em ambas direções laterais do limite de estabilidade do referencial teórico. Os idosos não conseguiram alcançar os limites de estabilidade. Os limites de estabilidade teóricos superestimam a capacidade dos idosos de mudar o peso corporal na medida do possível a partir da posição de pé na

posição vertical sem alterar a base de apoio (JBABDI; BOISSY; HAMEL, 2008). Logo, os ângulos máximos teóricos, estabelecidos a partir de adultos saudáveis, não podem ser aplicados em idosos (BLASZCZYK; LOWE; HANSEN, 1994; JBABDI; BOISSY; HAMEL, 2008). Isso pode ser descrito para as diferenças interindividuais do limite de estabilidade de desempenho, que independente das características antropométricas dos participantes, foram encontrados em idosos (JBABDI; BOISSY; HAMEL, 2008). Além disso, o controle sobre as estratégias de movimento utilizado pelos indivíduos para atingir o limite de estabilidade pode ser diferente do modelo teórico em que os ângulos máximos de inclinação são baseados no modelo de um segmento rígido comportando-se como pêndulo invertido. Os idosos podem utilizar o tronco no deslocamento do corpo para definir os limites de estabilidade funcional (BLASZCZYK; LOWE; HANSEN, 1994; JBABDI; BOISSY; HAMEL, 2008).

Idosos praticantes de Tai-Chi mostraram maiores valores de deslocamento até ponto final da inclinação, amplitude máxima e controle direcional em comparação ao grupo de idosos que praticam outras modalidades de atividades físicas. O maior índice de amplitude máxima indica que praticantes de Tai-Chi se inclinam mais sem perder a estabilidade e utilizam adequadamente o mecanismo de controle corretivo (feedback). O melhor controle de trajetória inclinada (controle direcional) nos idosos praticantes de Tai-Chi foi relacionado com a exigência espacial da modalidade praticada, ou seja, o desenvolvimento da consciência espacial. O melhor deslocamento do ponto final nos idosos praticantes de Tai-Chi representa a capacidade de planejar antecipadamente a magnitude do movimento (*feedforward*). No entanto, a velocidade de movimento não diferiu entre os idosos praticantes e não praticantes de Tai-Chi. Isto não surpreende, considerando que a prática de Tai-Chi envolve movimentos lentos e controlados, ou seja, movimentos característicos da população idosa (GYLLENSTEN; HUI-CHAN; TSANG, 2010).

King, Judge e Wolfson (1994) normalizaram a distância do COP movida na inclinação voluntária máxima pelo comprimento do pé para corrigir as diferenças no tamanho do corpo entre os indivíduos e para proporcionar um quadro de referência para a medida. Sobre a contribuição da amplitude para frente e para trás da base de suporte funcional total, as amplitudes permaneceram constantes, cerca de 2/3 e 1/3 da base de suporte funcional, respectivamente, em indivíduos de todas as idades. A amplitude posterior é menor que a anterior em idosos porque inclinar para trás é mais difícil, pois o envelhecimento enfraquece a força de flexores do tornozelo.

Idosos podem não serem capazes de usar os dedos tão bem como os mais jovens para mover o COP anteriormente na inclinação voluntária máxima para frente. Logo, menor amplitude de movimento do tornozelo pode diminuir a amplitude da inclinação voluntária máxima para frente em comparação às populações mais jovens. A instabilidade na inclinação voluntária máxima foi variável e aumentou com a idade em comparação a oscilação durante a postura bípede quieta. Os indivíduos que oscilavam mais na postura normal tendem a oscilar mais na inclinação voluntária máxima. Mas a oscilação do COP anteroposterior na postura bípede quieta não se correlacionou com a oscilação do COP anteroposterior na inclinação voluntária máxima (KING; JUDGE; WOLFSON, 1994).

O deslocamento máximo e mínimo nos planos sagital e frontal, a distância entre a posição máxima e mínima do COP nos planos sagital e frontal e a área aproximada de limites de estabilidade mostraram alto nível de consistência interna intra e inter-sessões. Duas tentativas nas inclinações para frente e para trás são suficientes para a confiabilidade forte entre tentativas (RAFAT et al., 2011). Portanto, a análise da inclinação voluntária máxima mostrou ser teste confiável de um aspecto do equilíbrio postural. Os limites de estabilidade funcional podem representar um referencial no procedimento de normalização na análise da postura bípede quieta.

2.4.4 Relação entre o Comportamento dos Parâmetros do Centro de Pressão e Instabilidade Postural

O conceito de estabilidade/instabilidade postural a partir da oscilação do corpo inferido por meio do comportamento do COP mostrou que a instabilidade postural foi relacionada com aumento no deslocamento e área do COP em um grupo de ectomorfos (ALLARD et al., 2001) e um grupo de obesos (CRUZ-GÓMEZ et al., 2011). O aumento do deslocamento em função da área foi relacionado com a instabilidade apenas em obesos (CRUZ-GÓMEZ et al., 2011). O aumento da distância média (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011), desvio padrão (LE CLAIR; RIACH, 1996; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011) e velocidade média (LE CLAIR; RIACH, 1996) foram relacionados com a instabilidade postural induzida pela oclusão visual (BLASZCZYK et al., 2009; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011; LE CLAIR; RIACH, 1996; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL;

CARPENTER, 2011). Maiores deslocamentos do COP e frequência de 95% foram relacionados com pior equilíbrio em mulheres em relação aos homens (KIM et al., 2012) e aumento da área (CRUZ-GÓMEZ et al., 2011), distância do COP (CRUZ-GÓMEZ et al., 2011; KIM et al., 2014; SIQUEIRA; GERALDES, 2015) e potência média (KIM et al., 2014) com o declínio do equilíbrio em idosos em comparação aos adultos jovens. Por outro lado, nos limites de estabilidade funcional a instabilidade postural foi relacionada à redução dos parâmetros de deslocamento médio, tempo médio de deslocamento e amplitude do centro de pressão dos pés em obesos e idosos (BLASZCZYK et al., 2009; KING; JUDGE; WOLFSON, 1994) e na velocidade do COP em idosos (KING; JUDGE; WOLFSON, 1994).

Em síntese, os estudos mostraram concordância sobre o aumento na oscilação de parâmetros do COP na postura bípede quieta e a redução na oscilação de parâmetros do COP na inclinação voluntária máxima refletem instabilidade postural. Embora alguns parâmetros do COP, como deslocamento total do COP, estejam na maioria dos estudos, não há padronização do aumento de oscilação de qual parâmetro do COP representa declínio no controle do COM dentro dos limites de estabilidade sem a necessidade de alteração na base de suporte. Outro problema é o reducionismo do mecanismo de controle postural a uma variável. Cada parâmetro do COP apresenta significado específico nos mecanismos de adaptação do controle postural frente às diferentes perturbações. Desta forma, os diferentes parâmetros do COP para definir instabilidade dificultam a convergência das informações de diferentes fontes.

2.5 CONCLUSÃO

Esta revisão sistemática analisou os procedimentos de avaliação do controle postural de duração da série temporal, de característica antropométrica e de limites de estabilidade no controle postural. Estes procedimentos interferem na análise do controle postural, porém a divergência entre os protocolos experimentais e entre os parâmetros do COP não direcionam para a padronização nos procedimentos de avaliação analisados. Os estudos relacionam o aumento de diferentes parâmetros do COP, analisados isoladamente, com o aumento da oscilação postural e com a instabilidade postural em postura bípede quieta e a redução dos parâmetros do COP

nos limites de estabilidade funcional com instabilidade postural. Esta revisão de literatura indica que é necessário combinar a manipulação de protocolos experimentais com diferentes durações de séries temporais e períodos de adaptação do indivíduo na plataforma e que relacionem características antropométrica e/ou dimensão corporal com os parâmetros do COP. Para o nosso conhecimento, nenhum estudo utilizou os limites de estabilidade na inclinação voluntária máxima para normalização na postura bípede quieta, uma vez que, este referencial poderia indicar um parâmetro de referência da capacidade máxima e o agrupamento dos diferentes parâmetros do COP, na tentativa de identificar padrões de comportamento que traduzam melhor os mecanismos de controle postural.

3. SEGUNDO ESTUDO (EXPERIMENTO I): AVALIAÇÃO POSTUROGRÁFICA EM POSTURA BÍPEDE QUIETA DEPENDE DA INTERAÇÃO ENTRE SÉRIE TEMPORAL E PERÍODO INICIAL DE ADAPTAÇÃO.

RESUMO

Um dos desafios da avaliação posturográfica é determinar o tempo adequado para avaliação. Assim, o objetivo foi comparar os parâmetros do centro de pressão (COP) entre as séries temporais (30, 60, 120 e 180 s) e os períodos iniciais de adaptação (0, 5, 10 e 20 s) em postura bípede quieta com e sem informação visual. Participaram 40 adultos jovens com idade média de 22 anos ($DP= 2,48$). A tarefa consistiu em permanecer em pé durante 200 s, o mais imóvel possível na base de suporte bipodal com os pés afastados em ambas condições visuais. Os parâmetros do COP foram influenciados pela duração da série temporal e pelo período inicial de adaptação. Entretanto, apenas a velocidade e os parâmetros de frequência na direção anteroposterior foram influenciados pela oclusão visual. Ademais, no domínio do tempo, os parâmetros do COP foram estáveis e confiáveis nas séries de 120 e 180 s a partir do período de adaptação de 5s, na série de 60s a partir do período de adaptação de 10s e na série de 30s apenas com período de adaptação de 20s. Entretanto, os parâmetros de frequências, independente do período de adaptação, aumentaram conforme as séries temporais aumentaram e apenas a frequência pico permaneceu estável em todas séries e períodos de adaptação. Estes resultados sugerem que quanto menor a série temporal maior deverá ser o período de adaptação e que determinar o tempo de avaliação depende da estabilidade dos parâmetros do COP de modo que os valores baseados em uma duração mais longa não renderiam mais nenhuma informação. Ainda, nas séries sem um período de adaptação, todos os parâmetros apresentaram confiabilidade fraca, nas séries com períodos de adaptação, os parâmetros no domínio da frequência apresentaram confiabilidade fraca ou moderada e os parâmetros no domínio do tempo apresentaram confiabilidade forte. Portanto, foi recomendado 70s de tempo adequado para avaliação, sendo 10s iniciais excluídos da análise devido à adaptação do indivíduo na plataforma e analisada série temporal subsequente de 60 s.

Palavras-chave: Equilíbrio Postural 1. Posturografia 2. Duração de Amostragem 3. Componente Transitório 4. Postura Ortostática 5.

3.1 INTRODUÇÃO

O controle postural refere-se à capacidade de manter a posição do corpo em relação às restrições ambientais. Este recurso é essencial nas atividades da vida diária (DUARTE; FREITAS, 2010; SCHUBERT et al., 2012; WINTER, 1995). O controle da postura pode ser quantificado por meio do centro de pressão (COP), mensurado em uma plataforma de força (DUARTE, 2000; DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK; MACPHERSON, 1996; LE CLAIR; RIACH, 1996; SCHUBERT et al., 2012; WINTER, 1995). Um dos desafios da avaliação posturográfica é determinar o tempo adequado para avaliação. O tempo de avaliação do controle postural está relacionado à duração da série temporal e ao período inicial de adaptação do indivíduo na plataforma (SCHUBERT et al., 2012; SCOPPA et al., 2013; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Diferentes durações de séries temporais têm sido utilizadas na análise do controle postural. Em postura bípede quieta, por exemplo, as durações das séries temporais variam de segundos (CARPENTER et al., 2001; LE CLAIR; RIACH, 1996; SCHUBERT et al., 2012; SCOPPA et al., 2013) a 10 minutos (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011; DUARTE; ZATSIORSKY, 2000). Ainda, a seleção da série temporal tem sido relacionada à natureza e à especificidade dos parâmetros do COP.

As séries temporais acima de 30 s e inferior a 60 s são mais estáveis e confiáveis na condição com visão para os parâmetros do COP, no domínio do tempo, como deslocamento, área (SCHUBERT et al., 2012; SCOPPA et al., 2013), amplitude, tempo médio de permanência, distância espacial média (SCOPPA et al., 2013), desvio padrão da força média, velocidade (LE CLAIR; RIACH, 1996), *root means square* (CARPENTER et al., 2001), distância média (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011) e desvio padrão (LE CLAIR; RIACH, 1996; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Por outro lado, em condições sem a informação visual, o desvio padrão da força lateral e a velocidade média foram maiores na série temporal de 10 s em comparação às séries temporais de 20, 30, 45 e 60 s (LE CLAIR; RIACH, 1996). O desvio padrão e a distância média não diferiram nas séries temporais acima de 60 s, porém se tornaram mais estáveis nas séries temporais de 360 e 300 s, respectivamente (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Em relação aos parâmetros do COP no domínio da frequência, foi descrita a diminuição da frequência mediana à medida que a duração

da série temporal aumenta, que a frequência de potência é mais estável com 60 s (CARPENTER et al., 2001), que a frequência centroide é mais estável com 120 s e que a frequência mediana rotacional e sinusoidal são mais estáveis com 180 s (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Devido a esta diferença no comportamento dos parâmetros do COP em função da série temporal, é importante selecionar a série temporal adequada com a quantidade maior de parâmetros do COP para a análise do controle postural. Além do mais, as durações de séries temporais longas e curtas apresentam vantagens na avaliação posturográfica.

As vantagens na utilização de séries temporais maiores estão relacionadas às otimizações da estabilidade, da confiabilidade das medidas (CARPENTER et al., 2001; SCHUBERT et al., 2012) e da captura dos menores componentes da frequência do sinal do COP (CARPENTER et al., 2001; SCHUBERT et al., 2012; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Assim, ajustes feitos em durações longas resultariam em uma sub-representação de todos os componentes de frequência inerentes aos sinais do COP (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011) e às manipulações experimentais (CARPENTER et al., 2001). Entretanto, séries temporais menores podem eliminar os efeitos da fadiga (CARPENTER et al., 2001; LE CLAIR; RIACH, 1996; SCOPPA et al., 2013; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011) e da dispersão da atenção, bem como auxiliar em condições clínicas de indivíduos com problemas de equilíbrio que não conseguem permanecer por muito tempo em postura bípede quieta (LE CLAIR; RIACH, 1996; SCOPPA et al., 2013). Ademais, o tempo de avaliação no controle postural pode necessitar ainda de um período extra, isto é, um período de exclusão da análise decorrente da adaptação do indivíduo na plataforma.

O período inicial de adaptação do indivíduo na plataforma pode influenciar na análise do sinal do COP em medidas de síntese (CARPENTER, 2011; SCHUBERT et al., 2012; SCOPPA et al., 2013; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Esse período inicial de adaptação pode variar em 5 (SCHUBERT et al., 2012; SCOPPA et al., 2013), 10 ou 20 s (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Assim, quanto menor a duração da série temporal maior será a influência no comportamento dos parâmetros do COP decorrente do período inicial de adaptação do indivíduo na plataforma (SCHUBERT et al., 2012; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Logo, é necessário investigar se o período inicial de adaptação do indivíduo na plataforma deve ser excluído da análise e distinguir se a

influencia da série temporal é independente do componente de transição inicial. Embora, o controle postural tenha sido amplamente estudado, ainda não há consenso sobre a melhor forma de padronização na seleção da série temporal e do período de adaptação para sua análise (DUARTE; FREITAS, 2010; SCOPPA et al., 2013; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011).

O objetivo do presente estudo foi comparar os parâmetros do COP entre diferentes durações de séries temporais (30, 60, 120 e 180 s) e períodos iniciais de adaptação (0, 5, 10 e 20 s) no controle postural em postura bípede quieta com e sem informação visual em adultos jovens. Foram levantadas as hipóteses: H₁) Os parâmetros do COP serão maiores nas Séries Temporais de 30 s em comparação às Séries de 60, 120 e 180 s, nas Séries de 60 em comparação às Séries de 120 e 180 s, e nas Séries de 120 em comparação às séries de 180 s; H₂) Os parâmetros do COP serão maiores nas séries temporais sem exclusão do período de adaptação (0 s) em comparação às séries com os períodos Iniciais de adaptação de 5, 10 e 20 s; H₃) Os parâmetros do COP serão maiores nas Séries Temporais e nos Períodos de Adaptação na condição sem visão em comparação à condição com visão. O presente estudo pode auxiliar na padronização do tempo de avaliação do controle postural, isto é, no direcionamento de uma duração de série temporal e período de adaptação adequados na avaliação do controle postural em postura bípede quieta, como contribuir para a convergência entre os estudos, permitindo a interpretação mais apropriada dos resultados decorrente da manipulação da informação visual.

3.2 MÉTODO

3.2.1 Caracterização do Estudo

Este estudo é experimental (THOMAS; NELSON; SILVERMAN, 2012).

3.2.2 Delineamento

Todos os participantes realizaram três tentativas na tarefa bípede quieta em cada condição experimental (com e sem visão). Os participantes tiveram dois minutos de intervalo de descanso entre as condições e um minuto entre as tentativas. A ordem das condições foi aleatorizada entre os participantes. Depois

estas tentativas foram analisadas em diferentes durações de série temporal (30, 60, 120 e 180 s) e com a exclusão de períodos iniciais de adaptação (0, 5, 10 e 20 s).

3.2.3 Cálculo do Tamanho da Amostra

O cálculo do tamanho da amostra, antes do início do estudo, foi estimado no *software GPOWER* (v. 3.1). Para a *Anova* de três fatores de medidas repetidas, tamanho de efeito 0,25; 0,05 de α ; 0,80 de poder ($1-\beta$); 1 para número de grupos; 32 para número de medições; 0,05 para correção das medidas repetidas; 1 para correção de não esfericidade (BECK, 2013), o tamanho recomendado foi 13. .

3.2.4 Caracterização dos Participantes

A seleção dos participantes foi por conveniência. Participaram 20 homens e 20 mulheres com idade média 22 anos ($DP=2,4$), estatura média 1,71 m ($DP=0,08$), massa corporal média 69 kg ($DP=12,27$) e índice de massa corporal (IMC) médio $23,5 \text{ m/cm}^2$ ($DP=3,1$). Os critérios de inclusão foram: ter idade entre 18 e 26, não ter histórico de cirurgia no tronco ou nos membros inferiores, não ter doença ou comprometimento funcional do sistema sensorial não corrigível, não usar medicamentos de forma contínua ou durante o estudo que poderiam alterar o controle postural (Apêndice A) e não ser sedentário nos últimos seis meses de acordo com o Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) (MATSUDO et al., 2001; Anexo A). O critério de exclusão foi a incapacidade em realizar a tarefa de controle postural do estudo. Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice B). O estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa envolvendo seres humanos da Universidade Estadual de Londrina (CAAE: 67231517.0.0000.5231; Parecer 2.104.372; Anexo B). O recrutamento dos participantes foi por meio de contato pessoal e telefônico.

3.2.5 Local do Estudo

O estudo foi realizado no Laboratório de Pesquisa e Ensino em Biomecânica (LAPEB) do Centro de Educação Física e Esporte (CEFE) da Universidade Estadual de Londrina (UEL) (Apêndice C).

3.2.6 Instrumento e Tarefa

Para avaliação cinética da postura bípede quieta foi utilizada a plataforma de força AMTI (modelo OR6-7-2000) com dimensões de 464mm (comprimento) x 508mm (largura) x 82.5mm (altura), um amplificador analógico-digital MX Giganet do sistema Vicon e o software Vicon Nexus (v. 1.8.5) para a captura das séries temporais do COP anteroposterior e médio-lateral.

A tarefa em postura bípede quieta consistiu em permanecer em pé durante 200 s (s), o mais imóvel possível, na base de suporte bipodal com os pés afastados, em posição confortável, desde que a largura entre os pés não ultrapasse a largura dos ombros e braços estendidos ao longo do corpo nas condições com e sem informação visual. A posição dos pés de cada participante foi marcada na plataforma para garantir o mesmo posicionamento dos pés entre as tentativas.

3.2.7 Procedimentos

Os participantes foram convidados e informados sobre os procedimentos e os objetivos do estudo. Na sessão experimental, os participantes assinaram o TCLE, responderam em forma de entrevista a anamnese e o IPAQ. Quando os critérios de inclusão do estudo foram atendidos, os participantes realizaram a avaliação do controle postural em postura bípede quieta nas duas condições visuais.

Na condição com visão, os participantes foram instruídos a manter o olhar fixo a um alvo de dois centímetros de diâmetro fixado na parede a 1,80 m de distância e na altura dos olhos de cada participante. Na condição sem visão, os participantes tiveram os olhos vendados e foram instruídos a manter o posicionamento da cabeça como se estivessem olhando para o ponto fixo na parede. Todos os participantes foram instruídos a permanecer o mais imóvel possível durante o período de análise e que aguardassem o comando do avaliador para o início e término da tentativa.

3.2.8 Processamento de Dados

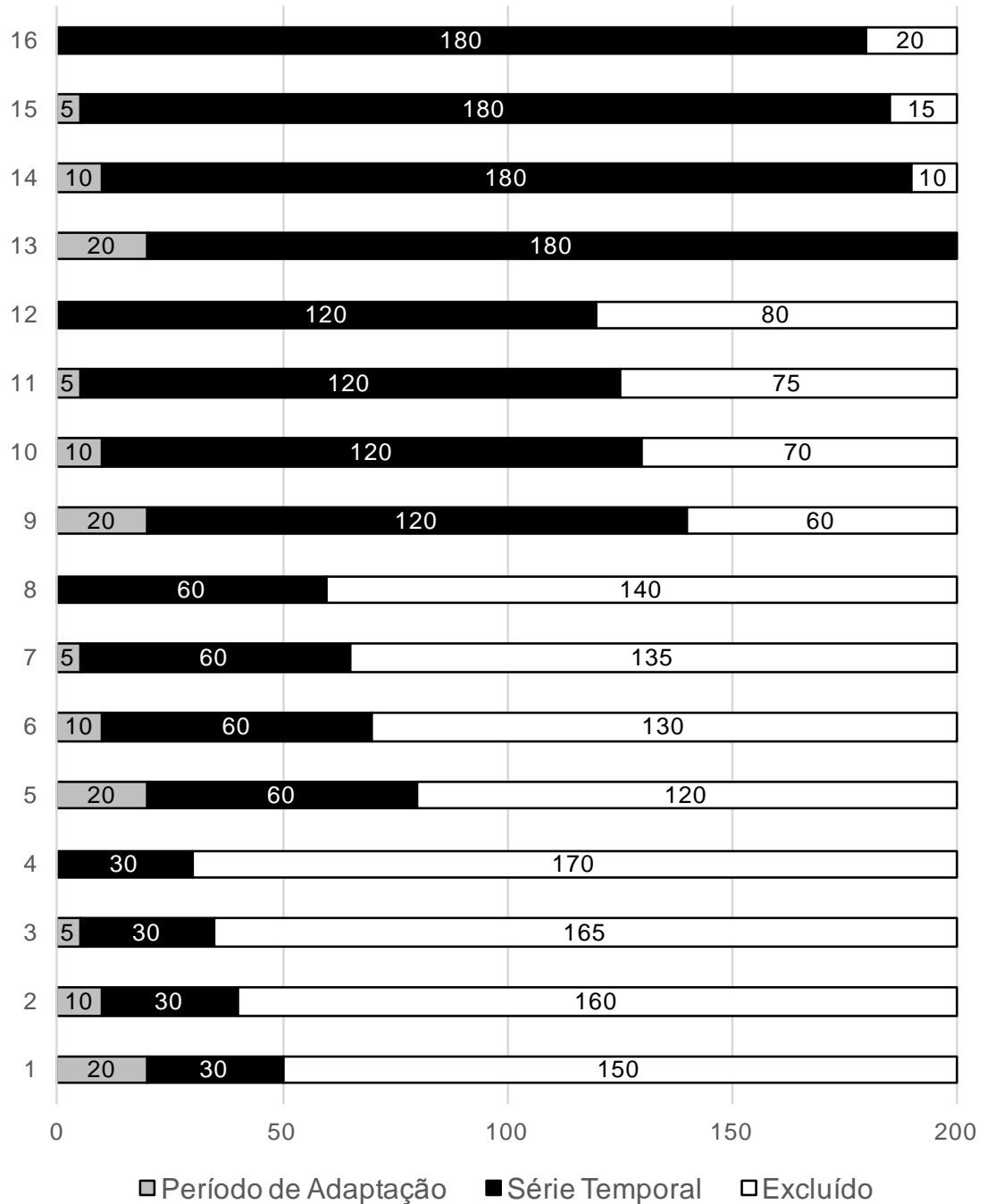
Todas as análises dos processamentos de dados foram realizadas pelo software *matlab* versão 11.1 (2011a). Os dados da plataforma de força foram adquiridos na frequência 100Hz. A plataforma de força registrou os três componentes de força (F_x , F_y e F_z) e os três componentes de momento (M_x , M_y , M_z), sendo x , y e z as direções anteroposterior, médio-lateral e vertical, respectivamente. Estes componentes de forças e momentos foram inicialmente filtrados por um filtro recursivo passa-baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte 10Hz e depois estes componentes foram utilizados para calcular a posição do COP na direção anteroposterior (COPap) (Equação 1) e médio-lateral (COPml) (Equação 2). Sendo o z_{off} uma constante (-1,632) fornecida pelo fabricante da plataforma (AMTI).

Equação 1. $COP_{ap} = (M_y - (z_{off} * F_x)) / F_z$

Equação 2. $COP_{ml} = (M_x - (z_{off} * F_y)) / F_z$

Em seguida, foi retirada a tendência do sinal do COPap e COPml (função *detrend*) e posteriormente, foi realizada a análise das diferentes durações de série temporal e de período de adaptação: a) série temporal de 180s sem excluir o período de adaptação; b) excluir o período de adaptação 5s e analisar a série temporal de 180s; c) excluir a adaptação 10s e analisar a série temporal de 180s; d) excluir a adaptação 20s e analisar a série temporal de 180s; e) série temporal de 120s sem excluir a adaptação; f) excluir a adaptação de 5s e analisar a série temporal de 120s; g) excluir a adaptação de 10s e analisar a série temporal de 120s; h) excluir a adaptação de 20s e analisar a série temporal de 120s; i) série temporal de 60s sem excluir a adaptação; j) excluir a adaptação de 5s e analisar a série temporal de 60s; l) excluir a adaptação de 10s e analisar a série temporal de 60s; m) excluir a adaptação de 20s e analisar a série temporal de 60s; n) analisar a série temporal de 30s sem excluir a adaptação; o) excluir a adaptação 5s e analisar a série temporal 30s; p) excluir a adaptação 10s e analisar a série temporal 30s; q) excluir a adaptação de 20s e analisar a série temporal de 30s (Figura 2). Após o cálculo do deslocamento do COP, foi derivada a variável de velocidade do COP. Posteriormente, foram extraídas as variáveis dependentes da plataforma de força de cada série temporal/período de adaptação.

Figura 2. Períodos iniciais de adaptação (0, 5, 10 e 20 s) e séries temporais analisadas a partir de 200 s de avaliação.



3.2.9 Variáveis do Estudo

As variáveis independentes do estudo foram: Série temporal (30, 60, 120 e 180 s), Período de Adaptação (0, 5, 10 e 20 s) e Informação Visual (com visão e sem visão). As variáveis dependentes do estudo no domínio do tempo foram: a) distância média da oscilação total (DTM): soma da distância percorrida resultante dos COPml e COPap a cada amostra (0.01s) dividido pelo tamanho da série temporal ($n^\circ \text{ s} \times 100 \text{ (Hz)}$); b) área (AREA): calculada por meio da elipse formada pelo comportamento do COP que abrange 95% dos dados do COP sendo que os dois eixos da elipse são calculados a partir das medidas de dispersão do sinal do COP;; c) velocidade média total (VMT): média das velocidades instantâneas de cada amostra (0,01s). As variáveis derivadas separadamente para as duas direções anteroposterior (ap) e médio lateral (ml) foram: a) amplitude (AMPap e AMPml): diferença entre o maior e o menor valor da série temporal do deslocamento; b) *root means square* (RMSap e RMSml): raiz quadrada da média ao quadrado do intervalo de tempo 1 segundo para 100 amostras (Hz); c) desvio padrão (DPap e DPml): cálculo do desvio padrão da série temporal do deslocamento; d) velocidade média (VMap e VMml): média das velocidades instantâneas de cada amostra (0,01s).

As variáveis dependentes no domínio da frequência foram mesuradas bidimensional e separadas para a direção anteroposterior e médio-lateral de acordo com a análise de *Fast Fourier Transformation* (FFT): a) Frequência pico (Fpicoap; Fpicoml): maior amplitude de todas as frequências que compõe o espectro; b) Frequência média da potência do espectro (Fmediaap; Fmediaml): estimativa da frequência média do sinal do COP; c) Frequência mediana da potência do espectro (F50ap; F50ml): estimativa da frequência mediana do sinal do COP d) Frequência de 80% (F80ap; F80ml): banda de frequência com 80% da potência espectral referida como a frequência que melhor caracteriza as alterações do sistema de controle postural.

3.2.10 Análise Estatística

Para as análises descritivas das variáveis dependentes foram utilizados média e intervalo de confiança de 95% inferior e superior. Para a análise inferencial com três

variáveis independentes de medidas repetidas em todos os fatores (2 Condições Visuais x 4 Séries Temporais x 4 Períodos de Adaptação) foi utilizado o modelo de Equações de Estimativa Generalizada (EEG) com matriz de trabalho autoregressiva de ordem 1 AR(1), função de ligação e distribuição apropriadas (BALLINGER, 2004) e *post hoc* de *Bonferroni* para comparações múltiplas. A seleção do modelo para cada variável foi baseada na qualidade do ajuste por meio do *Quasi Likelihood under Independence Model Criterion* (QIC) (CUI, 2007). O tamanho do efeito foi calculado utilizando o *d* de Cohen, no qual foi considerado efeito pequeno ($0,1 \leq d \leq 0,4$), efeito intermediário ($0,5 \leq d \leq 0,7$) e efeito grande ($d \geq 0,80$) (COHEN, 1988).

Para testar a confiabilidade entre as três tentativas das séries temporais/ períodos de adaptação nas condições com e sem informação visual foi utilizado o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) no modelo aleatório unidimensional, na qual foi considerada confiabilidade fraca ($CCI \leq 0,4$), moderada ($0,4 < CCI < 0,75$) e forte ($CCI \geq 0,75$). A significância adotada para as análises estatísticas foi estabelecida em 5% ($p < 0,05$). O cálculo do tamanho do efeito foi realizado no *software GPOWER* (v. 3.1). As demais análises estatísticas foram realizadas no *software SPSS* (v. 20.0).

3.3 RESULTADOS

Para análise dos dados foi realizada uma combinação da análise comparativa entre as diferentes manipulações experimentais, seguida do comportamento descritivo dos parâmetros relativizados (%) do COP e a confiabilidade das três tentativas de cada série temporal/período de adaptação/condição visual analisada.

3.3.1 Análise Comparativa

O tamanho de efeito geral para as comparações realizadas, levando em consideração os parâmetros do teste estatístico e o tamanho da amostra foi pequeno ($d=0,12$). A DTM mostrou efeito principal de Série Temporal ($W=24,1$; $g/3$; $p < 0,001$), a qual foi maior na Série Temporal de 30s em comparação às Séries de 60, 120 e 180 s ($p < 0,004$), maior na Série Temporal de 60s em relação às Séries de 120 e 180 s ($p < 0,02$) e maior na Série de 120s quando comparada à Série de 180s ($p < 0,001$). A DTM mostrou efeito principal de Período de Adaptação, a qual foi maior sem o Período de Adaptação (0s) em comparação aos Períodos de 5, 10 e 20 s

($p < 0,001$), maior no Período de 5s em relação aos Períodos de 10 e 20 s ($p < 0,001$) e maior no Período de 10s quando comparado ao Período de 20s ($p < 0,001$).

A DTM mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=504$; $gl=24$; $p < 0,001$), a qual em ambas condições visuais foi maior nas Séries Temporais de 60, 120 e 180 s sem o Período de Adaptação (0s) em comparação às respectivas Séries com os Períodos de 10 e 20 s ($p < 0,03$), maior em todas as Séries (30, 60, 120 e 180 s) com Período de Adaptação de 5s em relação às respectivas Séries com os Períodos de 10 e 20 s ($p < 0,01$), maior nas Séries de 60 e 120 s com Período de 10s quando comparadas às respectivas Séries com Período de 20s ($p < 0,01$). Ainda, a DTM foi maior na Série de 30s sem os Períodos de Adaptação e com o Período de 5s em comparação às Séries de 60, 120 e 180 s nos respectivos Períodos ($p < 0,02$), maior na Série de 120s sem o Período de Adaptação e com o Período de 5s em relação à Série de 180s nos respectivos Períodos ($p < 0,02$), maior na Série de 30s sem o Período de Adaptação quando comparada à mesma Série com os Períodos de 5, 10 e 20 s ($p < 0,04$). Na condição com visão, a DTM foi maior nas Séries de 60, 120 e 180s sem o Período de Adaptação em comparação às respectivas Séries com o Período de 5s ($p < 0,001$), maior na Série de 180 s com o Período de Adaptação de 10s quando comparada à respectiva Série com Período de 20s ($p < 0,001$), maior na Série de 60s sem o Período de Adaptação e com os Períodos de 5 e 10 s em relação às Séries de 120 e 180 s nos respectivos Períodos ($p < 0,022$) e maior na Série de 120s com os Períodos de Adaptação de 10 e 20 s em comparação à Série de 180s nos respectivos Períodos ($p < 0,001$). Porém, na condição sem visão, a DTM foi maior apenas na Série de 30s com o Período de 10s quando comparada à mesma Série com Período de 20s ($p < 0,011$) (Tabela 4).

A AREA mostrou efeito principal de Série Temporal ($W=23,3$; $gl=3$; $p < 0,001$), a qual foi maior na Série Temporal de 60s em comparação à Série de 30s ($p=0,007$) e maior na Série Temporal de 120s em relação à Série de 180s ($p=0,02$). A AREA também mostrou efeito principal de Período de Adaptação ($W=88,1$; $gl=3$; $p < 0,001$), na qual houve maior área no Período de Adaptação de 5s em comparação aos Períodos de 10 e 20 s ($p < 0,001$) e no Período de Adaptação de 10s em relação ao Período de 20s ($p < 0,001$).

A AREA mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=3377$; $gl=24$; $p < 0,001$). Nas condições com e sem visão,

houve maior área na Série Temporal de 60s com o Período de Adaptação de 5s em comparação à Série de 30s com o respectivo Período ($p < 0,03$), maior na Série de 120s com período de 10s em relação à Série de 30s com o respectivo Período ($p = 0,007$). No entanto, apenas na condição com visão, a área foi maior na Série Temporal de 180s com Período de Adaptação de 10s em comparação à Série de 30s com o respectivo Período de Adaptação ($p < 0,007$), maior nas Séries Temporais de 60, 120 e 180 s com Período de Adaptação de 20s em relação à Série de 30s com o respectivo Período de Adaptação ($p < 0,001$), maior na Série Temporal de 60s com Período de Adaptação de 10s em comparação à mesma Série com Período de Adaptação de 20s ($p < 0,001$), maior na Série Temporal de 120s com Período de Adaptação de 5s quando comparada à mesma Série com Períodos de Adaptação de 10 e 20 s ($p < 0,001$) e maior na Série Temporal de 120s com Período de Adaptação de 10s em relação à mesma Série com Período de Adaptação de 20s ($p < 0,001$). Todavia, na condição sem visão, a área foi maior na Série de 60s com Período de 10s em relação à Série de 30s com o respectivo Período de Adaptação ($p < 0,041$), maior na Série Temporal de 180s com Período de 20s quando comparada às Séries de 30, 60 e 120 s com o mesmo Período de Adaptação ($p < 0,03$) e maior na Série de 60 e 120 s com Período de Adaptação de 5s em relação às mesmas Séries com os Períodos de 10 e 20 s ($p < 0,001$) (Tabela 4).

A VMT mostrou efeito principal de Série Temporal ($W = 688$; $gI = 3$; $p < 0,001$), a qual foi maior na Série Temporal de 30s em comparação às Séries de 60, 120 e 180 s ($p < 0,001$), maior na Série Temporal de 60s em relação às Séries de 120 e 180 s ($p < 0,001$) e maior na Série Temporal de 120s quando comparada à Série de 180s ($p < 0,001$). A VMT mostrou efeito principal de Período de Adaptação ($W = 115922$; $gI = 3$; $p < 0,001$), em que houve maior VMT no Período de Adaptação de 5s em comparação aos Períodos de 10 e 20 s ($p < 0,001$) e maior VMT no Período de Adaptação de 10s em relação ao Período de 20s ($p < 0,001$).

A VMT mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W = 115922$; $gI = 24$; $p < 0,001$), a qual nas duas condições visuais foi maior nas Séries Temporais de 30 e 60 s com Período de Adaptação de 5s em comparação às respectivas Séries com os Períodos de 10 e 20 s ($p < 0,02$), maior na Série Temporal de 60s com Período de Adaptação de 10s em relação à mesma Série com Período de Adaptação de 20s ($p < 0,009$) e maior na Série

Temporal de 180s com o Período de Adaptação de 5s quando comparada à mesma Série com Período de 10s ($p < 0,001$).

Na condição com visão, a VMT foi maior nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s sem Período de Adaptação em comparação às respectivas Séries com os Períodos de Adaptação de 5, 10 e 20 s ($p < 0,02$), maior na Série Temporal de 120s com o Período de Adaptação de 5s em relação à mesma Série com Períodos de Adaptação de 10 e 20 s ($p < 0,002$), maior na Série Temporal de 30s com o Período de Adaptação de 20s quando comparada à Série de 120s com o mesmo Período de Adaptação ($p < 0,02$), maior na Série Temporal de 60s sem o Período de Adaptação e com o Período de 5s em comparação à Série de 120s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p < 0,02$), maior na Série Temporal de 30s sem o Período de Adaptação e com o Período de 5s em relação às Séries Temporais de 60, 120 e 180 s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p < 0,042$), maior na Série Temporal de 30s com Período de Adaptação de 10s quando comparada às Séries de 60 e 120 s com o mesmo Período de Adaptação ($p < 0,005$), maior na Série de 180s com Período de Adaptação de 20s em comparação à Série de 120s com o mesmo Período de Adaptação ($p < 0,001$).

Na condição sem visão, a VMT foi maior na Série Temporal de 30s com Período de Adaptação de 10s em comparação à mesma Série com Período de 20s ($p < 0,01$), maior na Série Temporal de 30s com Período de 5s em relação às Séries de 60 e 120 s com o respectivo Período de Adaptação ($p < 0,001$), maior na Série Temporal de 120s com Período de 5s quando comparada à mesma Série com Período de 10s ($p < 0,001$), maior na Série Temporal de 30s com Período de 10s em relação à Série de 60s com o respectivo Período de Adaptação ($p < 0,005$) e maior na Série Temporal de 180s com Período de 20s em comparação à Série de 120s com o respectivo Período de Adaptação ($p < 0,005$). Ainda, a VMT foi maior nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 5, 10 e 20 s na condição sem visão em relação à condição com visão nas respectivas Séries Temporais e Períodos de Adaptação ($p < 0,001$) (Tabela 4).

Tabela 4. Média (Intervalo de Confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP distância total média (DTM), área (AREA) e velocidade média total (VMT) nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).

Condições Visuais	Séries Temporais (s)							
	30		60		120		180	
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV
DTM (mm)								
0s Período de Adaptação	5,07 ^{2,3,4,b,c,d} (4,65-5,53)	5,90 ^{2,3,4,b,c,d} (4,24-8,23)	4,50 ^{1,3,4,b,c,d} (4,13-4,89)	4,98 ^{1,c,d} (3,89-6,37)	4,20 ^{1,2,4,b,c,d} (3,91-4,51)	4,51 ^{1,4,c,d} (3,80-5,35)	3,97 ^{1,2,3,b,c,d} (3,70-4,27)	4,25 ^{1,3,c,d} (3,70-4,89)
5s de Período de Adaptação	4,30 ^{2,3,4,a,c,d} (3,93-4,70)	4,57 ^{2,3,4,a,c,d} (3,90-5,37)	4,14 ^{1,3,4,a,c,d} (3,80-4,52)	4,34 ^{1,c,d} (3,74-5,02)	3,99 ^{1,2,4,a,c,d} (3,70-4,30)	4,18 ^{1,4,c,d} (3,72-4,70)	3,79 ^{1,2,3,a,c,d} (3,54-4,07)	4,05 ^{1,3,c,d} (3,63-4,51)
10s de Período de Adaptação	4,04 ^{a,b} (3,68-4,44)	4,25 ^{a,b,d} (3,62-4,97)	4,01 ^{a,b,d} (3,68-4,38)	4,19 ^{a,b,d} (3,63-4,82)	3,91 ^{4,a,b,d} (3,63-4,22)	4,08 ^{a,b,d} (3,65-4,58)	3,74 ^{3,a,b,d} (3,48-4,01)	4,00 ^{a,b} (3,60-4,45)
20s de Período de Adaptação	3,91 ^{a,b} (3,54-4,31)	3,97 ^{a,b,c} (3,41-4,63)	3,95 ^{a,b,c} (3,63-4,30)	4,05 ^{a,b,c} (3,55-4,63)	3,83 ^{4,a,b,c} (3,56-4,13)	3,99 ^{a,b,c} (3,58-4,44)	3,69 ^{3,a,b,c} (3,45-3,96)	3,98 ^{a,b} (3,58-4,42)
AREA (mm²)								
0s Período de Adaptação	1321,57 (790,72-2208,80)	2420,09 (560,10-10456,80)	1054,34 (647,28-1717,41)	1681,67 (431,99-6546,38)	754,91 (464,79-1226,11)	1374,53 (339,93-5557,87)	528,47 (356,30-783,84)	1071,08 (281,41-4076,63)
5s de Período de Adaptação	96,30 (81,08-114,38)	106,58 ² (87,73-129,49)	123,11 ^d (99,16-152,84)	132,64 ^{1,c,d} (108,65-161,93)	126,39 ^{c,d} (102,95-155,17)	141,34 ^{c,d} (115,01-173,69)	120,23 (99,10-145,87)	145,97 (116,10-183,52)
10s de Período de Adaptação	91,14 ^{3,4} (75,63-109,82)	99,34 ^{2,3} (86,01-120,35)	116,34 ^d (91,39-148,11)	121,66 ^{1,4,b} (99,59-148,62)	119,25 ^{1,b,d} (96,37-147,57)	134,58 ^{1,b} (108,89-166,33)	116,59 ¹ (95,87-141,79)	142,73 (113,21-179,94)
20s de Período de Adaptação	86,18 ^{2,3,4} (66,96-110,92)	89,78 ^{2,3,4} (73,25-110,04)	104,79 ^{1,b,c} (81,41-134,88)	108,66 ^{1,4,b} (87,64-134,71)	110,25 ^{1,b,c} (88,09-137,98)	125,58 ^{1,b} (99,95-157,78)	114,18 ¹ (94,10-138,56)	142,29 ^{1,2,3} (112,26-180,35)
VMT (mm/s)								
0s Período de Adaptação	47,76 ^{2,3,4,b,c,d} (31,87-71,56)	92,98 (24,80-348,62)	27,49 ^{1,3,b,c,d} (19,37-39,03)	50,58 (15,02-170,38)	17,29 ^{1,2b,c,d} (13,10-22,80)	29,30 (10,27-83,60)	13,32 ^{1,b,c,d} (11,04-16,07)	22,43 (9,00-55,93)
5s de Período de Adaptação	7,85 ^{2,3,4,a,c,d} (7,27-8,48)	9,16 ^{2,3,c,d} (8,52-9,84)	7,52 ^{1,3,a,c,d} (6,98-8,10)	8,62 ^{1,c,d} (8,03-9,25)	7,30 ^{1,2,a,c,d} (6,77-7,86)	8,36 ^{1,c} (7,70-8,97)	7,33 ^{1,a,c} (6,80-7,91)	8,49 (7,87-9,17)
10s de Período de Adaptação	7,64 ^{2,3,a,b} (7,06-8,27)	8,75 ^{2,b,d} (8,15-9,39)	7,37 ^{1,a,b,d} (6,84-7,95)	8,38 ^{1,b,d} (7,82-8,99)	7,23 ^{a,b} (6,71-7,79)	8,26 ^b (7,68-8,88)	7,30 ^{1,a,b} (6,76-7,88)	8,45 ¹ (7,82-9,13)
20s de Período de Adaptação	7,43 ^{3,a,b} (6,87-8,04)	8,32 ^{b,c} (7,75-8,93)	7,20 ^{a,b,c} (6,69-7,76)	8,15 ^{b,c} (7,59-8,76)	7,16 ^{1,4,a,b} (6,64-7,72)	8,19 ⁴ (7,60-8,83)	7,28 ^{3,a} (6,74-7,87)	8,44 ³ (7,80-9,14)

Legenda: diferença ($p < 0,05$) entre as Condições Visuais (CV*; SV*); entre as Séries Temporais (30¹; 60²; 120³; 180⁴) e entre os Períodos de Adaptação (0^a; 5^b; 10^c e 20^d).

A AMPap mostrou efeito principal de Série Temporal ($W=310$; $gI=3$; $p<0,001$) e foi maior na Série Temporal de 180s do que as Séries de 30, 60 e 120 s ($p<0,001$), maior na Série Temporal de 120s do que as Séries de 30 e 60 s ($p<0,002$) e maior na Série Temporal de 60s quando do que a Série de 30s ($p<0,001$). A AMPap mostrou efeito principal de Período de Adaptação ($W=145$; $gI=3$; $p<0,001$) e foi maior no Período de Adaptação de 5s do que nos Períodos de 10 e 20 s ($p<0,001$).

A AMPap mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=1466$; $gI=24$; $p<0,001$), e nas duas condições visuais foi maior nas Séries Temporais de 60, 120 e 180 s com Período de Adaptação de 5 e 20 s do que a Série de 30s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p<0,001$), maior nas Séries Temporais de 120 e 180 s com Períodos de Adaptação de 5 e 20 s do que a Série de 60s com os Períodos de Adaptação ($p<0,001$). Apenas na condição com visão, a AMPap foi maior na Série Temporal de 180s sem Período de Adaptação do que a mesma Série com os Períodos de 5, 10 e 20 s ($p<0,001$). Na condição sem visão, a amplitude anteroposterior foi maior nas Séries Temporais de 60, 120 e 180 s sem o Período de Adaptação (0s) e com o Período de 10s do que a Série de 30s com os Períodos de Adaptação ($p>0,002$), maior nas Séries Temporais de 120 e 180 s com o Período de Adaptação de 10s do que a Série de 60s no Período de Adaptação ($p<0,001$). Na Série Temporal de 120s com Período de Adaptação de 10s a amplitude anteroposterior foi maior na condição sem visão do que a condição com visão ($p<0,001$) (Tabela 5).

O RMSap mostrou efeito principal de Série Temporal ($W=47$; $gI=3$; $p<0,001$) e foi maior na Série Temporal de 30s do que as Séries de 60, 120 e 180 s ($p<0,001$), maior na Série Temporal de 60s do que as Séries de 120 e 180 s ($p<0,002$) e maior na Série Temporal de 120s quando comparada à Série de 180s ($p<0,001$). O RMSap mostrou efeito principal de Período de Adaptação ($W=52$ $gI=3$; $p<0,001$), o qual foi maior no Período de Adaptação de 5s do que os Períodos de 10 e 20 s ($p<0,001$).

O RMSap mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=1296$; $gI=24$; $p<0,001$) e a Condição com visão foi maior nas Séries Temporais de 120 e 180 s com Período de Adaptação de 5s do que as mesmas Séries com Períodos de Adaptação 10 e 20s ($p<0,003$). Também foi maior na Série Temporal de 180s sem o Período de Adaptação do que a mesma Série com os Períodos de Adaptação de 5, 10 e 20s ($p<0,01$). Sem visão, o RMSap foi

maior na Série Temporal de 30s com Período de Adaptação de 5s do que a mesma Série com Períodos de 10 e 20 s ($p<0,003$) (Tabela 5).

O DPap mostrou efeito principal de Série Temporal ($W=31$; $gI=3$; $p<0,001$) e foi maior na Série Temporal de 60s do que as Séries de 120 e 180 s ($p<0,007$). O DPap mostrou efeito principal de Período de Adaptação ($W=30$; $gI=3$; $p<0,001$) e foi maior no Período de Adaptação de 5s do que os Períodos de 10 e 20 s ($p<0,001$).

O DPap mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=6727$; $gI=24$; $p<0,001$), e na Condição com visão houve maior desvio nas Séries Temporais de 60 e 120 s com Períodos de Adaptação de 5 e 10 s do que a Série de 30s com os Períodos de Adaptação ($p<0,02$), maior na Série Temporal de 120 e 180 s com Período de 5s do que as Séries com Períodos de 10 e 20 s ($p<0,001$). O DPap foi maior na Série Temporal de 180s sem o Período de Adaptação (0s) do que a mesma Série com os Períodos de 5, 10 e 20 s ($p<0,01$). Sem visão, o DPap foi maior nas Séries Temporais de 60, 120 e 180 s com Períodos de Adaptação de 5 e 20 s do que a Série de 30s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p<0,04$) e maior na Série Temporal de 120s com Período de Adaptação de 5s do que a mesma Série com Períodos de 10 e 20 s ($p<0,02$) (Tabela 5).

A VMap mostrou efeito principal de Série Temporal ($W=573$; $gI=3$; $p<0,001$) e foi maior na Série Temporal de 30s do que as Séries de 60, 120 e 180 s ($p<0,001$) e maior na Série de 60s do que as Séries de 120 e 180 s ($p<0,001$). A VMap mostrou efeito principal de Período de Adaptação ($W=84,5$; $gI=3$; $p<0,001$) e teve maior magnitude no Período de Adaptação de 5s do que os Períodos de 10 e 20 s ($p<0,001$) e maior no Período de 10s do que o Período de 20s ($p=0,007$). A VMap mostrou efeito principal de Condição Visual ($W=4,8$; $gI=1$; $p=0,02$) e foi maior na condição sem visão do que a condição com visão ($p=0,05$).

A VMap mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=6727$; $gI=24$; $p<0,001$) e a Condição com visão foi maior em todas as Séries Temporais (30, 60, 120 e 180) sem o Período de Adaptação do que as Séries de 5, 10 e 20 s ($p<0,03$). Sem visão, a velocidade anteroposterior foi maior nas Séries de 30 e 60 s com Períodos de Adaptação 5s do que as Séries de 10 e 20 s ($p<0,001$). A VMap foi maior nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 5, 10 e 20 s na condição sem visão do que a condição com visão nas respectivas Séries e Períodos ($p<0,001$) (Tabela5).

Tabela 5. Média (Intervalo de confiança de 95% inferior e superior dos parâmetros do COP na direção anteroposterior amplitude (AMPap), *root mean square* (RMSap), desvio padrão (DPap) e velocidade média (VMap) nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).

Condições	Séries Temporais (s)							
	30		60		120		180	
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV
Visuais								
AMPap (mm)								
0s Período de Adaptação	630,33 (385,75-1029,98)	1875,17 ^{2,3,4} (420,87-8354,77)	632,51 (387,73-1031,82)	1877,12 ¹ (421,98-8350,06)	634,12 (389,24-1033,08)	1878,66 ¹ (422,86-8346,36)	576,79 ^{b,c,d} (401,97-827,65)	1879,65 ¹ (423,43-8343,98)
5s de Período de Adaptação	17,29 ^{2,3,4} (16,09-18,57)	18,40 ^{2,3,4} (17,22-19,65)	21,12 ^{1,3,4} (19,69-22,67)	22,55 ^{1,3,4} (20,89-24,35)	24,17 ^{1,2} (22,58-25,86)	25,89 ^{1,2} (23,89-28,05)	25,89 ^{1,2,a} (24,25-27,65)	28,10 ^{1,2} (25,75-30,67)
10s de Período de Adaptação	16,83 (15,75-17,98)	18,13 ^{2,3,4} (16,98-19,36)	20,75 (19,38-22,21)	22,07 ^{1,3,4} (20,44-23,82)	15,62 (13,45-18,13)	25,43 ^{1,2} (23,46-27,58)	25,55 ^a (23,87-27,36)	27,87 ^{1,2} (25,61-30,32)
20s de Período de Adaptação	16,76 ^{2,3,4} (15,57-18,05)	17,44 ^{2,3,4} (16,14-18,85)	20,16 ^{1,3,4} (18,79-21,63)	21,37 ^{1,3,4} (19,59-23,31)	23,08 ^{1,2} (21,45-24,82)	25,04 ^{1,2} (22,89-27,40)	25,20 ^{1,2,a} (23,46-27,08)	27,75 ^{1,2} (25,40-30,33)
RMSap (mm)								
0s Período de Adaptação	13,97 (9,37-20,82)	36,71 (9,12-147,82)	10,76 (7,46-15,54)	26,77 (6,94-103,25)	8,60 (6,24-11,84)	19,88 (5,51-71,78)	7,27 ^{b,c,d} (5,92-8,93)	16,84 (4,89-57,97)
5s de Período de Adaptação	4,43 (4,06-4,84)	4,74 ^{c,d} (4,14-5,42)	4,40 (4,06-4,77)	4,56 (4,03-5,15)	4,33 ^{c,d} (4,04-4,65)	4,49 (4,05-4,98)	4,19 ^{a,c,d} (3,93-4,48)	4,43 (4,02-4,88)
10s de Período de Adaptação	4,19 (,3,83-4,60)	4,41 ^b (3,89-5,01)	4,28 (3,96-4,64)	4,40 (3,91-4,96)	4,26 ^b (3,97-4,56)	4,40 (3,98-4,87)	4,14 ^{a,b} (3,87-4,42)	4,38 (3,98-4,82)
20s de Período de Adaptação	4,15 (3,78-4,55)	4,16 ^b (3,66-4,72)	4,24 (3,92-4,58)	4,29 (3,83-4,81)	4,20 ^b (3,91-4,50)	4,32 (3,92-4,76)	4,09 ^{a,b} (3,83-4,37)	4,35 (3,96-4,79)

Legenda: diferença ($p < 0,05$) entre as Condições Visuais* (CV; SV), entre as séries temporais (30¹; 60²; 120³; 180⁴) e entre os Períodos de Adaptação (0^a; 5^b; 10^c e 20^d).

Continuação Tabela 5.

Condições	Séries Temporais (s)							
	30		60		120		180	
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV
Visuais								
DPap (mm)								
0s Período de	13,23	35,93	10,66	26,66	8,57	19,86	7,26 ^{b,c,d}	16,83
Adaptação	(8,64-20,26)	(8,66-149,04)	(7,35-15,45)	(6,88-103,40)	(6,22-11,83)	(5,49-71,81)	(5,91-8,93)	(4,89-57,97)
5s de Período	3,73 ^{2,3}	3,73 ^{2,3,4}	4,25 ¹	4,28 ¹	4,28 ^{1,c,d}	4,36 ^{1,c,d}	4,18 ^{a,c,d}	4,39 ¹
de Adaptação	(3,41-4,07)	(3,45-4,03)	(3,92-4,61)	(3,90-4,70)	(3,99-4,59)	(3,99-4,76)	(3,93-4,47)	(4,00-4,82)
10s de Período	3,69 ^{2,3}	3,65	4,11 ¹	4,13	4,17 ^{1,b}	4,23 ^b	4,12 ^{a,b}	4,34
de Adaptação	(3,36-4,07)	(3,39-3,94)	(3,79-4,46)	(3,77-4,51)	(3,88-4,47)	(3,88-4,63)	(3,86-4,40)	(3,96-4,76)
20s de Período	3,63	3,54 ^{2,3,4}	3,93	3,88 ¹	4,03 ^b	4,08 ^{1,b}	4,07 ^{a,b}	4,32 ¹
de Adaptação	(3,32-3,97)	(3,22-3,90)	(3,63-4,27)	(3,54-4,26)	(3,75-4,33)	(3,72-4,47)	(3,81-4,34)	(3,94-4,74)
VMap (mm/s)								
0s Período de	27,07 ^{b,c,d}	70,10	16,30 ^{b,c,d}	38,32	10,92 ^{b,c,d}	22,41	9,27 ^{b,c,d}	17,33
Adaptação	(18,51-39,59)	(18,49-265,67)	(11,90-22,34)	(11,32-129,61)	(8,63-13,81)	(7,91-63,54)	(8,03-10,65)	(7,05-42,60)
5s de Período	5,94 ^a	7,24 ^{c,d}	5,73 ^a	6,86 ^{c,d}	5,62 ^a	6,73 [†]	5,67 ^a	6,89 [†]
de Adaptação	(5,50-6,42)	(6,69-7,83)	(5,31-6,19)	(6,35-7,41)	(5,21-6,07)	(6,21-7,29)	(5,24-6,14)	(6,32-7,51)
10s de Período	5,80 ^a	6,92 ^b	5,64 ^a	6,70 ^b	5,57 ^a	6,66 [†]	5,65 ^a	6,86 [†]
de Adaptação	(5,34-6,29)	(6,40-7,49)	(5,22-6,09)	(6,20-7,23)	(5,16-6,02)	(6,14-7,22)	(5,21-6,12)	(6,28-7,49)
20s de Período	5,68 ^a	6,62 ^b	5,55 ^a	6,54 ^b	5,54 ^a	6,64 [†]	5,65 ^a	6,88 [†]
de Adaptação	(5,23-6,16)	(6,12-7,16)	(5,14-6,00)	(6,04-7,08)	(5,12-5,99)	(6,09-7,22)	(5,21-6,12)	(6,29-7,53)

Legenda: diferença ($p < 0,05$) entre as Condições Visuais* (CV; SV), entre as séries temporais (30¹; 60²; 120³; 180⁴) e entre os Períodos de Adaptação (0^a; 5^b; 10^c e 20^d).

A AMPml mostrou efeito principal de Série Temporal ($W=277$; $gl=3$; $p<0,001$) e foi maior nas Séries de 180 e 120 s do que as de 30 e 60 s ($p<0,001$) e maior na Série de 60s do que a de 30s ($p<0,001$). A AMPml mostrou efeito principal de Período de Adaptação ($W=214$; $gl=3$; $p<0,001$) e foi maior na Adaptação 5s do que 10 e 20 s ($p<0,001$) e na Adaptação 10s do que a de 20s ($p<0,001$).

A AMPml mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=777$; $gl=24$; $p<0,001$) e nas duas condições visuais foi maior nas Séries 60, 120 e 180 s com Adaptação 5, 10 e 20 s do que a Série 30s com Adaptação ($p<0,001$), maior nas Séries 120 e 180 s com Adaptação 5, 10 e 20 s do que a Série 60s com Adaptação ($p<0,001$). Com visão, a AMPml foi maior nas Séries 60 e 120 sem Adaptação (0s) do que a Série 30s com Adaptação ($p<0,008$), maior na Série 180s com Adaptação 5, 10 e 20 s do que a Série 120s com Adaptação ($p<0,001$) e maior nas Séries 60 e 180 s com Adaptação 10 e 20 s do que as mesmas Séries com Adaptação 5s ($p<0,001$). Na condição sem visão, a amplitude médio-lateral foi maior nas Séries 60, 120 e 180 s sem Adaptação (0s) do que a Série 30s com Adaptação ($p>0,001$) e maior nas Séries 120 e 180 s sem Adaptação (0s) do que a Série 60s com Adaptação ($p<0,001$) (Tabela 6).

O RMSml mostrou efeito principal de Série Temporal ($W=178$; $gl=3$; $p<0,001$) e foi maior na Série 30s do que as Séries 60, 120 e 180 s ($p<0,001$), maior na Série 60s do que as de 120 e 180 s ($p<0,002$) e maior na Série 120s do que a de 180s ($p<0,001$). O RMSml mostrou efeito principal de Período de Adaptação ($W=158$; $gl=3$; $p<0,001$) e foi maior na Adaptação 5s do que 10 e 20 s ($p<0,001$) e no Período 10s do que o Período de 20s ($p<0,001$).

O RMSml mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=7880$; $gl=24$; $p<0,001$), e na Condição com visão foi maior nas Séries 30, 60, 120 e 180 s com Adaptação 5s do que as Séries com Adaptação 10 e 20 s ($p<0,001$). Sem visão, o RMSml foi maior nas Séries 30 e 60 s com Adaptação 5s do que as Séries 10 e 20 s ($p<0,003$) e maior nas Séries 120 e 180 s com Adaptação 5s do que as Séries 10s ($p<0,003$) (Tabela 6).

O DPml mostrou efeito principal de Série Temporal ($W=71$; $gl=3$; $p<0,001$) e foi maior nas Séries 30 e 60 s do que as de 120 e 180 s ($p<0,001$) e maior na Série 120s do que a de 180s ($p<0,001$). O DPml mostrou efeito principal de Período de Adaptação ($W=109$ $gl=3$ $p<0,001$) e teve maior magnitude na Adaptação 5s do que 10 e 20 s ($p<0,001$) e na Adaptação 10s do que 20s ($p<0,001$).

O DPml mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=6727$; $gI=24$; $p<0,001$), nas duas condições visuais apresentaram maiores desvios nas Séries de 60, 120 e 180 s com Adaptação de 5s do que as respectivas Séries com Adaptação 10s ($p<0,001$). Com visão, o DPml foi maior nas Séries 60, 120 e 180 s com Adaptação 5s do que as respectivas Séries com Adaptação 20s ($p<0,001$) e maior nas Séries 60 e 120 s com Período 10s do que as respectivas Séries com 20s ($p<0,001$). Sem visão, o DPml foi maior nas Séries 60 e 120 s com Adaptação 5s do que as respectivas Séries com Adaptação 20s ($p<0,04$) (Tabela 6).

A VMml mostrou efeito principal de Série Temporal ($W=731$; $gI=3$; $p<0,001$) e foi maior na Série 30s em do que as de 60, 120 e 180 s ($p<0,001$), maior na Série 60s do que as Séries 120 e 180 s ($p<0,001$) e maior na Série 120s do que a de 180s ($p<0,001$). A VMml mostrou efeito principal de Período de Adaptação ($W=109$; $gI=3$; $p<0,001$), a qual foi maior sem Adaptação (0s) do que os Períodos 5, 10 e 20 s ($p<0,01$), maior no Período 5s do que os Períodos 10 e 20 s ($p<0,001$) e maior no Período 10s do que o Período 20s ($p=0,001$).

A VMml mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=41097$; $gI=24$; $p<0,001$), em que as duas condições visuais apresentaram maiores magnitudes em todas as Séries (30, 60, 120 e 180 s) com o Adaptação de 5s em relação às respectivas Séries 10 e 20 s ($p<0,001$), em todas as Séries (30, 60, 120 e 180) com Adaptação de 10s do que as respectivas Séries de 20s ($p<0,004$) e na Série de 60s com os Períodos 5 e 10 s do que as Séries de 120 e 180 s com os respectivos Períodos ($p<0,03$) (Tabela 6).

Na Condição com visão, a VMml foi maior em todas as Séries Temporais (30, 60, 120 e 180) sem Adaptação do que as respectivas Séries 5, 10 e 20 s ($p<0,001$), maior na Série 60s sem Adaptação (0s) e com Adaptação 20s do que as de 120 e 180 s com Adaptação ($p<0,03$), maior na Série 30s com todos os Períodos de Adaptação (0, 5, 10 e 20 s) do que as 60, 120 e 180 s com Adaptação ($p<0,008$). Sem visão, a VMml foi maior na Série 30s com Adaptação de 5 e 10 s do que as de 60, 120 e 180 s com Adaptação ($p<0,001$). A VMml foi maior nas Séries 30 e 60 s com Adaptação 5 e 10 s na condição sem visão do que a condição com visão nas respectivas Séries e Períodos de Adaptação ($p<0,04$) (Tabela 6).

Tabela 6. Média (Intervalo de confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP na direção médio-lateral amplitude (AMPml), *root mean square* (RMSml), desvio padrão (DPml) e velocidade média (VMml) nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).

Condições	Séries Temporais (s)							
	30		60		120		180	
Visuais	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV
AMPml (mm)								
0s Período de Adaptação	865,73 ^{2,3} (480,07-1561,18)	1585,68 ^{2,3,4} (349,48-7194,71)	866,36 ¹ (480,66-1561,56)	1586,56 ^{1,3,4} (349,96-7192,77)	866,81 ¹ (481,07-1561,83)	1587,29 ^{1,2} (350,36-7191,08)	1248,34 (395,60-1248,34)	1587,63 ^{1,2} (350,54-7190,52)
5s de Período de Adaptação	7,87 ^{2,3,4} (6,93-8,93)	8,74 ^{2,3,4} (7,62-10,03)	9,19 ^{1,2,4,c,d} (8,05-10,50)	10,24 ^{1,3,4} (8,95-11,70)	10,19 ^{1,2,4} (9,02-11,52)	11,58 ^{1,2} (10,10-13,27)	10,65 ^{1,3,4,c,d} (9,48-11,95)	12,56 ^{1,2} (10,80-14,60)
10s de Período de Adaptação	7,37 ^{2,3,4} (6,49-8,38)	8,18 ^{2,3,4} (7,19-9,32)	8,72 ^{1,3,4,b} (7,56-10,04)	9,51 ^{1,3,4} (8,33-10,87)	9,93 ^{1,2,4} (8,74-11,28)	11,14 ^{1,2} (9,72-12,77)	10,39 ^{1,2,3,b} (9,21-11,71)	12,18 ^{1,2} (10,44-14,21)
20s de Período de Adaptação	7,05 ^{2,3,4} (6,06-8,20)	7,53 ^{2,3,4} (6,58-8,61)	8,32 ^{1,3,4,b} (7,23-9,57)	8,99 ^{1,3,4} (7,76-10,42)	9,46 ^{1,2,4} (8,27-10,80)	10,87 ^{1,2} (9,31-12,69)	10,20 ^{1,2,3,b} (9,03-11,51)	12,03 ^{1,2} (10,28-14,09)
RMSml (mm)								
0s Período de Adaptação	16,65 (9,55-29,02)	29,85 (6,89-129,27)	12,03 (6,99-20,69)	21,37 (5,02-90,86)	8,79 (5,21-14,83)	1541 (3,73-63,67)	6,14 (3,79-9,94)	12,76 (3,15-51,68)
5s de Período de Adaptação	1,87 ^{c,d} (1,62-2,15)	2,06 ^{c,d} (1,65-2,56)	1,75 ^{c,d} (1,49-2,04)	1,92 ^{c,d} (1,55-2,38)	1,68 ^{c,d} (1,45-1,94)	1,84 ^c (1,51-2,23)	1,57 ^{c,d} (1,37-1,81)	1,76 ^c (1,46-2,13)
10s de Período de Adaptação	1,71 ^b (1,47-1,98)	1,91 ^b (1,53-2,38)	1,67 ^b (1,41-1,97)	1,83 ^b (1,48-2,28)	1,63 ^b (1,41-1,90)	1,79 ^b (1,48-2,17)	1,54 ^b (1,34-1,78)	1,73 ^b (1,43-2,09)
20s de Período de Adaptação	1,58 ^b (1,33-1,87)	1,75 ^b (1,39-2,20)	1,61 ^b (1,37-1,91)	1,76 ^b (1,41-2,18)	1,58 ^b (1,36-1,84)	1,74 (1,44-2,11)	1,52 ^b (1,32-1,75)	1,72 (1,43-2,08)

Legenda: diferença ($p < 0,05$) entre as Condições Visuais* (CV; SV); entre as séries temporais (30^1 ; 60^2 ; 120^3 ; 180^4) e entre os Períodos de Adaptação (0^a ; 5^b ; 10^c e 20^d).

Continuação Tabela 6.

Condições	Séries Temporais (s)							
	30		60		120		180	
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV
Visuais								
DPml (mm)								
0s Período de	16,38	29,56	11,98	21,31	8,78	15,40	6,14	12,75
Adaptação	(9,31-28,85)	(6,73-129,89)	(6,94-20,65)	(4,99-90,98)	(5,20-14,82)	(3,72-63,69)	(3,79-9,94)	(3,15-51,69)
5s de Período	1,48	1,55	1,63 ^{c,d}	1,70 ^{c,d}	1,62 ^{c,d}	1,72 ^{c,d}	1,56 ^{c,d}	1,73 ^c
de Adaptação	(1,28-1,70)	(1,33-1,80)	(1,38-1,93)	(1,46-1,98)	(1,39-1,88)	(1,48-2,01)	(1,35-1,80)	(1,45-2,06)
10s de Período	1,39	1,47	1,55 ^{b,d}	1,60 ^b	1,55 ^{b,d}	1,66 ^b	1,52 ^b	1,70 ^b
de Adaptação	(1,20-1,60)	(1,27-1,70)	(1,30-1,84)	(1,37-1,87)	(1,32-1,81)	(1,42-1,94)	(1,32-1,76)	(1,43-2,04)
20s de Período	1,29	1,36	1,42 ^{b,c}	1,49 ^b	1,46 ^{b,d}	1,59 ^b	1,50 ^b	1,70
de Adaptação	(1,08-1,55)	(1,17-1,58)	(1,20-1,70)	(1,26-1,76)	(1,24-1,72)	(1,34-1,87)	(1,30-1,73)	(1,42-2,05)
VMml (mm/s)								
0s Período de	32,87 ^{2,3,4,b,c,d}	57,27	18,18 ^{1,3,4,b,c,d}	30,44	10,75 ^{1,2,b,c,d}	16,92	7,42 ^{1,2,b,c,d}	12,47
Adaptação	(19,62-55,06)	(14,19-231,15)	(11,41-28,97)	(8,20-113,07)	(7,25-15,92)	(5,19-55,09)	(5,47-10,06)	(4,29-36,29)
5s de Período	3,86 ^{2,3,4,a,c,d}	4,15 ^{*2,3,4,c,d}	3,66 ^{*1,3,4,a,c,d}	3,84 ^{*1,3,4,c,d}	3,48 ^{1,2,a,c,d}	3,63 ^{1,2,c,d}	3,47 ^{1,2,a,c,d}	3,62 ^{1,2,c,d}
de Adaptação	(3,48-4,29)	(3,78-4,55)	(3,31-4,04)	(3,52-4,20)	(3,15-3,84)	(3,33-3,95)	(3,14-3,84)	(3,32-3,95)
10s de Período	3,74 ^{2,3,4,a,c,d}	3,95 ^{*2,3,4,b,d}	3,57 ^{*1,3,4,a,b,d}	3,71 ^{*1,3,4,b,d}	3,45 ^{1,2,a,b,d}	3,57 ^{1,2,b,d}	3,45 ^{1,2,a,b,d}	3,59 ^{1,2,b,d}
de Adaptação	(3,72-4,15)	(3,61-4,33)	(3,24-3,94)	(3,40-4,05)	(3,12-3,81)	(3,28-3,89)	(3,12-3,82)	(3,29-3,92)
20s de Período	3,60 ^{2,3,4,a,b,c}	3,71 ^{bc}	3,45 ^{1,3,4,a,b,c}	3,57 ^{bc}	3,40 ^{1,2,a,b,c}	3,51 ^{bc}	3,43 ^{1,2,a,b,c}	3,56 ^{bc}
de Adaptação	(3,25-3,99)	(3,39-4,07)	(3,14-3,79)	(3,26-3,90)	(3,08-3,75)	(3,22-3,82)	(3,10-3,80)	(3,25-3,89)

Legenda: diferença ($p < 0,05$) entre as Condições Visuais* (CV; SV); entre as séries temporais (30^1 ; 60^2 ; 120^3 ; 180^4) e entre os Períodos de Adaptação (0^a ; 5^b ; 10^c e 20^d).

A F50ap mostrou efeito principal de Série Temporal ($W=123$; $gl=3$; $p<0,001$) e foi maior na Série 180s do que as de 30, 60 e 120 s ($p<0,001$), maior na Série 120s do que as Séries 30 e 60 s ($p<0,001$) e maior na Série de 60s do que a Série 30s ($p<0,001$). A F50ap mostrou efeito principal de Período de Adaptação ($W=54$; $gl=3$; $p<0,001$), e foi maior sem Adaptação (0s) do que os Períodos 5, 10 e 20 s ($p<0,01$).

A F50ap mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=162$; $gl=24$; $p<0,001$), em que ambas as condições visuais mostraram maiores magnitudes nas Séries 60, 120 e 180 s com a Adaptação 5 e 10 s do que a Série 30s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p<0,002$), nas Séries 120 e 180 s com Adaptação 20s do que a Série 30s com o respectivo Período de Adaptação ($p<0,001$) e na Série 180s com Adaptação 5, 10 e 20 s do que a Série 120s com os respectivos Períodos ($p<0,004$). Considerando apenas a condição com visão, a F50ap foi maior nas Séries 120 e 180 s com Adaptação 5 e 20 s do que a Série 60s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p<0,003$), e maior na Série 180s com Adaptação 10s do que a Série 60s com a mesma Adaptação ($p<0,001$). Na condição sem visão, a F50ap foi maior nas Séries 60, 120 e 180 s com Adaptação 20s do que a Série 30s com o respectivo Período de Adaptação ($p>0,001$), maior nas Séries 120 e 180 s com Adaptação 5 e 10 s em relação à Série 60s nos respectivos Períodos de Adaptação ($p<0,001$). A F50ap foi maior nas Séries 30, 60, 120 e 180s com Adaptação 5 e 20 s na condição sem visão do que com visão ($p<0,001$) e maior nas Séries 60, 120 e 180s com Adaptação 10s na condição sem visão em relação à condição com visão ($p<0,001$) (Tabela 7).

A F80ap mostrou efeito principal de Série Temporal ($W=864$; $gl=3$; $p<0,001$), a qual foi maior na Série 180s do que as Séries 30, 60 e 120 s ($p<0,001$), maior na Série 120s do que as Séries 30 e 60 s ($p<0,001$) e maior na Série 60s do que a Série 30s ($p<0,001$). A F80ap mostrou efeito principal de Período de Adaptação ($W=135$; $gl=3$; $p<0,001$) e foi maior sem o Período de Adaptação (0s) em comparação aos Períodos de 5, 10 e 20 s ($p<0,01$).

A F80ap mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=153$; $gl=24$; $p<0,001$), nas condições com e sem visão apresentaram maiores magnitudes nas Séries 60, 120 e 180 s com Adaptação 5, 10 e 20 s do que a Série 30s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p<0,001$), nas Séries 120 e 180 s com Adaptação 5, 10 e 20 s do que a Série 60s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p<0,001$), e na Série 180s com Adaptação 5, 10

e 20 s do que a Série 120s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p<0,001$). A F80ap foi maior nas Séries 60, 120 e 180 s com Adaptação 5, 10 e 20 s na condição sem visão do que a condição com visão ($p<0,001$) e maior na Série 30s com Adaptação 5 e 20 s na condição sem visão do que com visão ($p<0,005$) (Tabela 8).

A Fmediaap mostrou efeito principal de Série Temporal ($W=1778$; $gl=3$; $p<0,001$) e foi maior na Série 180s do que as Séries 30, 60 e 120 s ($p<0,001$), maior na Série 120s do que as Séries 30 e 60 s ($p<0,001$) e maior na Série de 60s quando comparada à Série 30s ($p<0,001$). A Fmediaap mostrou efeito principal de Período de Adaptação ($W=215$; $gl=3$; $p<0,001$), em que houve maior magnitude sem Adaptação (0s) do que Adaptação 5, 10 e 20 s ($p<0,01$). A Fmediaap mostrou efeito principal de Condição Visual ($W=4,3$; $gl=1$; $p=0,04$), com maior magnitude na condição sem visão em comparação à condição com visão.

A Fmediaap mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=230$; $gl=24$; $p<0,001$), em que as condições com e sem visão apresentaram maiores magnitudes nas Séries 60, 120 e 180 s com Adaptação 5, 10 e 20 s do que a Série 30s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p<0,001$), nas Séries 120 e 180 s com Adaptação 5, 10 e 20 s em relação à Série 60s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p<0,001$), e na Série 180s com os Adaptação 5, 10 e 20 s do que a Série 120s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p<0,001$). Apenas na condição sem visão, a Fmediaap foi maior na Série 30s sem Adaptação do que a mesma Série com os Períodos 5, 10 e 20 s ($p<0,006$). A Fmediaap foi maior nas Séries 60, 120 e 180 s com Adaptação de 5, 10 e 20 s na condição sem visão do que com visão ($p<0,001$) e maior na Série 30s com Adaptação 5 e 20 s na condição sem visão do que com visão ($p<0,005$) (Tabela 7).

A Fpicoap mostrou efeito de visão ($W=22,6$; $gl=1$; $p<0,001$) e foi maior na condição sem visão do que com visão. A Fpicoap mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=234$ $gl=24$; $p<0,001$) e na condição com visão foi maior na Série 180s com Adaptação 10s do que as Séries 30, 60 e 120 s com Período de Adaptação ($p<0,02$), na Série 180s com Adaptação 5s em relação às Séries 60 e 120 s com o respectivo Período de Adaptação ($p<0,04$), e na Série 180s com Adaptação 20s do que a Série 60s com o respectivo Período de Adaptação ($p<0,003$). A Fpicoap foi maior na Série 30s com Adaptação 20s na condição sem visão do que com visão ($p<0,02$) (Tabela 7).

Tabela 7. Média (Intervalo de confiança de 95% inferior e superior dos parâmetros do COP na direção anteroposterior frequência mediana (F50ap), frequência de 80% (F80ap), frequência média (Fmediaap) e Frequência pico (Fpicoap) nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).

Condições	Séries Temporais (s)							
	30		60		120		180	
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV
Visuais								
F50ap (Hz)								
0s Período de Adaptação	11,48 (6,25-21,05)	8,25 (4,04-16,85)	16,06 (8,27-31,18)	11,32 (4,77-26,86)	20,21 (8,51-48,02)	13,36 (4,82-37,05)	19,06 (7,05-51,49)	15,95 (4,99-50,96)
5s de Período de Adaptação	0,94 ^{1,2,3,4} (0,82-1,07)	1,28 ^{2,3,4} (1,14-1,43)	1,17 ^{1,3,4} (1,03-1,32)	1,78 ^{1,3,4} (1,58-1,99)	1,51 ^{1,2,4} (1,36-1,67)	2,73 ^{1,2,4} (2,32-3,23)	2,07 ^{1,2,3} (1,86-2,31)	3,89 ^{1,2,3} (3,42-4,42)
10s de Período de Adaptação	0,94 ^{2,3,4} (0,82-1,05)	1,20 ^{2,3,4} (1,09-1,33)	1,19 ^{1,4} (1,06-1,33)	1,85 ^{1,3,4} (1,66-2,07)	1,51 ^{1,4} (1,36-1,68)	2,76 ^{1,2,4} (2,36-3,23)	2,12 ^{1,2,3} (1,89-2,37)	3,91 ^{1,2,3} (3,46-4,50)
20s de Período de Adaptação	0,91 ^{1,3,4} (0,82-1,00)	1,38 ^{2,3,4} (1,25-1,51)	1,16 ^{3,4} (1,04-1,29)	1,76 ^{1,3,4} (1,57-1,97)	1,57 ^{1,2,4} (1,43-1,73)	2,85 ^{1,2,4} (2,47-3,30)	2,13 ^{1,2,3} (1,86-2,44)	3,94 ^{1,2,3} (3,46-4,50)
F80ap (Hz)								
0s Período de Adaptação	33,13 (20,58-53,34)	26,41 (15,21-45,83)	48,57 (27,97-84,46)	38,05 (19,12-75,72)	68,82 (39,52-119,84)	52,64 (23,72-116,82)	89,67 (49,37-162,82)	68,54 (29,85-157,38)
5s de Período de Adaptação	2,17 ^{2,3,4} (1,91-2,46)	2,80 ^{2,3,4} (2,52-3,12)	3,23 ^{1,3,4} (2,80-3,74)	4,52 ^{1,3,4} (4,11-4,97)	5,47 ^{1,2,4} (4,72-6,34)	8,30 ^{1,2,4} (7,51-9,17)	8,15 ^{1,2,3} (7,12-9,33)	12,94 ^{1,2,3} (11,85-14,13)
10s de Período de Adaptação	2,18 ^{2,3,4} (1,90-2,48)	2,67 ^{2,3,4} (2,41-2,96)	3,18 ^{1,3,4} (2,81-3,60)	4,69 ^{1,3,4} (4,23-5,19)	5,62 ^{1,2,4} (4,86-6,50)	8,33 ^{1,2,4} (7,54-9,20)	8,13 ^{1,2,3} (7,09-9,31)	13,01 ^{1,2,3} (11,94-14,18)
20s de Período de Adaptação	2,09 ^{2,3,4} (1,88-2,34)	2,95 ^{2,3,4} (2,71-3,22)	3,24 ^{1,3,4} (2,85-3,67)	4,67 ^{1,3,4} (4,29-5,09)	5,70 ^{1,2,4} (4,94-6,60)	8,49 ^{1,2,4} (7,69-9,37)	8,17 ^{1,2,3} (7,05-9,46)	13,12 ^{1,2,3} (12,01-14,33)

Legenda: diferença ($p < 0,05$) entre as Condições Visuais* (CV; SV); entre as séries temporais (30^{1f} ; 60^2 ; 120^3 ; 180^4) e entre os Períodos de Adaptação (0^a ; 5^b ; 10^c e 20^d).

Continuação Tabela 7.

Condições Visuais	Séries Temporais (s)								
	30		60		120		180		
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV	
Fmediaap (Hz)									
0s Período de Adaptação	20,60 (13,94-30,44)	18,52 ^{bcd} (12,38-27,71)	30,86 (19,82-48,04)	27,72 (17,31-44,39)	44,80 (28,27-71,02)	37,85 (21,71-66,01)	57,555 (35,83-92,43)	49,05 (27,05-88,93)	
5s de Período de Adaptação	1,35 ^{2,3,4} (1,21-1,52)	1,74 ^{2,3,4,a} (1,57-1,93)	2,28 ^{1,3,4} (2,03-2,55)	3,00 ^{1,3,4} (2,75-3,27)	4,00 ^{1,2,4} (3,61-4,43)	5,44 ^{1,2,4} (4,95-5,98)	6,06 ^{1,2,3} (5,51-6,65)	8,36 ^{1,2,3} (7,71-9,8)	
10s de Período de Adaptação	1,42 ^{2,3,4} (1,28-1,59)	1,68 ^{2,3,4,a} (1,53-1,85)	2,28 ^{1,3,4} (2,08-2,51)	3,10 ^{1,3,4} (2,83-3,40)	4,03 ^{1,2,4} (3,62-4,47)	5,44 ^{1,2,4} (4,95-5,98)	6,09 ^{1,2,3} (5,54-6,68)	8,38 ^{1,2,3} (7,73-9,08)	
20s de Período de Adaptação	1,35 ^{2,3,4} (1,22-1,49)	1,84 ^{2,3,4,a} (1,69-2,00)	2,27 ^{1,3,4} (2,06-2,50)	3,04 ^{1,3,4} (2,78-3,31)	4,11 ^{1,2,4} (3,71-4,56)	5,54 ^{1,2,4} (5,04-6,08)	6,11 ^{1,2,3} (5,54-6,74)	8,40 ^{1,2,3} (7,74-9,12)	
Fpicoap (Hz)									
0s Período de Adaptação	0,69 (0,48-0,98)	0,88 (0,72-1,09)	0,60 (0,54-0,67)	0,95 (0,74-1,23)	0,57 (0,52-0,64)	0,89 (0,63-1,25)	0,82 (0,72-0,93)	0,72 (0,63-0,83)	
5s de Período de Adaptação	0,65 (0,49-0,88)	0,97 (0,75-1,25)	0,58 ^d (0,53-0,63)	0,97 (0,73-1,27)	0,59 ^d (0,54-0,66)	1,01 (0,70-1,44)	0,80 ^{2,3} (0,70-0,91)	0,73 (0,64-0,84)	
10s de Período de Adaptação	0,55 ^d (0,48-0,63)	0,96 (0,74-1,25)	0,55 ^d (0,52-0,59)	1,17 (0,86-1,60)	0,57 ^d (0,54-0,61)	0,91 (0,61-1,36)	0,80 ^{1,2,3} (0,71-0,91)	0,71 (0,62-0,80)	
20s de Período de Adaptação	0,58 ^c (0,46-0,72)	1,03 ^c (0,85-1,28)	0,58 ^d (0,54-0,62)	0,95 (0,74-1,22)	0,64 (0,56-0,73)	0,73 (0,60-0,89)	0,80 ² (0,71-0,91)	0,74 (0,65-0,84)	

Legenda: diferença ($p < 0,05$) entre as Condições Visuais* (CV; SV); entre as séries temporais (30¹; 60²; 120³; 180⁴) e entre os Períodos de Adaptação (0^a; 5^b; 10^c e 20^d).

A F50ml mostrou efeito principal de Série Temporal ($W=684$; $gl=3$; $p<0,001$), a qual foi maior na Série 180s do que as Séries 30, 60 e 120 s ($p<0,001$), maior na Série 120s do que as Séries 30 e 60 s ($p<0,001$) e maior na Série 60s do que a Série 30s ($p<0,001$). A F50ml mostrou efeito principal de Período de Adaptação ($W=185$; $gl=3$; $p<0,001$), e foi maior sem Adaptação (0s) do que os Períodos 5, 10 e 20 s ($p<0,01$) e maior no Período 10 e 20 s do que o Período 5s ($p<0,005$).

A F50ml mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=93,3$; $gl=24$; $p<0,001$), nas ambas as condições visuais foram maiores nas Séries 60, 120 e 180 com Adaptação 5s do que a Série 30s com o respectivo Período de Adaptação ($p<0,001$), na Série 180s com Adaptação 20s do que a Série 60s no mesmo Período ($p<0,003$), e na Série 180s com o Período de Adaptação 20s do que a Série 30s com o respectivos Período de Adaptação ($p<0,021$). Com visão, a F50ml foi maior na Série 30s sem Adaptação (0s) do que a mesma Série com Adaptação de 5, 10 e 20 s ($p<0,04$), maior na Série 180s com Adaptação 5 e 10 s do que a Série 60s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p<0,001$). Sem visão, a F50ml foi maior nas Séries 60, 120 e 180 s com Adaptação de 10s do que a Série 30s no respectivo Período de Adaptação ($p>0,007$), maior nas Séries 60 e 120 s com Adaptação 20s do que a Série 30s no respectivo Período de Adaptação ($p>0,021$), maior nas Séries 120 e 180 s com os Períodos 5 e 10 s do que a Série 60s nos respectivos Períodos ($p<0,007$) e maior na Série Temporal de 180s com Adaptação 10 e 20 s do que a Série 120s nos respectivos Períodos de Adaptação ($p<0,007$) (Tabela 8).

A F80ml mostrou efeito principal de Série Temporal ($W=2539$; $gl=3$; $p<0,001$), e foi maior na Série 180s do que as Séries 30, 60 e 120 s ($p<0,001$), maior na Série 120s do que as Séries de 30 e 60 s ($p<0,001$) e maior na Série 60s do que a Série 30s ($p<0,001$). A F80ml mostrou efeito principal de Período de Adaptação ($W=324$; $gl=3$; $p<0,001$), e foi maior sem Adaptação (0s) do que os Períodos 5, 10 e 20 s ($p<0,01$) e no Período 10 e 20 s do que o Período de 5s ($p<0,002$).

A F80ml mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=158$; $gl=24$; $p<0,001$), em que ambas as condições visuais, foi maior nas Séries 60, 120 e 180 s com Adaptação de 5, 10 e 20 s do que a Série 30s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p<0,001$), nas Séries 120 e 180 s com Adaptação 5, 10 e 20 s do que a Série 60s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p<0,001$) e nas Séries 30 e 60 s sem Adaptação (0s) do que as

respectivas Séries com os Períodos 5, 10 e 20 s ($p < 0,005$). Com visão, a F80ml foi maior na Série 120s sem Adaptação (0s) do que a mesma Série com Adaptação 5, 10 e 20 s ($p < 0,001$) e maior na Série de 30s sem Adaptação (0s) em relação às Séries 60 e 120 s com o respectivo Período ($p < 0,02$). Sem visão, a F80ml foi maior na Série 180s com Períodos 5, 10 e 20 s do que a Série 120s nos respectivos Períodos ($p < 0,001$) (Tabela 8).

A Fmediaml mostrou efeito principal de Série Temporal ($W=4152$; $gl=3$; $p < 0,001$), e foi maior na Série 180s do que as Séries 30, 60 e 120 s ($p < 0,001$), maior na Série 120s do que as Séries 30 e 60 s ($p < 0,001$) e maior na Série de 60s do que a Série 30s ($p < 0,001$). A Fmediaml mostrou efeito principal de Período de Adaptação ($W=215$; $gl=3$; $p < 0,001$) e foi maior sem Adaptação (0s) do que os Períodos 5, 10 e 20 s ($p < 0,01$) e no Período 10 e 20 s em relação ao Período 5s ($p < 0,002$).

A Fmediaml mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=556$; $gl=24$; $p < 0,001$), em que ambas as Condições visuais mostraram maiores magnitudes nas Séries 60, 120 e 180 s em todos os Períodos de Adaptação (0, 5, 10 e 20 s) do que a Série 30s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p < 0,001$), maior nas Séries 120 e 180 s em todos os Períodos de Adaptação (0, 5, 10 e 20 s) do que a Série 60s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p < 0,01$), maior na Série 180s com Adaptação 5, 10 e 20 s do que a Série 120s com os respectivos Períodos de Adaptação ($p < 0,01$) e maior nas Séries 30, 60, 120 e 180s sem Adaptação do que as mesmas Séries com os Adaptação 5, 10 e 20 s ($p < 0,005$). Apenas na condição com visão a Fmediaml foi maior na Série 30s com Adaptação 5s do que a mesma Série com os Períodos 10 e 20 s ($p < 0,007$) e maior na Série 180s sem Adaptação (0s) do que a Série 120s no respectivo Período ($p < 0,001$).

A Fpicoml mostrou efeito de Série Temporal ($W=48,9$; $gl=3$; $p < 0,001$) e foi maior na Série 30s do que nas Series 120 e 180 s ($p < 0,01$) e maior a Série 60s do que a Série 180s ($p < 0,006$). A Fpicoml mostrou efeito de Interação (Condição Visual x Série Temporal x Período de Adaptação) ($W=275$; $gl=24$; $p < 0,001$), em que a Condição com visão apresentou maior magnitude na Série 180s com Adaptação 5s do que a mesma Série sem Adaptação ($p < 0,001$) (Tabela 8).

Tabela 8. Média (Intervalo de confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP na direção médio-lateral frequência mediana (F50ml), frequência de 80% (F80ml), Frequência média (Fmediaml) e Frequência pico (Fpicoml) nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).

Condições	Séries Temporais (s)							
	30		60		120		180	
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV
Visuais								
F50ml (Hz)								
0s Período de Adaptação	22,16 ^{bcd} (14,19-34,62)	21,95 (13,70-35,16)	34,41 (20,18-58,69)	32,23 (18,23-57,01)	57,64 (32,15-103,35)	47,88 (27,50-83,37)	83,90 (47,14-149,32)	56,57 (31,36-102,05)
5s de Período de Adaptação	1,50 ^{2,3,4,c} (1,27-1,77)	2,07 ^{2,3,4} (1,69-2,54)	2,89 ^{1,4} (2,34-3,56)	3,40 ^{1,3,4} (2,69-4,30)	3,89 ¹ (2,91-5,21)	5,82 ^{1,2} (4,38-7,72)	6,62 ^{1,2} (4,99-8,80)	8,30 ^{1,2} (6,25-11,03)
10s de Período de Adaptação	2,03 ^a (1,69-2,44)	2,21 ^{2,3,4} (1,82-2,68)	3,14 ⁴ (2,53-3,91)	3,52 ^{1,3,4} (2,79-4,43)	4,34 (3,24-5,83)	5,76 ^{1,2,4} (4,32-7,69)	6,41 ² (4,85-8,47)	8,37 ^{1,2,3} (6,38-10,98)
20s de Período de Adaptação	2,34 ^{4,a} (1,93-2,82)	2,38 ^{2,3,4} (1,94-2,92)	3,26 ⁴ (2,63-4,04)	3,43 ^{1,3,4} (2,72-4,31)	4,49 (3,34-6,04)	5,59 ^{1,4} (4,24-7,37)	6,41 ^{1,2} (4,88-8,44)	8,36 ^{1,2,3} (6,46-10,83)
F80ml (Hz)								
0s Período de Adaptação	64,38 ^{2,3,b,c,d} (47,08-88,06)	65,69 ^{b,c,d} (46,92-91,96)	105,89 ^{1,b,c,d} (76,04-147,45)	105,75 ^{b,c,d} (70,21-159,28)	168,67 ^{1,b,c,d} (114,27-248,96)	169,50 (105,68-271,84)	215,09 (136,77-338,28)	214,69 (133,38-345,56)
5s de Período de Adaptação	4,16 ^{2,3,4,a} (3,64-4,76)	4,54 ^{2,3,4,a} (3,96-5,20)	8,41 ^{1,3,4,a} (7,25-9,75)	8,74 ^{1,3,4,a} (7,58-10,06)	15,23 ^{1,2,a} (12,83-18,09)	16,87 ^{1,2,4} (14,51-19,60)	24,92 ^{1,2} (21,30-29,15)	26,05 ^{1,2,3} (22,55-30,09)
10s de Período de Adaptação	4,56 ^{2,3,4,a} (3,97-5,23)	4,73 ^{2,3,4,a} (4,13-5,40)	8,69 ^{1,3,4,a} (7,56-9,99)	8,82 ^{1,3,4,a} (7,66-10,16)	15,65 ^{1,2,a} (13,23-18,51)	16,92 ^{1,2,4} (14,54-19,68)	25,17 ^{1,2} (21,56-29,37)	26,17 ^{1,2,3} (22,69-30,17)
20s de Período de Adaptação	4,74 ^{2,3,4,a} (4,12-5,44)	4,91 ^{2,3,4,a} (4,31-5,59)	8,64 ^{1,3,4,a} (7,55-9,91)	9,12 ^{1,3,4,a} (7,96-10,43)	16,23 ^{1,2,a} (13,77-19,14)	16,86 ^{1,2,4} (14,51-19,59)	25,07 ^{1,2} (21,48-29,26)	26,13 ^{1,2,3} (22,65-30,14)

2. *Legenda: diferença ($p < 0,05$) entre as Condições Visuais* (CV; SV); entre as séries temporais (30¹; 60²; 120³; 180⁴) e entre os Períodos de Adaptação (0^a; 5^b; 10^c e 20^d).*

Continuação Tabela 8.

Condições	Séries Temporais (s)							
	30		60		120		180	
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV
Visuais								
Fmediaml (Hz)								
0s Período de Adaptação	38,35 ^{2,3,4,b,c,d} (29,13-50,49)	37,13 ^{2,3,4,b,c,d} (27,44-50,24)	64,25 ^{1,3,4,b,c,d} (47,61-86,70)	60,93 ^{1,3,4,b,c,d} (43,13-86,08)	106,07 ^{1,2,4,b,c,d} (75,33-149,35)	999,08 ^{1,2,b,c,d} (67,68-145,04)	142,20 ^{1,2,3,b,c,d} (98,59-205,12)	124,85 ^{1,2,b,c,d} (83,94-185,70)
5s de Período de Adaptação	2,37 ^{2,3,4,a,c,d} (2,09-2,67)	2,70 ^{2,3,4,a} (2,34-3,12)	4,82 ^{1,3,4,a} (4,21-5,52)	5,17 ^{1,3,4,a} (4,49-5,96)	8,84 ^{1,2,4,a} (7,60-10,28)	9,80 ^{1,2,4,a} (8,39-11,43)	13,88 ^{1,2,3,a} (11,99-16,07)	14,71 ^{1,2,4,a} (12,66-17,09)
10s de Período de Adaptação	2,69 ^{2,3,4,a,b} (2,36-3,09)	2,85 ^{2,3,4,a} (2,47-3,28)	5,01 ^{1,3,4,a} (4,38-5,73)	5,29 ^{1,3,4,a} (4,59-6,09)	8,99 ^{1,2,4,a} (7,71-10,48)	9,74 ^{1,2,4,a} (8,34-11,38)	13,90 ^{1,2,3,a} (12,02-16,08)	14,72 ^{1,2,4,a} (12,71-17,07)
20s de Período de Adaptação	2,94 ^{2,3,4,a,b} (2,55-3,38)	2,98 ^{2,3,4,a} (2,59-3,44)	5,08 ^{1,3,4,a} (4,43-5,82)	5,31 ^{1,3,4,a} (4,60-6,12)	9,20 ^{1,2,4,a} (7,89-10,73)	9,56 ^{1,2,4,a} (8,21-11,13)	13,80 ^{1,2,3,a} (11,94-15,95)	14,72 ^{1,2,4,a} (12,71-17,07)
Fpicoml (Hz)								
0s Período de Adaptação	1,18 (0,75-1,86)	1,19 (0,77-1,83)	1,00 (0,54-1,85)	1,15 (0,67-1,96)	0,81 (0,48-1,36)	0,99 (0,56-1,75)	0,57 ^b (0,53-0,60)	0,60 (0,55-0,66)
5s de Período de Adaptação	1,00 (0,66-1,52)	1,81 (1,27-2,59)	0,99 (0,56-1,73)	1,71 (0,90-3,24)	1,08 (0,56-2,10)	0,81 (0,54-1,20)	0,57 ^a (0,53-0,60)	0,61 (0,54-0,69)
10s de Período de Adaptação	1,71 (1,00-2,91)	1,58 (1,08-2,32)	0,99 (0,57-1,70)	0,92 (0,58-1,46)	0,85 (0,43-1,68)	0,79 (0,51-1,21)	0,59 (0,54-0,63)	0,60 (0,53-0,68)
20s de Período de Adaptação	1,36 (0,89-2,08)	2,08 (1,39-3,12)	1,48 (0,86-2,55)	1,14 (0,72-1,82)	1,57 (0,62-3,99)	0,82 (0,43-1,58)	0,60 (0,55-0,66)	0,56 (0,52-0,60)

3. *Legenda: diferença ($p < 0,05$) entre as Condições Visuais* (CV; SV); entre as séries temporais (30¹; 60²; 120³; 180⁴) e entre os Períodos de Adaptação (0^a; 5^b; 10^c e 20^d).*

4.

3.3.2 Comportamento descritivo dos parâmetros do COP

Para a análise do comportamento descritivo, os parâmetros do COP no domínio do tempo foram relativizados (100%) a partir do valor máximo das médias das três tentativas de 32 condições experimentais (4 Séries Temporais x 4 Períodos de Adaptação x 2 Condições Visuais). Porém, os parâmetros do COP no domínio da frequência não foram relativizados por se tratarem da mesma unidade de medida (Hz).

A análise descritiva dos parâmetros do COP no domínio do tempo das Séries Temporais sem a exclusão de um Período Inicial de Adaptação mostrou um comportamento mais estável a partir da Série Temporal de 120 s. Porém, com os períodos de adaptação de 5 e 10 s os parâmetros se tornam mais estáveis a partir da Série Temporal de 60 s. Ainda, com a exclusão de um Período Inicial de Adaptação de 20 s a partir da Série Temporal de 30 s é possível observar um comportamento mais estável dos parâmetros do COP (Figura 3). No entanto, o comportamento descritivo dos parâmetros do COP no domínio da frequência mostrou que, independente do Período de Adaptação, os parâmetros de frequência mediana, frequência de 80% e frequência média, em ambas direções, aumentaram em função do aumento da série temporal (Figura 4). Neste sentido, quanto maior o período de aquisição dos dados, mais componentes de frequência podem ser obtidos no sinal.

Figura 3. Comportamento descritivo em média relativa (%) dos parâmetros do COP distância média total (DTM), área (AREA), velocidade média total (VMT), amplitude (AMPap; AMPml), *root means square* (RMSap; RMSml), desvio padrão (DPap; DPml) e velocidade média (VMap; VMml) das Séries Temporais e Períodos de adaptação nas condições com e sem visão.

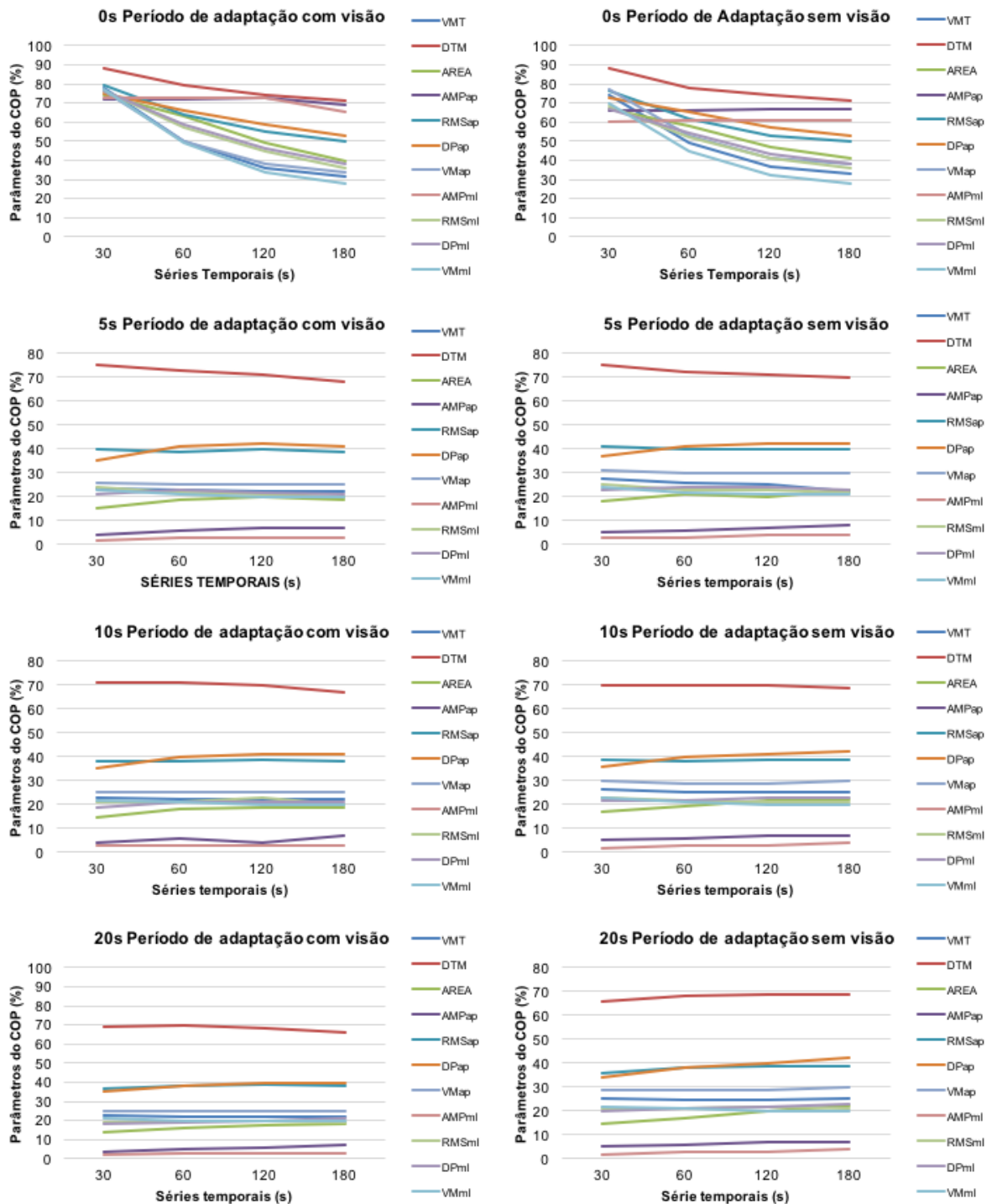
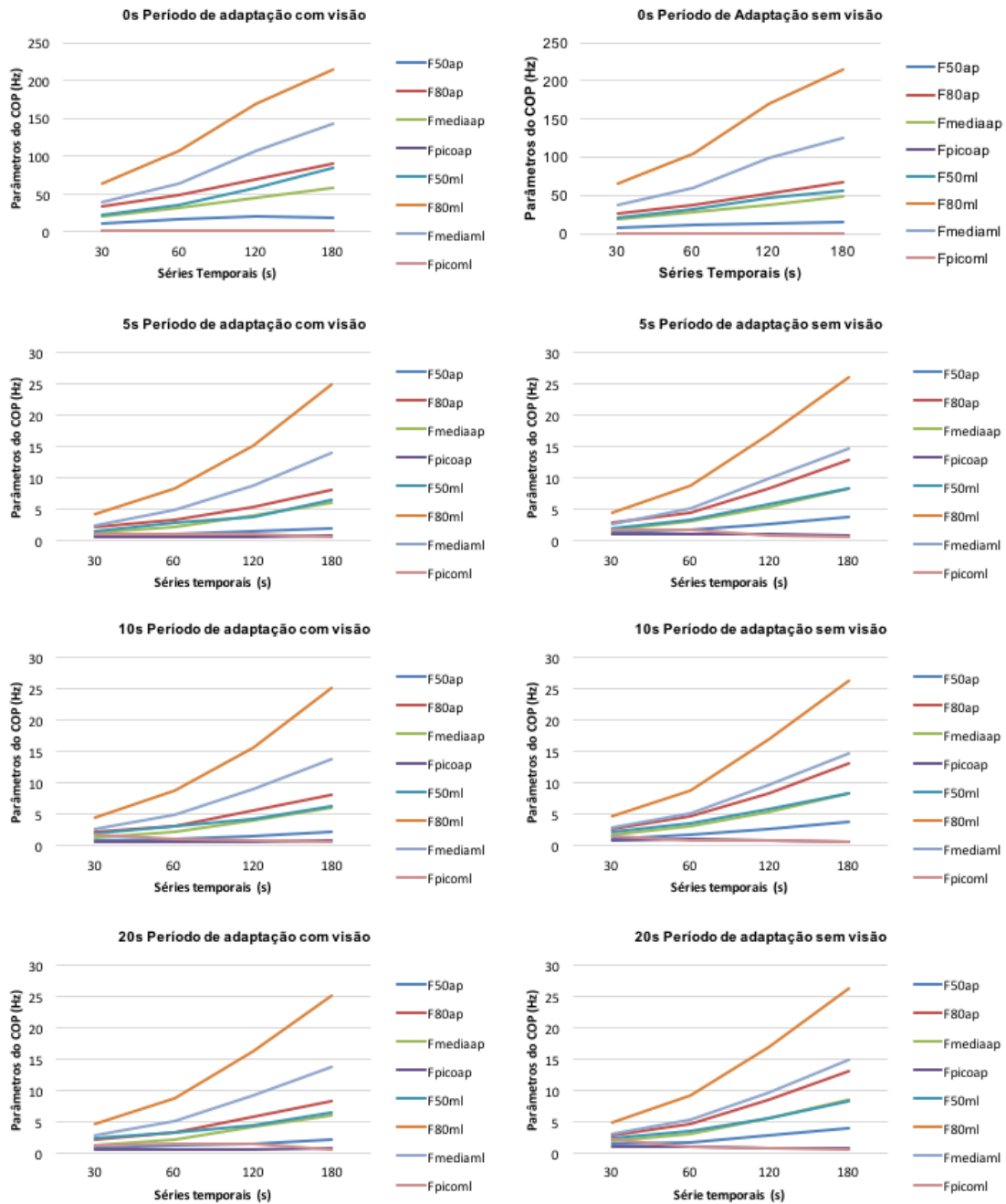


Figura 4. Comportamento descritivo em média (Hz) dos parâmetros do COP frequência de 50% (F50ap; F50ml), frequência de 80% (F80ap; F80ml), frequência média (Fmediaap; Fmediaml) e frequência pico (Fpicoap; Fpicoml) das Séries Temporais e Períodos de adaptação nas condições com e sem visão.



3.3.3 Análise de Confiabilidade das Tentativas

As análises de confiabilidade entre as três tentativas mostraram que no domínio do tempo, 10 parâmetros dos 11 analisados (AREA; VMT; AMPap; AMPml; RMSap; RMSml; DPap; DPml; VMap e VMml) apresentaram confiabilidade fraca em todas as Séries sem Adaptação em ambas condições visuais ($CCI < 0,4$) (Tabelas 9; 10; 11). Apenas DTM apresentou confiabilidade moderada ($0,47 < CCI < 0,74$) nas Séries 30, 60 e 120 s e forte ($CCI = 0,87$) na Série 180s sem Adaptação com visão (Tabela 9).

Cinco parâmetros temporais do COP (AREA, VMT, AMPml, VMap e VMml) apresentaram confiabilidade forte em todas as Séries com Adaptação 5, 10 e 20 s em ambas as condições visuais ($CCI > 0,75$) (Tabelas 9; 10; 11). A DTM apresentou confiabilidade forte com visão nas Séries 60, 120 e 180 s com os respectivos Períodos ($CCI > 0,75$) (Tabela 9). A AMPap apresentou confiabilidade forte com visão na Série 60s com Período 20s ($CCI = 0,76$), na Série 120s com Períodos 10 e 20 s ($CCI > 0,77$) e na Série 180s com os Períodos 5, 10 e 20 s ($CCI > 0,76$). Sem visão, a confiabilidade foi forte a partir da Série 60s com os Períodos 5, 10, 20 s ($CCI > 0,76$). O RMSap e DPap apresentaram confiabilidade forte com visão na Série 180s com os Períodos 5, 10 e 20 s ($CCI > 0,75$) (Tabela 10). O RMSml e DPml apresentaram confiabilidade forte com visão em todas as Séries com os Períodos 5, 10 e 20 s ($CCI > 0,75$). Apenas o DPml apresentou confiabilidade forte na condição sem visão nas Séries 30, 60, 120 s com Adaptação 5, 10 e 20 s ($CCI > 0,78$) (Tabela 11).

Em síntese, dos 11 parâmetros do COP no domínio do tempo, cinco parâmetros (AREA, VMT, AMPml, VMap e VMml) apresentam confiabilidade forte ($CCI > 0,75$) em todas as Séries com os Períodos 5, 10 e 20 s em ambas as condições visuais. Com visão, é possível encontrar confiabilidade forte ($CCI > 0,75$) em todas as Séries com Adaptação 5, 10 e 20 s em sete parâmetros do COP (AREA, VMT, AMPml, VMap, VMml, RMSml e DPml). A partir da Série 60s com os mesmos Períodos de Adaptação, o número aumenta para oito parâmetros (AREA, VMT, AMPml, VMap, VMml, RMSml e DPml, DTM). A partir da Série 120s, mas com Adaptação 10 e 20 s, o número aumenta para nove parâmetros (AREA, VMT, AMPml, VMap, VMml, RMSml, DPml, DTM, AMPap). Na Série 180s com Adaptação 5, 10 e 20 s, temos 11 parâmetros. Sem visão, as Séries 30, 60 e 120 s com Períodos 5, 10 e 20 s apresentam confiabilidade forte em seis parâmetros (AREA,

VMT, AMPml, VMap e VMml, DPml). A partir da Série 60s, forma-se outro conjunto de seis parâmetros (AREA, VMT, AMPml, VMap e VMm, AMPap). As Séries 60 e 120 s com Períodos 5, 10, 20 s apresentam confiabilidade forte em sete parâmetros (AREA, VMT, AMPml, VMap e VMml, DPml, AMPml). Entretanto, quatro dos onze parâmetros analisados (DTM, RMSap, RMSml e DPap) não apresentam confiabilidade forte em qualquer Série/Adaptação sem visão.

Os parâmetros no domínio da frequência não apresentaram um padrão de confiabilidade entre tentativas. Assim, F50ap mostrou confiabilidade moderada com visão apenas na Série 30s com Adaptação 20s ($CCI=0,41$). Sem visão, F50ap mostrou confiabilidade moderada na Série 120s com Período 5s ($CCI=0,58$) (Tabela 12). Com visão, F50ml mostrou confiabilidade moderada nas Séries 30, 60 e 120 s com Períodos 10 e 20 s ($0,45 < CCI < 0,65$). Sem visão, F50ml mostrou confiabilidade moderada em todas Séries com Adaptação 5 e 10 s ($0,48 < CCI < 0,75$) (Tabela 13).

Com visão, a F80ap mostrou confiabilidade moderada na Série 60s com Período 5s e nas Séries 120 e 180 s com Adaptação 5, 10 e 20 s ($0,41 < CCI < 0,56$). Sem visão, F80ap mostrou confiabilidade moderada nas Séries 60, 120 e 180 s em todos os Períodos de Adaptação ($0,47 < CCI > 0,62$) (Tabela 12). F80ml mostrou, com visão, mostrou confiabilidade moderada e alta na Série 30s com Adaptação 5, 10 e 20 s ($0,71 < CCI < 0,81$). Sem visão, F80ml mostrou confiabilidade moderada na Série 30s sem Adaptação ($CCI=0,43$), confiabilidade alta na Série 30s com Período 20s ($CCI=0,85$) e confiabilidade moderada na Série 60s com Adaptação 10 e 20 s ($CCI > 0,75$) (Tabela 13). Fmediaap e Fmediaml mostraram comportamento parecido a F80ap. Fmediaap, com visão, apresentou confiabilidade moderada na Série 30s com Adaptação 20s ($CCI=0,54$). Sem visão, Fmediaml mostrou confiabilidade moderada na Série 30s com Períodos 5 e 20 s ($CCI > 0,61$) e moderada na Série 60s com Períodos 10 e 20 s ($CCI > 0,74$) (Tabelas 13).

Não foi analisada a confiabilidade da frequência pico de Fpicoap e Fpicoml de algumas Condições/Série/Períodos porque a variável foi gerada a partir de uma das três tentativas. Em algumas Condições/Séries/Períodos, a confiabilidade da frequência pico foi analisada apenas entre duas tentativas. A Fpicoap, com visão, mostrou confiabilidade moderada na Série 60s sem Adaptação ($CCC=0,62$) e na Série 180s sem Adaptação e com Adaptação 5s ($CCI > 0,48$). Sem visão, a Fpicoap mostrou confiabilidade moderada na Série 120s com Adaptação 10s ($CCI=0,48$) e na Série 180s com Adaptação 10 e 20 s ($CCI > 0,42$) (Tabelas 12).

Tabela 9. Coeficiente de Correlação Intraclasse (Intervalo de Confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP distância média total (DTM), área (AREA) e velocidade média total (VMT) entre as três tentativas nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).

Condições Visuais	Séries Temporais (s)							
	30		60		120		180	
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV
DTM (mm)								
0s Período de Adaptação	0,47 (0,12-0,71)	0,18 (-0,39-0,54)	0,66 (0,42-0,81)	0,18 (-0,38-0,54)	0,74 (0,57-0,86)	0,30 (-0,18-0,61)	0,87 (0,78-0,93)	0,40 (-0,01-0,66)
5s de Período de Adaptação	0,71 (0,51-0,84)	0,38 (-0,05-0,65)	0,77 (0,61-0,87)	0,36 (-0,09-0,64)	0,80 (0,66-0,89)	0,52 (0,19-0,73)	0,83 (0,71-0,90)	0,65 (0,41-0,80)
10s de Período de Adaptação	0,73 (0,54-0,85)	0,31 (-0,16-0,61)	0,78 (0,62-0,87)	0,33 (-0,12-0,63)	0,79 (0,64-0,88)	0,54 (0,22-0,74)	0,83 (0,72-0,91)	0,67 (0,44-0,81)
20s de Período de Adaptação	0,71 (0,52-0,84)	0,23 (-0,30-0,57)	0,76 (0,59-0,86)	0,34 (-0,11-0,63)	0,79 (0,64-0,88)	0,60 (0,33-0,78)	0,83 (0,71-0,90)	0,70 (0,49-0,83)
AREA (mm²)								
0s Período de Adaptação	-0,14 (-0,93-0,36)	0,03 (-0,63-0,45)	-0,12 (-0,89-0,37)	0,05 (-0,60-0,47)	-0,13 (-0,90-0,37)	0,04 (-0,60-0,46)	-0,08 (-0,82-0,39)	0,04 (-0,60-0,46)
5s de Período de Adaptação	0,76 (0,60-0,87)	0,89 (0,82-0,94)	0,86 (0,76-0,92)	0,80 (0,66-0,89)	0,92 (0,86-0,95)	0,79 (0,65-0,88)	0,93 (0,88-0,96)	0,80 (0,66-0,89)
10s de Período de Adaptação	0,78 (0,63-0,88)	0,85 (0,74-0,91)	0,88 (0,80-0,93)	0,79 (0,65-0,88)	0,92 (0,87-0,96)	0,80 (0,66-0,89)	0,93 (0,88-0,96)	0,80 (0,67-0,89)
20s de Período de Adaptação	0,87 (0,79-0,93)	0,77 (0,61-0,87)	0,89 (0,81-0,94)	0,79 (0,64-0,88)	0,92 (0,86-0,95)	0,85 (0,74-0,91)	0,93 (0,87-0,96)	0,81 (0,69-0,90)
VMT (mm/s)								
0s Período de Adaptação	-0,16 (-0,96-0,35)	0,03 (-0,62-0,46)	-0,17 (-0,97-0,34)	0,03 (-0,63-0,46)	-0,19 (-1,00-0,33)	0,04 (-0,63-0,46)	-0,10 (-0,86-0,37)	0,03 (-0,62-0,46)
5s de Período de Adaptação	0,89 (0,81-0,94)	0,89 (0,82-0,94)	0,91 (0,85-0,95)	0,94 (0,90-0,97)	0,93 (0,89-0,96)	0,95 (0,92-0,97)	0,95 (0,92-0,97)	0,95 (0,93-0,98)
10s de Período de Adaptação	0,87 (0,78-0,93)	0,90 (0,83-0,94)	0,91 (0,85-0,95)	0,93 (0,89-0,96)	0,94 (0,90-0,97)	0,95 (0,92-0,97)	0,95 (0,92-0,97)	0,96 (0,92-0,98)
20s de Período de Adaptação	0,86 (0,77-0,92)	0,91 (0,85-0,95)	0,91 (0,85-0,95)	0,94 (0,89-0,96)	0,94 (0,90-0,97)	0,95 (0,91-0,97)	0,95 (0,92-0,97)	0,95 (0,92-0,96)

Tabela 10. Coeficiente de Correlação Intraclasse (Intervalo de Confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP na direção anteroposterior amplitude (AMPap), *root means square* (RMSap), desvio padrão (DPap) e velocidade média (VMap) entre as três tentativas nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).

Condições Visuais	Séries Temporais (s)							
	30		60		120		180	
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV
AMPap (mm)								
0s Período de Adaptação	-0,12 (-0,89-0,37)	0,04 (-0,61-0,46)	-0,12 (-0,89-0,37)	0,04 (-0,61-0,46)	-0,12 (-0,89-0,37)	0,04 (-0,61-0,46)	-0,14 (-0,91-0,36)	0,04 (-0,61-0,46)
5s de Período de Adaptação	0,58 (0,29-0,76)	0,68 (0,46-0,82)	0,74 (0,56-0,85)	0,77 (0,61-0,87)	0,72 (0,54-0,85)	0,79 (0,65-0,88)	0,75 (0,58-0,86)	0,78 (0,63-0,87)
10s de Período de Adaptação	0,47 (0,11-0,70)	0,57 (0,28-0,76)	0,74 (0,55-0,85)	0,81 (0,68-0,89)	0,92 (0,87-0,96)	0,80 (0,67-0,89)	0,77 (0,62-0,87)	0,80 (0,66-0,89)
20s de Período de Adaptação	0,60 (0,33-0,78)	0,67 (0,44-0,81)	0,76 (0,59-0,86)	0,78 (0,62-0,87)	0,78 (0,63-0,88)	0,79 (0,65-0,88)	0,80 (0,67-0,89)	0,79 (0,64-0,88)
RMSap (mm)								
0s Período de Adaptação	-0,10 (-0,86-0,38)	0,05 (-0,60-0,46)	-0,07 (-0,80-0,40)	0,05 (-0,61-0,46)	-0,08 (-0,82-0,39)	0,04 (-0,61-0,46)	-0,11 (-0,88-0,37)	0,04 (-0,61-0,46)
5s de Período de Adaptação	0,62 (0,36-0,79)	0,47 (0,10-0,70)	0,69 (0,48-0,83)	0,44 (0,66-0,69)	0,72 (0,53-0,85)	0,59 (0,31-0,77)	0,77 (0,60-0,87)	0,67 (0,44-0,81)
10s de Período de Adaptação	0,64 (0,39-0,80)	0,36 (0,08-0,63)	0,69 (0,48-0,83)	0,43 (0,02-0,68)	0,71 (0,51-0,84)	0,61 (0,33-0,78)	0,77 (0,61-0,87)	0,69 (0,47-0,82)
20s de Período de Adaptação	0,61 (0,35-0,78)	0,32 (-0,15-0,62)	0,71 (0,51-0,84)	0,47 (0,09-0,70)	0,73 (0,55-0,85)	0,65 (0,40-0,80)	0,77 (0,62-0,87)	0,72 (0,52-0,84)
DPap (mm)								
0s Período de Adaptação	0,08 (-0,83-0,39)	0,04 (-0,61-0,46)	-0,07 (-0,81-0,40)	0,04 (0,61-0,46)	-0,07 (-0,81-0,39)	0,04 (-0,61-0,46)	-0,13 (-0,90-0,37)	0,04 (-0,61-0,46)
5s de Período de Adaptação	0,61 (0,34-0,78)	0,70 (0,49-0,83)	0,69 (0,48-0,83)	0,61 (0,34-0,78)	0,72 (0,54-0,84)	0,73 (0,54-0,85)	0,76 (0,60-0,87)	0,73 (0,54-0,85)
10s de Período de Adaptação	0,64 (0,39-0,80)	0,49 (0,14-0,71)	0,69 (0,48-0,83)	0,63 (0,38-0,79)	0,70 (0,49-0,83)	0,74 (0,56-0,85)	0,77 (0,61-0,87)	0,73 (0,55-0,85)
20s de Período de Adaptação	0,56 (0,29-0,76)	0,57 (0,28-0,76)	0,69 (0,47-0,82)	0,75 (0,57-0,86)	0,70 (0,50-0,83)	0,75 (0,58-0,86)	0,77 (0,61-0,87)	0,73 (0,56-0,85)

Continuação Tabela 10.

Condições Visuais	Séries Temporais (s)								
	30		60		120		180		
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV	
VMap (mm/s)									
0s Período de Adaptação	-0,04 (-0,92-0,36)	0,05 (-0,61-0,46)	-0,15 (-0,93-0,36)	0,05 (-0,61-0,46)	-0,16 (-0,95-0,35)	0,05 (-0,61-0,46)	0,001 (-0,68-0,44)	0,05 (-0,60-0,46)	
5s de Período de Adaptação	0,85 (0,75-0,92)	0,88 (0,79-0,93)	0,89 (0,81-0,94)	0,94 (0,89-0,97)	0,93 (0,88-0,96)	0,95 (0,92-0,97)	0,95 (0,91-0,97)	0,95 (0,92-0,97)	
10s de Período de Adaptação	0,84 (0,74-0,91)	0,89 (0,82-0,94)	0,90 (0,83-0,94)	0,93 (0,89-0,96)	0,93 (0,88-0,96)	0,95 (0,92-0,97)	0,95 (0,91-0,97)	0,95 (0,95-0,97)	
20s de Período de Adaptação	0,84 (0,73-0,91)	0,92 (0,86-0,95)	0,91 (0,84-0,95)	0,94 (0,90-0,97)	0,94 (0,89-0,96)	0,95 (0,91-0,97)	0,95 (0,92-0,97)	0,96 (0,93-0,98)	

Tabela 11. Coeficiente de Correlação Intraclasse (Intervalo de Confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP na direção médio-lateral amplitude (AMPml), *root means square* (RMSml), desvio padrão (DPml) e velocidade média (VMml) entre as três tentativas nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).

Condições Visuais	Séries Temporais (s)							
	30		60		120		180	
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV
AMPml (mm)								
0s Período de Adaptação	-0,09 (-0,84-0,39)	0,02 (-0,65-0,45)	-0,09 (-0,84-0,39)	0,02 (-0,65-0,45)	-0,09 (-0,84-0,38)	0,02 (-0,65-0,45)	-0,04 (-0,75-0,41)	0,02 (-0,65-0,45)
5s de Período de Adaptação	0,84 (0,74-0,91)	0,83 (0,72-0,91)	0,88 (0,80-0,93)	0,85 (0,74-0,91)	0,89 (0,81-0,94)	0,86 (0,76-0,92)	0,88 (0,80-0,93)	0,85 (0,74-0,91)
10s de Período de Adaptação	0,79 (0,65-0,88)	0,81 (0,69-0,90)	0,88 (0,80-0,93)	0,83 (0,71-0,90)	0,90 (0,82-0,94)	0,86 (0,76-0,92)	0,89 (0,81-0,94)	0,85 (0,74-0,91)
20s de Período de Adaptação	0,82 (0,69-0,90)	0,76 (0,60-0,87)	0,87 (0,78-0,93)	0,83 (0,72-0,91)	0,90 (0,83-0,94)	0,83 (0,71-0,91)	0,88 (0,80-0,93)	0,84 (0,73-0,91)
RMSml (mm)								
0s Período de Adaptação	-0,10 (-0,86-0,38)	0,02 (-0,65-0,45)	-0,11 (-0,86-0,38)	0,02 (-0,65-0,45)	-0,11 (-0,87-0,38)	0,02 (-0,65-0,45)	0,06 (-0,70-0,40)	0,02 (-0,65-0,45)
5s de Período de Adaptação	0,76 (0,59-0,86)	0,28 (-0,21-0,60)	0,86 (0,77-0,92)	0,35 (-0,09-0,64)	0,90 (0,82-0,94)	0,47 (0,11-0,70)	0,91 (0,85-0,95)	0,58 (0,30-0,76)
10s de Período de Adaptação	0,79 (0,65-0,88)	0,26 (-0,24-0,59)	0,88 (0,79-0,93)	0,36 (-0,08-0,64)	0,90 (0,83-0,94)	0,50 (0,15-0,72)	0,91 (0,85-0,95)	0,60 (0,32-0,77)
20s de Período de Adaptação	0,84 (0,74-0,91)	0,31 (-0,17-0,61)	0,88 (0,79-0,93)	0,43 (-0,04-0,68)	0,90 (0,84-0,95)	0,57 (0,28-0,76)	0,91 (0,84-0,95)	0,65 (0,41-0,80)
DPml (mm)								
0s Período de Adaptação	-0,09 (-0,85-0,38)	0,02 (-0,65-0,45)	-0,10 (-0,86-0,38)	0,02 (-0,65-0,45)	-0,10 (-0,83-0,39)	0,02 (0,65-0,45)	-0,06 (-0,74-0,40)	0,02 (-0,65-0,45)
5s de Período de Adaptação	0,88 (0,80-0,93)	0,89 (0,82-0,94)	0,88 (0,81-0,94)	0,84 (0,73-0,91)	0,92 (0,87-0,96)	0,79 (0,65-0,88)	0,92 (0,87-0,96)	0,68 (0,46-0,82)
10s de Período de Adaptação	0,85 (0,75-0,92)	0,85 (0,75-0,92)	0,90 (0,83-0,94)	0,83 (0,72-0,91)	0,93 (0,80-0,96)	0,79 (0,64-0,88)	0,92 (0,86-0,95)	0,67 (0,45-0,81)
20s de Período de Adaptação	0,86 (0,76-0,92)	0,81 (0,68-0,89)	0,89 (0,82-0,94)	0,84 (0,74-0,91)	0,93 (0,88-0,96)	0,81 (0,69-0,90)	0,91 (0,85-0,95)	0,69 (0,47-0,82)

Continuação Tabela 11.

Condições Visuais	Séries Temporais (s)								
	30		60		120		180		
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV	
VMml (mm/s)									
0s Período de Adaptação	-0,10 (-0,86-0,38)	0,02 (-0,65-0,45)	-0,11 (-0,86-0,38)	0,02 (-0,65-0,45)	-0,11 (-0,87-0,38)	0,02 (-0,65-0,45)	-0,03 (-0,73-0,42)	0,02 (-0,65-0,45)	
5s de Período de Adaptação	0,92 (0,86-0,95)	0,92 (0,87-0,96)	0,94 (0,89-0,97)	0,95 (0,91-0,97)	0,96 (0,93-0,98)	0,95 (0,92-0,97)	0,97 (0,95-0,98)	0,97 (0,94-0,98)	
10s de Período de Adaptação	0,90 (0,84-0,95)	0,93 (0,88-0,96)	0,93 (0,89-0,96)	0,94 (0,90-0,97)	0,96 (0,93-0,98)	0,96 (0,93-0,98)	0,97 (0,95-0,98)	0,97 (0,94-0,98)	
20s de Período de Adaptação	0,90 (0,84-0,95)	0,92 (0,86-0,95)	0,93 (0,89-0,96)	0,94 (0,90-0,97)	0,96 (0,93-0,98)	0,95 (0,92-0,97)	0,97 (0,95-0,98)	0,97 (0,94-0,98)	

Tabela 12. Coeficiente de Correlação Intraclasse (Intervalo de Confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP na direção anteroposterior frequência de 50% (F50ap), frequência 80% (F80ap), frequência média (Fmediaap) e frequência pico (Fpicoap) entre as três tentativas nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).

Condições Visuais	Séries Temporais (s)							
	30		60		120		180	
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV
F50ap (Hz)								
0s Período de Adaptação	-0,07 (-0,56-0,47)	0,25 (-0,27-0,58)	-0,13 (-0,90-0,36)	0,32 (-0,15-0,62)	-0,08 (-0,83-0,39)	-0,004 (-0,69-0,43)	-0,06 (-0,70-0,41)	0,03 (-0,64-0,45)
5s de Período de Adaptação	0,21 (-0,33-0,55)	0,21 (-0,33-0,55)	0,31 (-0,17-0,61)	0,14 (0,44-0,52)	0,33 (-0,13-0,62)	0,58 (0,29-0,76)	0,36 (-0,07-0,64)	0,25 (-0,24-0,58)
10s de Período de Adaptação	0,11 (-0,51-0,50)	0,30 (0,17-0,61)	-0,29 (-1,17-0,27)	0,04 (0,62-0,46)	0,27 (-0,23-0,59)	0,51 (0,18-0,73)	0,26 (-0,25-0,58)	0,20 (0,35-0,55)
20s de Período de Adaptação	0,41 (0,004-0,67)	0,27 (-0,23-0,59)	-0,12 (-0,88-0,37)	0,23 (-0,29-0,57)	-0,004 (-0,69-0,43)	0,34 (-0,11-0,63)	0,30 (-0,19-0,60)	0,23 (-0,30-0,57)
F80ap (Hz)								
0s Período de Adaptação	0,26 (-0,25-0,58)	0,38 (-0,04-0,65)	0,23 (-0,31-0,56)	0,47 (0,10-0,70)	-0,13 (-0,90-0,37)	0,48 (0,12-0,71)	0,19 (-1,00-0,33)	0,46 (-0,09,-0,69)
5s de Período de Adaptação	0,18 (-0,38-0,54)	0,42 (0,02-0,67)	0,46 (0,09-0,70)	0,52 (0,19-0,73)	0,41 (0,01-0,67)	0,62 (0,36-0,79)	0,49 (0,14-0,71)	0,58 (0,20-0,74)
10s de Período de Adaptação	0,23 (-0,30-0,57)	0,50 (0,15-0,72)	0,21 (-0,33-0,56)	0,56 (-0,26-0,75)	0,44 (0,06-0,69)	0,62 (0,35-0,78)	0,44 (0,06-0,69)	0,52 (0,19-0,73)
20s de Período de Adaptação	0,35 (-0,09-0,64)	0,28 (-0,21-0,59)	0,31 (-0,16-0,62)	0,51 (-0,18-0,73)	0,56 (0,26-0,75)	0,60 (0,32-0,77)	0,52 (0,20-0,73)	0,56 (0,26-0,75)
Fmediaap (Hz)								
0s Período de Adaptação	0,20 (-0,35-0,55)	0,42 (0,02-0,67)	0,19 (-0,37-0,54)	0,46 (0,09-0,70)	-0,21 (-0,72-0,43)	0,45 (0,08-0,69)	-0,02 (-0,71-0,43)	0,46 (0,09-0,70)
5s de Período de Adaptação	0,28 (-0,22-0,60)	0,41 (0,008-0,67)	0,58 (0,29-0,76)	0,47 (0,10-0,70)	0,59 (0,31-0,77)	0,71 (0,51-0,84)	0,59 (0,32-0,77)	0,60 (0,33-0,77)
10s de Período de Adaptação	0,37 (0,06-0,65)	0,52 (0,19-0,73)	0,20 (-0,19-0,60)	0,54 (0,22-0,74)	0,61 (0,34-0,79)	0,69 (0,47-0,83)	0,57 (0,27-0,76)	0,58 (0,30-0,76)
20s de Período de Adaptação	0,54 (0,23-0,75)	0,38 (-0,05-0,65)	0,40 (-0,0004-0,66)	0,60 (0,32-0,77)	0,60 (0,31-0,77)	0,65 (0,41-0,80)	0,59 (0,31-0,77)	0,60 (0,33-0,78)

Continuação Tabela 12.

Condições Visuais	Séries Temporais (s)								
	30		60		120		180		
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV	
Fpicoap (Hz)									
0s Período de Adaptação	-	-	0,62 (-0,56-0,91)	-0,47 (-3,87-0,57)	-0,03 (-0,84-0,46)	-0,17 (-1,51-0,46)	0,48 (0,13-0,72)	-0,02 (-0,76-0,45)	
5s de Período de Adaptação	0,43 (-2,12-0,96)	-	-0,38 (-3,15-0,555)	-0,41 (-2,52-0,53)	0,06 (0,72-0,52)	-0,22 (-1,70-0,45)	0,48 (0,11-0,72)	-0,08 (-0,86-0,41)	
10s de Período de Adaptação	-	-	0,19 (-0,92-0,66)	-0,17 (-4,33-0,76)	-0,25 (-1,45-0,42)	0,48 (-0,18-0,76)	0,28 (-0,27-0,61)	0,42 (-0,001-0,68)	
20s de Período de Adaptação	-	-1,27 (-10,64-0,60)	-0,31 (-2,53-0,52)	-0,56 (-3,50-0,47)	0,36 (-0,27-0,71)	-0,29 (-1,68-0,45)	0,21 (-0,39-0,58)	0,44 (-0,05-0,72)	

Tabela 13. Coeficiente de Correlação Intraclasse (Intervalo de Confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP na direção anteroposterior frequência de 50% (F50ap), frequência 80% (F80ap), frequência média (Fmediaap) e frequência pico (Fpicoap) entre as três tentativas nas Séries Temporais de 30, 60, 120 e 180 s com os Períodos de Adaptação de 0, 5, 10 e 20 s nas condições com visão (CV) e sem visão (SV).

Condições Visuais	Séries Temporais (s)							
	30		60		120		180	
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV
F50ml (Hz)								
0s Período de Adaptação	-0,22 (-0,31-0,56)	0,52 (0,20-0,73)	0,25 (-0,27-0,58)	0,56 (0,26-0,75)	0,16 (-0,42-0,53)	0,27 (-0,22-0,59)	0,08 (-0,55-0,48)	0,15 (-0,43-0,52)
5s de Período de Adaptação	0,33 (-0,13-0,62)	0,67 (0,44-0,81)	0,35 (-0,09-0,63)	0,66 (0,43-0,81)	0,64 (0,39-0,80)	0,67 (0,44-0,81)	0,38 (-0,05-0,65)	0,60 (0,33-0,78)
10s de Período de Adaptação	0,53 (-0,22-0,74)	0,68 (0,46-0,82)	0,50 (0,16-0,72)	0,64 (0,39-0,80)	0,65 (0,41-0,80)	0,66 (0,43-0,81)	0,29 (-0,20-0,60)	0,52 (0,19-0,73)
20s de Período de Adaptação	0,56 (0,25-0,75)	0,75 (-0,57-0,86)	0,45 (0,07-0,69)	0,48 (0,12-0,71)	0,52 (0,20-0,73)	0,51 (0,18-0,73)	0,15 (-0,44-0,52)	0,35 (-0,10-0,63)
F80ml (Hz)								
0s Período de Adaptação	0,22 (-0,32-0,56)	0,43 (-0,03-0,68)	0,09 (-0,52-0,49)	0,59 (0,31-0,77)	0,20 (-0,35-0,55)	0,62 (0,36-0,76)	0,26 (-0,25-0,58)	0,50 (0,15-0,72)
5s de Período de Adaptação	0,71 (0,51-0,84)	0,78 (0,63-0,88)	0,83 (0,70-0,90)	0,81 (0,68-0,89)	0,78 (0,64-0,88)	0,81 (0,68-0,89)	0,83 (0,71-0,90)	0,85 (0,74-0,91)
10s de Período de Adaptação	0,78 (0,63-0,88)	0,82 (0,70-0,90)	0,80 (0,66-0,86)	0,81 (0,68-0,89)	0,80 (0,66-0,89)	0,83 (0,72-0,91)	0,84 (0,73-0,91)	0,85 (0,74-0,91)
20s de Período de Adaptação	0,81 (0,68-0,89)	0,85 (0,75-0,92)	0,75 (0,58-0,86)	0,83 (0,71-0,90)	0,80 (0,66-0,89)	0,82 (0,68-0,89)	0,82 (0,70-0,93)	0,84 (0,72-0,91)
Fmediaml (Hz)								
0s Período de Adaptação	0,25 (-0,27-0,58)	0,46 (0,09-0,70)	0,22 (-0,32-0,56)	0,56 (0,26-0,75)	0,23 (-0,31-0,56)	0,56 (0,26-0,75)	0,18 (-0,38-0,54)	0,50 (0,15-0,72)
5s de Período de Adaptação	0,61 (0,34-0,78)	0,79 (0,64-0,88)	0,75 (0,58-0,86)	0,78 (0,63-0,88)	0,82 (0,69-0,90)	0,83 (0,71-0,90)	0,81 (0,68-0,89)	0,81 (0,68-0,89)
10s de Período de Adaptação	0,74 (0,56-0,85)	0,82 (0,70-0,90)	0,75 (0,58-0,86)	0,78 (0,62-0,87)	0,84 (0,73-0,91)	0,83 (0,71-0,90)	0,81 (0,67-0,89)	0,79 (0,65-0,88)
20s de Período de Adaptação	0,70 (0,50-0,83)	0,82 (0,70-0,90)	0,74 (0,57-0,86)	0,76 (0,60-0,87)	0,81 (0,68-0,89)	0,78 (0,64-0,88)	0,79 (0,63-0,88)	0,77 (0,61-0,87)

Continuação Tabela 13.

Condições Visuais	Séries Temporais (s)									
	30		60		120		180			
	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV	CV	SV
Fpicoml (Hz)										
0s Período de Adaptação	-0,73 (-26,68-0,96)	-1,92 (-111,44-0,99)	-	-0,14 (-4,16-0,77)	-0,09 (-1,47-0,59)	-	-0,08 (-1,11-0,45)	0,09 (-0,65-0,53)		
5s de Período de Adaptação	-	-	-	-	-	-0,07 (-1,97-0,63)	-0,09 (-1,22-0,47)	0,25 (-0,33-0,60)		
10s de Período de Adaptação	-	-	-	-	-	-	-0,13 (-1,23-0,43)	0,28 (-0,37-0,65)		
20s de Período de Adaptação	-	-	-	-	-	-0,01 (-2,36-0,71)	-	0,16 (-0,67-0,62)		

3.4 DISCUSSÃO

O objetivo do estudo foi comparar os parâmetros do COP entre diferentes durações de séries temporais e períodos iniciais de adaptação no controle postural em postura bípede quieta com e sem informação visual em adultos jovens. Os parâmetros do COP são sensíveis à seleção específica da série temporal de análise (CARPENTER et al., 2001; LE CLAIR; RIACH, 1996; SCHUBERT et al., 2012; SCOPPA et al., 2013; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Comparamos séries temporais de 30, 60 120 e 180 s com períodos de adaptação de 0, 5, 10 e 20 s a partir de uma única série temporal obtidas com e sem visão. As manipulações das diferentes séries temporais e dos períodos iniciais de adaptação influenciam o comportamento dos parâmetros do COP.

Nove parâmetros do COP no domínio do tempo (DTM, AREA, VMT, RMS_ap, RMS_ml, DP_ap, DP_ml, VM_ap e VM_ml) aumentaram quando diminuiu a duração da série temporal. Outros estudos mostraram que o desvio padrão (LE CLAIR; RIACH, 1996; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011), velocidade, RMS (LE CLAIR; RIACH, 1996; CARPENTER et al., 2001) nas direções anteroposterior e médio-lateral do COP, velocidade média total (LE CLAIR; RIACH, 1996; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011) e distância média total (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011) diminuíram com a redução da série temporal (CARPENTER et al., 2001; LE CLAIR; RIACH, 1996; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Encontramos oito parâmetros, dois no domínio do tempo (AMPap e AMPml) e seis no domínio da frequência (F50ap, F50ml, F80ap, F80ml, Fmediaap e Fmediaml) que diminuíram conforme diminui a série temporal. Além disso, os parâmetros da frequência pico (Fpicoap; Fpicoml) permaneceram semelhantes nas diferentes séries temporais e períodos de adaptação. Estes resultados divergem dos estudos em que a frequência mediana diminuiu em função do aumento da série temporal, que a frequência de potência seria mais estável com 60 s (CARPENTER et al., 2001), que a frequência centroide é mais estável com 120 s e que a frequência mediana rotacional e sinusoidal são mais estáveis com 180 s (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Deste modo, os parâmetros do COP não apresentam comportamento padrão; porém, devem ser ponderados, pois, em Le Clair e Riach (1996), por exemplo, foram

utilizadas tentativas diferentes na comparação entre as diferentes durações de séries temporais. Estas diferenças no comportamento dos parâmetros do COP entre os diferentes intervalos de séries temporais de uma única tentativa do presente estudo podem ter controlado os efeitos de confusão provenientes de diferentes tentativas (CARPENTER et al.,2001; SCHUBERT et al., 2012).

A diminuição em nove parâmetros do COP no domínio do tempo e o aumento nas amplitudes nas direções anteroposterior e médio-lateral e nas frequências de 50%, 80% e média nas direções anteroposterior e médio-lateral decorrente do acréscimo na duração da série temporal podem ser atribuídos à representação diluída dos componentes de baixa e de alta frequência do espectro de potência de uma única forma de onda do COP registrado a partir das séries temporais de 60 s (CARPENTER et al., 2001). Assim, as durações mais longas podem revelar que o sinal é composto de frequências baixas (CARPENTER et al., 2001; DUARTE; FREITAS, 2010; SCHUBERT et al., 2012) e grandes oscilações de amplitudes, sobrepostas com maior frequência e menores correções de amplitude (CARPENTER et al., 2001). As frequências mais baixas do sinal do COP podem ser determinadas pela *Fast Fourier Transformation* (FFT) que é o inversa da metade da duração da série temporal (CARPENTER et al.,2001; SCHUBERT et al., 2012). Além disso, a menor frequência de uma série de 30 s é seis vezes maior que a frequência de uma série de 180 s. Isto é, os primeiros cinco harmônicos contidos em uma série de 180 s não serão detectados por uma FFT em uma série de 30 s.

Os resultados indicam que diminuir as durações das séries temporais implica em sacrificar a precisão das medidas e em ignorar os componentes de frequência de oscilação mais baixos do sinal do COP (CARPENTER et al.,2001; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011; SCHUBERT et al., 2012). Por isso, ajustes em qualquer uma das séries temporais resultariam na sub-representação de todos os componentes de frequência inerentes ao sinal do COP. Logo, a medida em que a série temporal diminui a frequência de oscilação contínua pode ser superestimada (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Desta forma, a hipótese inicial H_1 de que os parâmetros do COP seriam maiores na série 30 s do que nas Séries 60, 120 e 180 s, na Série 60 do que nas Séries de 120 e 180 s e na Série 120 do que na Série 180 s foi parcialmente confirmada. Este comportamento aconteceu em cinco (DTM, VMT, RMSap, RMSml e VMml) dos 19 parâmetros analisados. É possível compreender que a divergência no comportamento dos parâmetros do COP

pode ser resultado do surgimento de características únicas de oscilação em diferentes durações séries temporais (DUARTE; ZARTSIORSKY, 2000).

Os resultados mostraram que os parâmetros do COP são influenciados pelo período inicial de adaptação (CARPENTER et al., 2001; SCHUBERT et al., 2012; SCOPPA et al., 2013). Em síntese, é necessário excluir o período inicial na análise de todas as séries temporais. Nove parâmetros do COP (DTM, VMT, VMml, F50ap, F50ml, F80ap, F80ml, Fmediapa e Fmediaml) apresentaram diferenças entre as séries temporais sem a exclusão da adaptação (0s) em comparação aos demais períodos (5, 10 e 20 s). Porém, 11 parâmetros analisados no domínio do tempo e três parâmetros no domínio da frequência (F50ap, F50ml e F80ml) aumentaram nas séries temporais com o período de adaptação de 5s em comparação aos períodos de 10 e 20 s. Ainda, sete parâmetros, apenas no domínio do tempo (DTM, AREA, VMT, VMap, RMSml, DPml e VMml) aumentaram nas séries temporais com a adaptação de 10s em comparação ao período de 20 s. Os parâmetros do COP diminuem progressivamente conforme aumenta o período de adaptação excluído das séries temporais. Estes resultados podem indicar a redução no efeito proporcional dos elementos transitórios do sinal do COP encontrados nos primeiros 20s de uma avaliação da postura bípede quieta (CARPENTER et al., 2001; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011; SCOPPA et al., 2013).

A duração da série temporal determinará a proporção da série que será influenciada pelo componente transitório do sinal, ou seja, a contribuição relativa do componente transitório contido nos s iniciais para o sinal geral será muito maior em duração de séries menores (CARPENTER et al., 2001; LE CLAIR; RIACH, 1996). Deste modo, a hipótese inicial H_2 de que os parâmetros do COP seriam maiores nas séries temporais sem exclusão do período de adaptação (0s) em comparação aos períodos iniciais de adaptação de 5, 10 e 20 s foi parcialmente confirmada porque nove (DTM, VMT e VMml, F50ap, F50m, F80ap, F80ml, Fmediaap e Fmediaml) dos dezenove parâmetros analisados apresentaram este comportamento. Os resultados afirmam que o componente transitório do sinal decorrente da adaptação do indivíduo na plataforma está contido nos 20 s iniciais e a determinação do período de adaptação que será excluído na análise tem relação proporcionalmente inversa com a duração da série temporal.

No domínio do tempo, apenas os parâmetros de velocidade (VMT, VMap e VMml) mostraram que o efeito da visão é dependente da duração da série temporal

e do período de adaptação. Os resultados da VMT mostraram diferenças entre a condição com visão e sem visão em todas as séries temporais/períodos de adaptação. Porém, a VMap foi o único parâmetro que apresentou a diferença entre as condições visuais em todas as séries com os períodos de adaptação 5, 10 e 20 s. A VMml apresentou diferença entre a condição com visão e sem visão apenas nas séries de 30 e 60 s com os períodos de adaptação 10 e 20 s. A oclusão visual resulta em maiores velocidades nos deslocamentos de amplitude do sinal do COP na postura bípede quieta (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011).

A maior velocidade do COP indica o declínio da capacidade de ajustes posturais com os olhos fechados (DUARTE; ZATSIORSKY, 2002; LEE; LISHMAN, 1977). Para manter a oscilação do COP dentro dos limites de estabilidade, o indivíduo deve realizar ações corretivas estabilizadoras antes de atingir o limite da base de suporte funcional (DUARTE; 2000; DUARTE; ZATSIORSKY, 2000; HORAK; SHUPERT; MIRKA, 1989; WINTER, 1995). Este mecanismo de reação postural automática utiliza as informações sensoriais para identificar a natureza do distúrbio e gerar a resposta postural adequada (HORAK; MACPHERSON, 1996). O déficit no controle de feedback sensorial, como acontece na manipulação por meio da oclusão visual, pode tornar os indivíduos mais propensos a ultrapassar o limite da base funcional e, conseqüentemente, sofrer um desequilíbrio ou uma queda. Isto pode ser explicado pelo fato de que altos valores de velocidade reduzem o tempo necessário para a realização das reações posturais automáticas (DUARTE; ZATSIORSKY, 2002; LEE; LISHMAN, 1977). A informação visual tem um peso relativamente baixo de 10% na postura bípede quieta (PETERKA, 2002). Assim, sua ausência não necessariamente causa o declínio nos adultos jovens, mas o suficiente para gerar uma queda. Porém, gerou alterações para que o mecanismo de controle do SNC se reorganizasse para lidar com a falta de informação deste sistema (CANDIDO et al., 2012; CANDIDO; FAQUIN, OKAZAKI, 2012; CASTELANI et al., 2014; OLIVEIRA et al., 2013; PETERKA, 2002). Portanto, o aumento da velocidade decorrente da oclusão visual reflete a capacidade do SNC se reorganizar e manter a estabilidade postural mesmo como a ausência de feedback de um sistema sensorial (CANDIDO et al., 2012; CENCIARINI; PETERKA, 2006; FAQUIN et al., 2018; OIE; KIEMAL; JEKA, 2002; PETERKA, 2002).

No domínio da frequência, quatro dos oito parâmetros, todos na direção anteroposterior, foram dependentes da visão (F50ap, F80ap, Fmediapa e Fpicoap).

Estes parâmetros foram maiores na condição sem visão em comparação à condição com visão. Estes resultados indicam que a frequência de oscilação do COP está relacionada com as restrições da tarefa (DUARTE; FREITAS, 2010; WINTER, 1995). Ou seja, a estratégia do tornozelo é a resposta neuromuscular adequada para a postura bípede quieta (HORAK; MACPHERSON, 1996). Desta forma, o aumento da frequência do sinal na direção anteroposterior em resposta a ausência da informação visual pode ser explicado pelo torque produzido sobre a articulação do tornozelo que desloca o COP na direção anteroposterior (WINTER, 1995). Por conseguinte, a hipótese H₃ que os parâmetros do COP seriam maiores nas Séries Temporais e nos Períodos de Adaptação na condição sem visão em comparação à condição com visão foi parcialmente aceita porque apenas três parâmetros do COP (VMT, VMap e VMml) apresentaram maiores valores nas condições sem visão em comparação à condição com visão.

A observação do comportamento descritivo dos parâmetros do COP ainda revela a relação entre série temporal e período de adaptação. Quanto menor a duração da série temporal de análise maior período de adaptação é necessário excluir para encontrar parâmetros do COP estáveis com e sem visão. Primeiramente, os resultados mostram que independente da duração da série temporal não excluir o período de adaptação da análise não permite um comportamento estável aos parâmetros do COP, exceto para o parâmetro de frequência de pico (Fpicoap e Fpicoml) que se manteve estável em todas as séries e períodos. Todavia, a partir da exclusão do período de adaptação de 5 s os parâmetros do COP no domínio do tempo apresentam o comportamento estável nas séries temporais de 120 e 180 s. Entretanto, para o comportamento estável em uma série temporal de 60 s, o período de adaptação aumenta para 10 s. Ainda, para que os parâmetros do COP no domínio do tempo apresentem comportamentos estáveis na série temporal de 30 s o período de adaptação necessário dobra para 20 s.

Em relação aos parâmetros do COP no domínio da frequência, as frequências mediana, média e de 80%, em ambas as direções, mantém o comportamento semelhante nas séries temporais independente do período de adaptação, ou seja, aumentam em função do aumento da série temporal. Estes resultados podem ser explicados porque a frequência do sinal do COP é dependente da tarefa (DUARTE; FREITAS, 2010). Isto é, na postura bípede quieta, os componentes da frequência do sinal do COP estão abaixo de 10Hz (WINTER, 1995). No entanto, séries temporais

longas acrescentaram informações sobre os componentes do sinal de baixa frequência que podem ser excluídos nas séries temporais menores (CARPENTER et al., 2001; DUARTE; FREITAS, 2010; SCHUBERT et al., 2012). Desta forma, a decisão em determinar o tempo de avaliação depende da estabilidade do comportamento dos parâmetros de modo que os valores dos parâmetros baseados em uma duração mais longa não renderiam mais nenhuma informação (CARPENTER et al., 2001; SCOPPA et al., 2013).

A análise de confiabilidade entre as tentativas dos parâmetros do COP, tanto no domínio do tempo quanto da frequência, mostrou que é recomendado excluir um período inicial de adaptação da análise. Para os parâmetros do COP no domínio do tempo, a confiabilidade aumenta conforme a série temporal aumenta, e os coeficientes se mantêm semelhantes entre os períodos de adaptação de 5, 10 e 20 s no mesmo intervalo de série temporal. Todas as séries temporais com períodos de 5, 10 ou 20 são suficientes para obter medidas fortemente confiáveis de cinco parâmetros do COP no domínio do tempo. Por outro lado, a análise de confiabilidade dos parâmetros do COP no domínio da frequência mostrou confiabilidade baixa e em alguns casos específicas moderadas. Assim, estes resultados não permitem definir um referencial de série temporal e período de adaptação adequado para os parâmetros no domínio da frequência.

Considerando os pontos positivos de otimização da estabilidade e da confiabilidade dos parâmetros (CARPENTER et al., 2001; SCHUBERT et al., 2012), captura dos menores componentes da frequência do sinal do COP (CARPENTER et al., 2001; SCHUBERT et al., 2012; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011), os pontos negativos de possíveis efeitos de fadiga (CARPENTER et al., 2001; LE CLAIR; RIACH, 1996; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011; SCOPPA et al., 2013) e a dispersão de atenção do avaliado (LE CLAIR; RIACH, 1996; SCOPPA et al., 2013) nas séries temporais longas, as recomendações para futuros estudos para o conjunto de 19 parâmetros do COP analisados são que o tempo suficiente de avaliação do controle postural em postura bípede quieta deve ser de 70 s, sendo excluídos da análise os 10 s iniciais referente ao período de adaptação do indivíduo na plataforma e por conseguinte, considerados na análise os 60 s subsequentes. Ainda, em condições clínicas de indivíduos com problemas de equilíbrios que não conseguem permanecer por muito tempo em postura bípede quieta, o período mínimo de 50 s de avaliação deve ser utilizado, sendo que neste

caso, excluído 20 s iniciais de período de adaptação e considerados para análise os 30 s subsequentes. No entanto, ao assumir estas durações de avaliação, os pesquisadores podem estar capturando apenas os componentes de frequência mais altos do sinal do COP, ou seja, podem perder informações importantes que poderiam ser encontradas nas bandas de frequências mais curtas.

A implicação clínica dos resultados indica que para comparar os resultados de diferentes estudos é necessário padronizar o tempo de avaliação. O tempo ideal e/ou suficiente de avaliação do controle postural em postura bípede quieta deve considerar o tempo inicial excluído decorrente do período de adaptação e da duração da série temporal de análise. Esta duração deve ser tanto longa quanto aceitável para uma ampla gama de população de indivíduos. Portanto, a padronização de práticas metodológicas permitirá a compilação dos dados de diferentes fontes para a construção de referencial teórico e, assim, serem utilizados na compreensão dos aspectos fundamentais do equilíbrio humano.

3.5 CONCLUSÃO

Os parâmetros do COP foram influenciados pela duração da série temporal e pelo período inicial de adaptação e apenas os parâmetros de velocidade e os parâmetros de frequência na direção anteroposterior foram influenciados pela oclusão da visão. Em séries temporais de 120 e 180 s, um período de adaptação de 5 s é suficiente para encontrar medidas estáveis e confiáveis. Por outro lado, para série temporal de 60 s é necessário um período de adaptação de 10 s e para série temporal de 30 s é necessário dobrar o período de adaptação para 20 s em condições com e sem disponibilidade da informação visual. De maneira geral, quanto menor a série temporal maior deverá ser o período de adaptação excluído da análise. Foram recomendadas avaliações posturográficas com períodos de coleta de 70 s sendo excluídos da análise os 10 s iniciais, decorrente da adaptação do indivíduo na plataforma de força e analisada a série temporal subsequente de 60 s.

4 TERCEIRO ESTUDO (EXPERIMENTO II): RELAÇÃO ENTRE OS PARÂMETROS DO CENTRO DE PRESSÃO EM POSTURA BÍPEDE QUIETA E CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS.

RESUMO

As particularidades antropométricas de cada indivíduo resultam em variabilidade inter-individual no comportamento do centro de pressão (COP). Entretanto, não é consenso quais características antropométricas se relacionam com o comportamento do COP. Assim, o objetivo foi testar a existência de relação entre os parâmetros do COP em postura bípede quieta e características antropométricas nas condições com e sem visão em adultos jovens. Participaram 30 homens e 30 mulheres com idade média de 22 anos ($DP= 3$). Primeiramente, foram mensuradas as medidas antropométricas, após, os participantes permaneceram em pé o mais imóvel possível durante 70 s na base de suporte bipodal em ambas condições visuais. As análises de regressão linear múltipla demonstraram uma relação fraca entre os parâmetros do COP na direção anteroposterior de velocidade e amplitude médias na condição sem visão e frequência média e frequência de 80% na condição com visão com a circunferência de cintura e velocidade média na condição com visão com massa corporal. Os resultados específicos à direção anteroposterior refletem a estratégia postural do tornozelo. Ademais, a informação visual altera a relação entre parâmetros do COP e antropometria. Ainda, não houve diferenças na comparação entre homens e mulheres com dados não normalizados e normalizados baseados em antropometria. Portanto, as características antropométricas não foram variáveis intervenientes no controle postural bípede quieto em adultos jovens.

Palavras-chave: Controle Postural 1. Posturografia 2. Antropometria 3. Variabilidade Inter-individual 4. Postura Ortostática 5.

4.1 INTRODUÇÃO

A estabilometria por meio de plataforma de força é referida como posturografia ortostática e é uma técnica para quantificar a oscilação do corpo de indivíduos em uma posição ereta (CHIARI; ROCCHI; CAPELLO, 2002; DUARTE; FREITAS, 2010; RUHE; FEJER; WALKER, 2010; WINTER, 1995). A oscilação postural é mensurada por meio da captação das forças de reação do solo para obtenção do centro de pressão (COP) (DUARTE, 2000; DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK; MACPHERSON, 1996; MOCHIZUKI; AMADIO, 2003; WINTER, 1995). Os parâmetros derivados do COP possuem em comum a ampla variabilidade inter e intraindividual que pode limitar a sensibilidade de diferentes manipulações experimentais (DUARTE; FREITAS, 2010). A variabilidade intra-individual pode ser explicada por meio da variabilidade intrínseca contida no sinal do COP (DUARTE; FREITAS, 2010; RUHE; FEJER; WALKER, 2010) somada aos diferentes protocolos de mensuração (CARPENTER et al., 2001; LE CLAIR; RIACH, 1996; SCOPPA et al., 2013; SCHUBERT et al., 2012; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011). Porém, a variabilidade inter-individual pode estar relacionada à interação de processos dinâmicos sensório-motores e aos diferentes sistemas fisiológicos subjacentes. Desta forma, a compreensão desses sistemas e suas diferentes contribuições no controle postural nos permite analisar sistematicamente as desigualdades particulares de equilíbrio que afetam cada indivíduo (HORAK, 2006) como a antropometria e/ou composição corporal dos indivíduos.

Aguns estudos apontam que a variabilidade interindividual do COP está relacionada às características antropométricas e/ou à composição corporal (ALLARD et al., 2001; ALONSO et al., 2015; ARGATOV, 2013; BLASZCZYK et al., 2009; CHIARI; ROCCHI; CAPELLO, 2002; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011; FIORETTI et al., 2010; KIM et al., 2012; KIM et al., 2014; OLIVEIRA, 2016; PINSULT; VUILLERME, 2009; SIQUEIRA; GERALDES, 2015). Apenas algumas variáveis são necessárias para caracterizar a morfologia e a postura dos indivíduos (CHIARI; ROCCHI; CAPELLO, 2009; FIORETTI et al., 2010). A estatura e a massa corporal são fatores importantes relacionados com o padrão de estabilidade postural (ALLARD et al., 2001; ALONSO et al., 2015; ARGATOV, 2013; BLASZCZYK et al., 2009; CHIARI; ROCCHI; CAPELLO, 2002; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011; FIORETTI et al., 2010; KIM et al., 2012; KIM et al., 2014; OLIVEIRA, 2016; PINSULT; VUILLERME,

2009; SIQUEIRA; GERALDES, 2015). Por outro lado, outros estudos relacionam o tamanho da base de suporte com a oscilação postural (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; FIORETTI et al., 2010; KIM et al., 2014). No entanto, não há redundância evidente entre propriedades antropométricas e tamanho da base de apoio física, ou seja, cada propriedade apresenta uma relação diferente com o comportamento de oscilação postural. Desta forma, estes parâmetros devem ser considerados em conjunto (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002). Além do mais, esta relação pode ser influenciada pela informação sensorial (ALONSO et al., 2015).

A ausência da informação visual muda a contribuição da composição corporal no controle postural. A análise de regressão linear múltipla revelou que na condição com visão, a estatura prediz 12% da variação do RMS médio-lateral e 11% da área do COP e o comprimento tronco-encefálico prediz 6% da variação do RMS anteroposterior. Na condição com oclusão da informação visual, a estatura aumenta a predição para 18% do RMS médio-lateral e o comprimento tronco encefálico prediz 10% da velocidade média e 5% da área do COP (ALONSO et al., 2015). Outros estudos apontaram que a relação entre medidas antropométricas/composição corporal e oscilação corporal também podem ser influenciadas pelo sexo (KIM et al., 2012; KIM et al., 2014; SIQUEIRA; GERALDES, 2015). Nas mulheres, o deslocamento médio e a velocidade média aumentaram com incorporação da estatura e da massa corporal. Em contraste, os homens apresentaram redução significativa na frequência de oscilação com a estatura e a massa corporal (KIM et al., 2012). Desta forma, não está claro quais são as variáveis antropométricas que podem prever melhor um conjunto de parâmetros do COP. Apenas a predição das variáveis não elimina a variabilidade interindividual nas análises. Desta forma, um procedimento de normalização, após a predição das variáveis antropométricas, poderia remover a variabilidade interindividual nos parâmetros do COP (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; FIORETTI et al., 2010; OLIVEIRA, 2016).

Em um estudo, um novo conjunto de valores da velocidade anteroposterior após a normalização mostrou efeitos positivos do procedimento de normalização baseado em antropometria (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002). Ou seja, o procedimento de normalização confirmou que o resultado obtido anteriormente com os dados não normalizados foi apenas devido à influência de estatura, massa corporal, largura máxima do pé, área da base de apoio e ângulo de abertura do pé e à falta de um escalonamento do parâmetro estabilométrico ao tamanho do corpo

(CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; OLIVEIRA, 2016). Além do mais, as diferenças nos parâmetros encontrados em dados não normalizados entre homens e mulheres podem ser interpretadas como uma diferença das propriedades biomecânicas e não como diferenças na estratégia de controle postural (KIM et al., 2012). O elevado nível de correlação em dados não normalizados também sugere a interferência das características da amostra, devido à antropometria e aos outros fatores que estavam nos resultados. A ausência de qualquer correlação nos dados normalizados sugere que estes elementos foram eliminados da amostra (OLIVEIRA, 2016). O método de normalização pode eliminar as diferenças individuais e destacar os efeitos das condições experimentais (FIORETTI et al., 2010; KIM et al., 2012; OLIVEIRA, 2016). Embora, a estatura e a massa corporal estejam presentes na maioria dos estudos, os parâmetros do COP nos estudos são divergentes. Logo, ainda não está claro se as variáveis intervenientes decorrente da antropometria podem ser controladas por um procedimento de normalização ou apenas considerando-as como co-variáveis nas análises.

O objetivo do presente estudo foi testar a relação entre os parâmetros do COP em postura bípede quieta e características antropométricas (estatura, massa corporal, índice de massa corporal, circunferência de cintura, circunferência de quadril, relação cintura e quadril e área da base de suporte (bordas dos pés)) nas condições com e sem visão em adultos jovens. Foram levantadas as hipóteses: H₄) Haverá relação forte/moderada e positiva dos parâmetros do COP com a estatura e massa corporal em ambas condições visuais em adultos jovens; H₅) O procedimento de normalização incorporando as características inclusas na regressão linear múltipla eliminará as diferenças interindividuais para mostrar o efeito do fator sexo em ambas as condições visuais. Este estudo pode auxiliar na compreensão de como o controle de variáveis intervenientes elimina as diferenças interindividuais, permitindo a interpretação mais fidedigna das diferenças dos diferentes protocolos experimentais. Além disso, seria possível padronizar o procedimento de análise do controle postural em jovens saudáveis.

4.2 MÉTODO

4.2.1 Caracterização do Estudo

O presente estudo apresenta duas caracterizações. A primeira caracterização está relacionada a análise de regressão, neste caso, o estudo é caracterizado como descritivo correlacional. A segunda caracterização está relacionada a comparação entre homens e mulheres com os dados não normalizados e normalizados separadamente, assim, o estudo também pode ser caracterizado como descritivo comparativo (THOMAS; NELSON; SILVERMAN, 2012).

4.2.2 Delineamento

Todos os participantes realizaram três tentativas na postura bípede quieta em cada condição experimental (com e sem visão). Os participantes tiveram dois minutos de intervalo de descanso entre as condições e um minuto entre as tentativas. A ordem das condições foi aleatorizada entre os participantes.

4.2.3 Cálculo do Tamanho da Amostra

O cálculo amostral foi 60 indivíduos com valor crítico do teste F ($F_{52,7}=2,1$), sendo que as referências com sete variáveis independentes (preditoras), quando não tem certeza de qual seria a combinação dessas variáveis, foram: a) Regressão Linear Múltipla com modelo fixo com desvio de R^2 de zero (BECK, 2013); b) tamanho do efeito de 0,35 para alcançar o R^2 mínimo (0,26); c) 0,05 de α ; d) 0,95 de poder ($1-\beta$); e) 7 de número de preditoras. Os cálculos foram feitos no *software* *GPOWER* (v. 3.1).

4.2.4 Caracterização dos Participantes

A seleção dos participantes foi por conveniência. Participaram do estudo 30 homens com idade média 21 anos ($DP=2$), estatura média 1,75 m ($DP=0,06$), massa corporal média 75 kg ($DP=11$) e índice de massa corporal médio 24 kg/cm^2 ($DP=3$) e 30 mulheres com idade média 23 anos ($DP=4$), estatura média 1,64 m ($DP=0,07$), massa corporal média 62 kg ($DP=9$) e índice de massa corporal médio 23 kg/cm^2 ($DP=3$). Os critérios de inclusão foram adultos jovens do sexo feminino e masculino com idade de 18 a 29 anos; sem histórico de cirurgia no tronco ou nos

membros inferiores; sem doença ou comprometimento funcional do sistema sensorial não corrigível; não tomar medicamentos de forma contínua ou durante o estudo que poderiam alterar o controle postural (Apêndice A); não serem sedentários nos últimos seis meses de acordo com o Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) (MATSUDO et al., 2001; Anexo A). O critério de exclusão foi a incapacidade em realizar a tarefa de controle postural do estudo. Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice B). O estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa envolvendo seres humanos da Universidade Estadual de Londrina (CAAE: 67231517.0.0000.5231; Número do Parecer: 2.104.372; Anexo B). O recrutamento dos participantes foi por meio de contato pessoal e telefônico.

4.2.5 Local do Estudo

O estudo foi realizado no Laboratório de Pesquisa e Ensino em Biomecânica do Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina (Apêndice C).

4.2.6 Instrumentos e Tarefa

Para avaliação antropométrica foram utilizados um estadiômetro compacto da marca WISO (E210), uma balança digital da marca WISO (W721) e uma fita métrica. Para avaliação cinética da postura bípede quieta, foi utilizada a plataforma de força AMTI (modelo OR6-7-2000) com dimensões de 464mm (comprimento) x 508mm (largura) x 82.5mm (altura), um amplificador analógico-digital MX Giganet do sistema Vicon e o software Vicon Nexus (v. 1.8.5).

A tarefa em postura bípede quieta consistiu em permanecer em pé durante 70 s o mais imóvel possível, na base de suporte bipodal com os pés afastados, em posição confortável, com a largura entre os pés sem ultrapassar a largura dos ombros e com os braços estendidos ao longo do corpo nas condições com e sem informação visual. A posição dos pés de cada participante foi marcada na plataforma para garantir o mesmo posicionamento dos pés entre as tentativas.

4.2.7 Procedimentos

Os participantes foram convidados e informados sobre os procedimentos e os objetivos do estudo. Na sessão experimental, os participantes assinaram o TCLE, responderam em forma de entrevista a anamnese e o IPAQ. Quando os critérios de inclusão do estudo foram atendidos, as características antropométricas dos participantes foram mensuradas e calculadas (estatura; massa corporal; índice de massa corporal; circunferência de cintura e de quadril; relação de circunferência de cintura e quadril; tamanho da base de suporte), em seguida, todos os participantes realizaram a tarefa em postura bípede quieta nas condições com visão e sem visão.

Na condição com visão, os participantes foram instruídos a manter o olhar fixo a um alvo de dois centímetros de diâmetro fixado na parede a 1,80 m de distância e na altura dos olhos de cada participante. Na condição sem visão, os participantes tiveram os olhos vendados e foram instruídos a manter o posicionamento da cabeça como se estivessem olhando para o ponto fixo na parede. Todos os participantes foram instruídos a permanecer o mais imóvel possível durante o período de análise e que aguardassem o comando do avaliador para o início e término da tentativa.

4.2.8 Processamento de Dados

Todas as análises dos processamentos de dados foram realizadas pelo software *matlab* versão 11.1 (2011a). Os dados da plataforma de força foram adquiridos em uma frequência de 100Hz. A plataforma de força registrou os três componentes de força (F_x , F_y e F_z) e os três componentes de momento (M_x , M_y , M_z), sendo x , y e z as direções anteroposterior, médio-lateral e vertical, respectivamente. Inicialmente foi realizada a exclusão dos 10 s iniciais da série temporal decorrente do período inicial de adaptação do indivíduo na plataforma e assim, foi analisado apenas os 60 s subsequentes. Os componentes de forças e momentos foram filtrados por um filtro recursivo passa-baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte de 10Hz e depois esses componentes foram utilizados para calcular a posição do COP na direção anteroposterior (COPap) (equação 1) e médio-lateral (COPml) (equação 2). Sendo o z_{off} uma constante (-1,632) fornecida pelo fabricante da plataforma (AMTI).

Equação 3. $COP_{ap} = (My - (z_{off} * F_x)) / F_z$

Equação 4. $COP_{ml} = (Mx - (z_{off} * F_y)) / F_z$

Em seguida, foi retirado a tendência do sinal do COP_{ap} e COP_{ml}. Após o cálculo do deslocamento do COP, foi derivada a variável de velocidade do COP. Posteriormente, foram extraídas as variáveis dependentes.

4.2.9 Variáveis do Estudo

Na análise de regressão linear múltipla as variáveis independentes foram: a) estatura; b) massa corporal; c) índice de massa corporal; d) circunferência de cintura; e) circunferência de quadril; f) relação entre circunferência de cintura e quadril e g) área da base de suporte (bordas dos pés). Na análise comparativa subsequente a variável independente do estudo foi sexo.

As variáveis dependentes do estudo no domínio do tempo foram: a) distância média da oscilação total (DTM): soma da distância percorrida resultante dos COP_{ml} e COP_{ap} a cada amostra (0,01s) dividido pelo tamanho da série temporal ($n^{\circ} s \times 100$ (Hz)); b) distância total (DT): soma da distância percorrida resultante dos COP_{ml} e COP_{ap} a cada amostra (0,01s) de toda a série temporal; c) área (AREA): calculada por meio da elipse formada pelo comportamento do COP que abrange 95% dos dados do COP sendo que os dois eixos da elipse são calculados a partir das medidas de dispersão do sinal do COP; d) velocidade média total (VMT): média da somatória das velocidades instantâneas de cada amostra (0,01s); As variáveis derivadas separadamente para as duas direções anteroposterior (ap) e médio lateral (ml) foram: a) amplitude (AMP_{ml}; AMP_{ap}): diferença entre o maior e o menor valor da série temporal do deslocamento; b) *root means square* (RMS_{ml} e RMS_{ap}): raiz quadrada da média ao quadrado do intervalo de tempo 1 segundo para 100 amostras (Hz); c) desvio padrão (DP_{ml} e DP_{ap}): cálculo do desvio padrão da série temporal do deslocamento; d) velocidade média (VM_{ml} e VM_{ap}): média da somatória das velocidades instantâneas de cada amostra (0,01s).

As variáveis dependentes no domínio da frequência, também separadas para as direções ap e ml, foram: a) Frequência pico (F_{picoap}; F_{picoml}): maior amplitude de todas as frequências que compõe o espectro; b) Frequência média da potência do espectro (F_{mediaap}; F_{mediaml}): estimativa da frequência média do sinal do COP;

c) Frequência mediana (F50ap; F50ml) da potência do espectro: estimativa da frequência mediana do sinal do COP; d) Banda de frequência em 80% da potência do espectro (F80ap; F80ml): banda de frequência que melhor caracteriza as alterações do sistema de controle postural.

4.2.10 Análise Estatística

No primeiro momento foram analisados os pressupostos da análise de Regressão Linear Múltipla (RLM) (modelo *stepwise*). Para análise da multicolinearidade foi adotado a tolerância acima de 1 e a variância de fator de inflação (VIF) de 1. Para análise da homocedasticidade foi adotado o valor máximo de Cook de até 1,11 e valor máximo de Mahalanobis 7,28. Para análise da independência dos termos de erros foi adotado o valor máximo de *Durbin-Watson* de 2,38 (HAIR et al., 2009).

Após determinar as variáveis independentes (características antropométricas) que foram relacionadas com os parâmetros do COP, foi realizada a normalização dos dados. O procedimento de normalização foi realizado com a divisão da medida de variação do parâmetro do COP pelo valor da variável explicativa (característica antropométrica que entrou no modelo).

Para a análise inferencial com uma variável independente de medidas independentes (sexo) foi utilizado o modelo de Equações de Estimativa Generalizada (EEG) com matriz de trabalho autoregressiva de ordem 1 AR(1), função de ligação e distribuição apropriadas (BALLINGER, 2004). A seleção do modelo para cada variável foi baseada na qualidade do ajuste por meio do *Quasi Likelihood under Independence Model Criterion* (QIC) (CUI, 2007). Foi realizado o mesmo teste com os dados não normalizados, porém, foram inseridas as respectivas características antropométricas como co-variáveis nas análises dos parâmetros do COP.

O tamanho do efeito foi calculado utilizando o referencial d de Cohen, no qual foi considerado efeito pequeno ($0,1 \leq d \leq 0,4$), efeito intermediário ($0,5 \leq d \leq 0,7$) e efeito grande ($d \geq 0,80$) (COHEN, 1988).

Para testar a confiabilidade entre as três tentativas dos dados não normalizados e normalizados foi utilizado o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) no modelo aleatório unidimensional, na qual foi considerada confiabilidade

fraca ($CCI \leq 0,4$), moderada ($0,4 < CCI < 0,75$) e forte ($CCI \geq 0,75$). A significância adotada para as análises estatísticas foi estabelecida em 5% ($p < 0,05$). O cálculo do tamanho do efeito foi realizado no software *GPOWER* (v. 3.1). As demais análises estatísticas foram realizadas no software *SPSS* (v. 20.0).

4.3 RESULTADOS

4.3.1 Análise de Regressão Linear Múltipla

O tamanho de efeito calculado da análise de regressão utilizando os parâmetros do teste estatístico e o tamanho da amostra foi considerado pequeno ($d=0,27$). As análises de regressão linear múltipla (RLM) mostraram que quatro parâmetros do COP na direção anteroposterior (amplitude média, velocidade média, frequência de 80% e frequência média) são relacionados com características antropométricas (circunferência de cintura ou massa corporal). Não foi possível inserir variáveis independentes (características antropométricas) em um modelo linear nos demais parâmetros do COP analisados.

A análise de RLM mostrou que a apenas variável independente circunferência de cintura (cm) foi incluída no modelo preditivo do comportamento da amplitude média na direção anteroposterior (AMPap) na condição sem visão ($F_{1,58}=6,0$; $p=0,02$; $t=2,4$; $p=0,01$). Os resultados mostraram que circunferência de cintura e AMPap na condição sem visão apresentaram correlação fraca e positiva ($r=0,31$) com a variância compartilhada 9% (Equação 5) (Tabela 14).

Equação 5. AMPap (sv) = $0,788 + 0,293 \times$ circunferência de cintura

A RLM mostrou que apenas a variável independente massa corporal foi incluída no modelo preditivo do comportamento da velocidade média anteroposterior (VMap) na condição com visão ($F_{1,58}=9,8$; $p=0,003$; $t=3,1$; $p=0,003$). Os resultados dessa análise mostraram que a massa corporal e VMap na condição com visão apresentaram correlação fraca e positiva ($r=0,38$) com a variância compartilhada 15% (Equação 6) (Tabela 14).

Equação 6. VMap (cv) = $2,42 + 0,048 \times$ massa corporal

A RLM mostrou que a variável independente circunferência de cintura incluída no modelo apresenta linearidade com o comportamento da velocidade média na

direção anteroposterior (VMap) na condição sem visão ($F_{1,58}=11,4$; $p=0,001$; $t=3,3$; $p=0,001$). Esses resultados mostraram que circunferência de cintura e VMap na condição sem visão apresentaram correlação moderada e positiva ($r=0,41$) com a variância compartilhada de 16% (Equação 7) (Tabela 14).

Equação 7. $VMap (sv) = -0,935 + 0,103 \times \text{circunferência de cintura}$

A variável independente circunferência de cintura foi incluída no modelo preditivo do comportamento da frequência de 80% (F80ap) e da frequência média na direção anteroposterior (Fmediaap) na condição com visão ($F_{1,58}=4,4$; $p=0,04$; $t=2,1$; $p=0,04$; $F_{1,58}=4,4$; $p=0,04$; $t=2,1$; $p=0,04$ respectivamente). Os resultados dessas análises demonstraram que tanto a F80ap quanto a Fmediaap com a circunferência de cintura na condição com visão apresentaram correlação fraca e positiva ($r=0,27$) com a variância compartilhada 7% (Equação 8; 9) (Tabela 14).

Equação 8. $F80ap (cv) = 0,296 + 0,045 \times \text{circunferência de cintura}$

Equação 9. $Fmediaap (cv) = 0,425 + 0,024 \times \text{circunferência de cintura}$

Tabela 14. Coeficientes das análises de Regressão Linear Múltipla dos parâmetros do COP na direção anteroposterior amplitude média (AMPap), velocidade média (VMap), frequência de 80% (F80ap) e frequência média (Fmediaap) nas condições com visão (cv) e sem visão (sv).

Parâmetros do COP	Modelo (variáveis incluídas)	R^2	Beta (IC)	Beta ajustado	Sig.
AMPap (sv)	Modelo 1 (cintura)	0,09	0,29 (0,05-0,53)	0,31	0,02
VMap (cv)	Modelo 1 (peso)	0,15	0,05 (0,02-0,08)	0,38	0,02
VMap (sv)	Modelo 1 (cintura)	0,16	0,10 (0,04-0,16)	0,41	0,001
F80ap (cv)	Modelo 1 (cintura)	0,07	0,05 (0,002-0,08)	0,27	0,04
Fmediaap (cv)	Modelo 1 (cintura)	0,07	0,02 (0,001-0,05)	0,27	0,04

4.3.2 Análise Comparativa

O tamanho de efeito geral para as comparações, considerando os parâmetros do teste estatístico e o tamanho da amostra foi intermediário ($d=0,47$). As análises comparativas dos parâmetros do COP AMPap (sv), VMap (cv), VMap (sv), F80ap

(cv) e Fmediaap (cv) entre homens e mulheres dos dados não normalizados e normalizados apresentaram coeficientes estatísticos diferentes. Porém, a interpretação dos resultados não foi alterada. A análise de dados não normalizados com a inclusão das características antropométricas (massa corporal ou circunferência de cintura) como co-variáveis não mostrou diferenças nos resultados e nos coeficientes estatísticos em relação aos dados não normalizados (Tabela 15).

Tabela 15. Coeficientes estatísticos da análise comparativa entre homens e mulheres dos dados não normalizados e normalizados dos parâmetros de COP na direção anteroposterior de amplitude média (AMPap), velocidade média (VMap), frequência de 80% (F80ap) e frequência média (Fmediaap) nas condições com visão (cv) e sem visão (sv).

Parâmetro do COP	Dados não normalizados	Dados normalizados
AMPap (sv)	$W_1=0,87; p=0,35$	$W_1=0,29; p=0,59$
VMap (cv)	$W_1=1,50; p=0,22$	$W_1=3,47; p=0,06$
VMap (sv)	$W_1=1,46; p=0,23$	$W_1=0,29; p=0,59$
F80ap (cv)	$W_1=0,46; p=0,50$	$W_1=0,12; p=0,73$
Fmediaap (cv)	$W_1=0,11; p=0,74$	$W_1=1,10; p=0,30$

4.3.3 Análise de confiabilidade

A análise de confiabilidade mostrou que os coeficientes de correlação intraclasse (CCI) das três tentativas dos parâmetros do COP (AMPap; VMap; F80ap e Fmediaap) embora não fossem iguais, permaneceram nas mesmas classificações de confiabilidade (forte, forte, forte, fraca e fraca respectivamente) tanto nos dados não normalizados quanto nos dados normalizados (Tabela 16).

Tabela 16. Coeficiente de Correlação Intraclasse (Intervalo de confiança de 95% inferior e superior) entre as três tentativas dos parâmetros do COP na direção anteroposterior da amplitude média (AMPap), velocidade média (VMap), frequência de 80% (F80ap) e frequência média (Fmediaap) nas condições com visão (cv) ou sem visão (sv).

Parâmetro do COP	Dados não normalizados	Dados normalizados
AMPap (sv)	0,87 (0,80-0,92)	0,84 (0,75-0,90)
VMap (cv)	0,90 (0,84-0,94)	0,90 (0,84-0,93)
VMap (sv)	0,94 (0,91-0,96)	0,93 (0,89-0,96)
F80ap (cv)	0,33 (-0,03-0,58)	0,27 (-0,12-0,54)
Fmediaap (cv)	0,35 (0,01-0,59)	0,31 (-0,06-0,57)

4.4 DISCUSSÃO

O objetivo do estudo foi analisar a relação entre os parâmetros do COP em postura bípede quieta e características antropométricas (estatura, massa corporal, índice de massa corporal, circunferência de cintura, circunferência de quadril, relação cintura e quadril e área da base de suporte) nas condições com e sem visão em adultos jovens. Neste sentido, foi feita a análise de Regressão Linear Múltipla (RLM). Na análise de RLM, 20 parâmetros do COP foram separados em função da condição visual. Deste modo, foram analisados 40 parâmetros do COP. No entanto, apenas a circunferência de cintura e massa corporal foram relacionadas com os parâmetros do COP na direção anteroposterior de amplitude média, velocidade média, frequência de 80% e frequência média nas condições com ou sem visão. A oscilação postural está associada a massa corporal (ARGATOV, 2013; CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011; KIM et al., 2012; OLIVEIRA, 2016; PINSULT; VUILLERME, 2009) e a circunferência de cintura (SIQUEIRA; GERALDES, 2015). Enquanto outros estudos mostraram que a estatura seria a principal característica antropométrica relacionada com a oscilação postural (ALONSO et al., 2015; ARGATOV, 2013; CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; KIM et al., 2012; OLIVEIRA, 2016; PINSULT; VUILLERME, 2009). Estes resultados podem ser explicados pela característica homogênea de estatura da amostra do presente estudo. A massa corporal e estatura foram usados para diferenciar grupos, como diferentes grupos morfológicos (ALLARD et al., 2001) e grupos com diferentes graus de gordura corporal (BLASZCZYK et al., 2009; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011).

Apenas parâmetros do COP na direção anteroposterior foram relacionados com massa corporal ou com circunferência de cintura. Estes resultados podem ser explicados pelas restrições da tarefa e da amostra, pois a postura bípede quieta em base bipodal com os pés afastados em adultos jovens está relacionada com a estratégia do tornozelo (DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK, MACPHERSON, 1996; WINTER, 1995). Na estratégia do tornozelo, o corpo oscila como um pêndulo invertido (HORAK; MACPHERSON, 1996; WINTER, 1995). O modelo de pêndulo invertido está baseado no pressuposto que apenas o torque na articulação do tornozelo é modulado para manter a estabilidade postural na direção anteroposterior (ARGATOV, 2013; WINTER, 1995). Esta relação entre os quatro parâmetros do COP na direção anteroposterior e massa corporal/circunferência de cintura podem se mostrarem mais adequadas na caracterização da rigidez efetiva do modelo de pêndulo invertido na manutenção da estabilidade postural (ARGATOV, 2013).

Na condição com visão, os parâmetros do COP que foram relacionados com características antropométricas foram velocidade média, frequência média e frequência de 80%. Na condição sem visão, os parâmetros de velocidade média e amplitude média foram relacionados com a antropometria. Estes resultados reforçam que a informação visual altera a relação entre características antropométricas e oscilação postural (ALONSO et al., 2015; CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002). Alonso et al. (2015) identificaram que na condição com visão, a estatura explicou 12% do RMS médio-lateral e 11% da área do COP e o comprimento tronco-encefálico explicou 6% do RMS anteroposterior. Esses resultados foram diferentes do presente estudo, que na condição com visão, identificou que a massa corporal compartilhou 15% de variância da velocidade média anteroposterior e a circunferência de cintura compartilhou 7% da frequência média e da frequência de 80% também na direção anteroposterior. Contudo, na condição sem visão, a estatura havia explicado 18% do RMS médio-lateral e o comprimento tronco-encefálico 10% da velocidade média e 5% da área do COP (ALONSO et al., 2015), resultados também diferentes do presente estudo, que mostrou que a circunferência de cintura compartilhou 9% da amplitude média e 16% da velocidade média na direção anteroposterior. Estas diferenças entre os resultados dos estudos indicam que as características da amostra com perfil heterogêneo podem ter o poder maior sobre o comportamento dos parâmetros do COP. No caso do presente estudo massa corporal variou 53% e a circunferência de cintura 67% enquanto a estatura

corporal variou apenas 22% entre todos os participantes. Embora esta relação exista, as porcentagens baixas de variância compartilhada entre estes parâmetros do COP e características antropométricas indicam o cuidado na adoção de um procedimento de normalização baseado nestes referenciais antropométricos em controle postural (ALONSO et al., 2015).

Outro ponto importante a ser destacado refere-se a inclusão da circunferência de cintura nos modelos de regressão com os parâmetros do COP de amplitude média, velocidade média, frequência média e frequência de 80% (AMPap (sv); VMap (sv), Fmediaap (cv) e Fmediaap (cv)). Esses resultados concordam com o estudo que mostrou que a circunferência de cintura seria uma característica relacionada com a oscilação postural. Esses resultados sugerem que a distribuição centrípeta de gordura corporal pode ser responsável pelas alterações posturais (SIQUEIRA; GERALDES, 2015). A oscilação anteroposterior desses parâmetros do COP em postura bípede pode estar relacionada com a distribuição anormal de gordura corporal na região abdominal devido a posição do centro de massa no modelo de pêndulo invertido (HORAK; MACPHERSON, 1996; WINTER, 1995). Logo, a circunferência de cintura pode reforçar o torque maior no tornozelo, necessário para a manutenção/estabilização da postura ereta (SIQUEIRA; GERALDES, 2015).

Outro destaque está relacionado ao parâmetro de velocidade média, que na condição com visão se relacionou com a massa corporal e na condição sem visão se relacionou com circunferência de cintura. Na posição ereta quieta, o principal objetivo do sistema de controle postural é o controle da posição e da velocidade do tronco no espaço, uma vez que a maior parte da massa corporal está no tronco (HORAK; MACPHERSON, 1996). Na condição com visão, o quadro de referências do sistema visual foi baseado nas dicas externas sobre o ambiente e internas sobre a orientação do corpo ou do ambiente a partir da posição de referência estimada na memória (DUARTE, 2000; HORAK; MACPHERSON, 1996; LEE; LISHMAN, 1977). Entretanto, na condição sem visão, o quadro de referências do sistema visual baseou-se apenas na representação interna (CANDIDO et al., 2012; FAQUIN et al., 2018; HORAK; MACPHERSON, 1996; LEE; LISHMAN, 1977). A circunferência de cintura pode representar melhor a posição e a velocidade do tronco no espaço. Desta forma, a hipótese inicial H_4 que haveria a relação forte e positiva dos parâmetros do COP com a estatura e massa corporal em ambas condições visuais em adultos jovens foi rejeitada porque embora a velocidade média na condição sem

visão tenha sido relacionada com massa corporal, a relação foi fraca. Não é possível sugerir que as características antropométricas sejam variáveis intervenientes na avaliação do controle postural na postura bípede quieta em adultos jovens.

Após a análise de RLM foi realizada a análise comparativa entre homens e mulheres considerando os parâmetros do COP que se relacionaram com massa corporal ou circunferência de cintura. Os resultados mostraram que não houve diferença na interpretação entre os resultados dos dados não normalizados e os dados normalizados. Estes resultados foram contrários aos estudos que apontaram que o procedimento de normalização baseado nas características antropométricas eliminaria as diferenças impostas pelas restrições antropométricas entre homens e mulheres (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; KIM et al., 2012; KIM et al., 2014; OLIVEIRA, 2016). Não foi confirmado a indicação que o procedimento de normalização poderia ser proposto para remover uma variável interveniente de variabilidade interindividual (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; FIORETTI et al., 2010; OLIVEIRA, 2016). Os parâmetros do COP não normalizados e normalizados baseado em antropometria apresentam a mesma interpretação de resultados das oscilações posturais entre homens e mulheres da categoria de adultos jovens saudáveis. Possíveis efeitos do sexo nos parâmetros do COP encontrados entre homens e mulheres podem representar a diferença de estratégia postural, divergente ao estudo que explicou que a diferença nos parâmetros do COP entre homens e mulheres é decorrente das propriedades biomecânicas (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; KIM et al., 2012; KIM et al., 2014; OLIVEIRA, 2015).

A análise de confiabilidade das medidas dos dados não normalizados e normalizados não apresenta o mesmo Coeficiente de Correlação Intraclasse. Os dados não normalizados e normalizados permanecem nas mesmas classificações de confiabilidade. Estes resultados concordam com os resultados do estudo que mostrou que a classificação dos Coeficientes de Correlação Intraclasse entre três tentativas de dados não normalizados e normalizados pelas características antropométricas não são alterados (PINSULT; VUILLERME, 2009). Assim, a hipótese inicial H_5 que o procedimento de normalização incorporando as características inclusas no modelo de regressão conseguiria eliminar as diferenças interindividuais e demonstrar o efeito do sexo em ambas condições visuais foi rejeitada porque os dados não normalizados e os normalizados demonstraram as mesmas interpretações nos resultados. Por consequência, um procedimento de

normalização baseado em características antropométricas não é necessário em avaliação posturográfica na postura bípede quieta em adultos jovens. Embora não tenha sido indicado realizar o procedimento de normalização baseado em características antropométricas na avaliação do controle postural, esses resultados podem ser específicos às características da amostra e da tarefa do presente estudo. Uma vez que a relação entre antropometria e os parâmetros do COP depende do perfil heterogêneo da característica antropométrica explicativa da amostra em questão. Não se descarta a inclusão de uma análise de regressão linear múltipla nos parâmetros do COP para decidir a inclusão de um procedimento de normalização baseado em características antropométricas nos estudos porque dependendo da especificidade da amostra do estudo em questão, as características antropométricas podem ser consideradas como variáveis intervenientes a partir de uma relação forte com vários parâmetros do COP.

4.5 CONCLUSÃO

Os resultados mostraram uma relação fraca entre os parâmetros do COP na direção anteroposterior de velocidade média na condição com visão com massa corporal, amplitude na condição sem visão e frequência de 80% e frequência média na condição com visão com circunferência de cintura. Apenas uma relação moderada de velocidade média anteroposterior na condição sem visão com circunferência de cintura. Estes resultados sugeriram que a oscilação na direção anteroposterior está relacionada com a estratégia de controle do tornozelo adotada na postura ereta de adultos jovens. A informação visual alterou a relação entre os parâmetros do COP e características antropométricas. Procedimentos de normalização desses parâmetros do COP baseados nas respectivas características antropométricas inclusas na análise de RLM não mostraram interpretações distintas dos resultados na comparação entre homens e mulheres em grupos com características homogêneas. Portanto, as características antropométricas não foram variáveis intervenientes na análise do controle postural de postura bípede quieta em adultos jovens.

5. QUARTO ESTUDO (EXPERIMENTO III): LIMITES DE ESTABILIDADE FUNCIONAL COMO REFERENCIAIS NO PROCEDIMENTO DE NORMALIZAÇÃO DOS PARÂMETROS DO CENTRO DE PRESSÃO EM POSTURA BÍPEDE QUIETA.

RESUMO

A variabilidade interindividual no comportamento do centro de pressão (COP), muito devidas às diferenças nas características antropométricas, sem a apropriada normalização de seus parâmetros, pode diluir o efeito da manipulação de variáveis de interesse no controle postural. Logo, objetivo do presente estudo foi testar a utilização dos limites de estabilidade funcional como referenciais no procedimento de normalização dos parâmetros do COP em postura bípede quieta nas condições com e sem visão em adultos jovens. Participaram do estudo 70 adultos jovens, sendo 35 homens e 35 mulheres com idade média de 23 anos ($DP= 4$). Todos os participantes realizaram a tarefa bípede quieta que consistiu em permanecer em pé o mais imóvel possível durante 70 s na base de suporte bipodal com os pés afastados, nas condições com e sem informação visual e a tarefa nos limites de estabilidade funcional que consistiu em realizar a inclinação voluntária máxima a partir da mesma base de suporte e posicionamento dos braços da tarefa bípede quieta nas direções anteroposterior e médio-lateral. Os resultados demonstraram que o procedimento de normalização foi capaz de modificar as magnitudes das significâncias encontradas para comparar a condição sexo e informação visual entre os dados normalizados e não normalizados. Também foram verificadas diferenças nos valores de significância ($p < 0,05$ para $p > 0,05$, ou $p > 0,05$ para $p < 0,05$) quando comparados os valores de dados não-normalizados e normalizados nos parâmetros do COP de distância média, distância total, velocidade média total e velocidade média anteroposterior. Estes resultados indicam que os limites de estabilidade podem eliminar diferenças interindividuais e destacar os efeitos de sexo e de informação visual.

Palavras-chave: Controle Postural 1. Posturografia 2. Inclinação Voluntária Máxima 3. Postura Ortostática 4.

5.1 INTRODUÇÃO

A posturografia é um método de avaliação do controle postural baseado no comportamento do centro de pressão (COP) (DUARTE; FREITAS, 2010; RAFAT et al., 2011). A localização do COP é resultante das forças do corpo que agem sobre a superfície de suporte (HORAK; MACPHERSON, 1996; MOCHIZUKI; AMADIO, 2003; WINTER, 1995). O COP apresenta um comportamento com variabilidade que tem sido relacionada às especificidades do indivíduo analisado. Para minimizar esta variabilidade interindividual e destacar os efeitos das manipulações experimentais tem sido proposto o procedimento de normalização (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; FIORETTI et al., 2010; OLIVEIRA, 2016).

Alguns estudos propõem o procedimento de normalização baseado nas características antropométricas (ALLARD et al., 2001; ALONSO et al., 2015; ARGATOV, 2013; BLASZCZYK et al., 2009; CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011; FIORETTI et al., 2010; KIM et al., 2012; KIM et al., 2014; OLIVEIRA, 2016; PINSAULT; VUILLERME, 2009; SIQUEIRA; GERALDES, 2015). As diferenças entre homens e mulheres nos dados não normalizados representam a diferença entre propriedades biomecânicas e não refletiram na diferença na estratégia de controle postural entre os sexos (KIM et al., 2012). Os baixos valores de dependência entre os parâmetros do COP e as características antropométricas devem ser considerados (ALONSO et al., 2015). Para analisar e comparar os parâmetros do COP em postura bípede quieta seria interessante usar um procedimento de normalização baseado em um referencial que caracterize a capacidade máxima do indivíduo.

Os limites de estabilidade funcional são caracterizados pela inclinação voluntária máxima. Neste sentido, a estabilidade postural em postura bípede quieta tem sido relacionada com a permanência do COP dentro dos limites de estabilidade funcional (BLASZCZYK et al., 2009; BLASZCZYK; LOWE; HANSEN, 1994; GYLLENTEN; HUI-CHAN; TSANG, 2010; JBABDI; BOISSY; HAMEL, 2008; KING; JUDGE; WOLFSON, 1994; RAFAT et al., 2011). Os limites de estabilidade funcional poderiam representar a capacidade máxima do indivíduo em deslocar o COP na postura bípede quieta. Além do mais, os limites de estabilidade funcional podem ser reduzidos na ausência de informação visual (BLASZCZYK et al., 2009; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011). Desta forma, o referencial de normalização deve ser específico

à condição experimental. A análise do controle postural em postura bípede quieta baseada nos limites de estabilidade funcional pode ser a abordagem mais promissora e sensível para compreender os mecanismos de controle postural e aplicação da prática clínica (JBABDI; BOISSY; HAMEL, 2008; RAFAT et al., 2011). Todavia, usar os limites de estabilidade funcional como referencial no procedimento de normalização para eliminar as diferenças interindividuais não tem sido verificada.

O objetivo do presente estudo foi testar a utilização dos limites de estabilidade funcional como referenciais no procedimento de normalização dos parâmetros do COP em postura bípede quieta nas condições com e sem visão em homens e mulheres adultos jovens. Foi levantada a hipótese que (H₆) o procedimento de normalização baseado nos limites de estabilidade funcional conseguirá eliminar as diferenças interindividuais e demonstrar as diferenças nos mecanismos de controle postural entre homens e mulheres nos parâmetros do COP em postura bípede quieta e que (H₇) o procedimento de normalização baseado nos limites de estabilidade funcional conseguirá eliminar as diferenças interindividuais e demonstrar as diferenças nos mecanismos de controle postural entre as condições com e sem visão nos parâmetros do COP em postura bípede quieta. Os dados normalizados pelos limites de estabilidade funcional poderão fornecer uma compreensão do nível de capacidade de equilíbrio, do grau de eficácia do sistema de controle postural e da demanda funcional da manutenção da estabilidade na postura bípede quieta. O outro possível benefício dos limites de estabilidade no procedimento de normalização é o reescalonamento dos parâmetros do COP a partir de um valor de referência único e padronizado para todos os participantes dentro de um estudo e assim, permitir uma comparação quantitativa direta da análise posturográfica entre diferentes indivíduos e estudos.

5.2 MÉTODO

5.2.1 Caracterização do Estudo

O presente estudo é caracterizado como experimental (THOMAS; NELSON; SILVERMAN, 2012).

5.2.2 Delineamento

Todos os participantes realizaram seis tentativas na postura bípede quieta e seis tentativas nos limites de estabilidade funcional, sendo três tentativas em cada condição visual (com e sem visão). Os participantes tiveram cinco minutos de intervalo de descanso entre as tarefas, dois minutos entre as condições visuais e um minuto entre as tentativas. A ordem das tarefas, condições visuais e das direções de inclinação voluntária máxima nos limites de estabilidade funcional foram aleatorizadas entre os participantes, por meio do método *Williams Square* (WANG; WANG; GONG, 2009; WILLIAMS, 1949).

5.2.3 Cálculo do Tamanho da Amostra

Para o cálculo do tamanho da amostra, antes do início do estudo, em uma análise de *Anova* de dois fatores de medidas repetidas, adotando-se 0,25 de tamanho de efeito médio arbitrário; 0,05 de α ; 0,80 de poder ($1-\beta$); 2 para número de grupos; 4 para número de medições; 0,05 para correção das medidas repetidas; 1 para correção de não esfericidade (BECK, 2013), a quantidade estimada foi 24 indivíduos. O cálculo foi estimado no *software GPOWER* (v. 3.1).

5.2.4 Caracterização dos Participantes

A seleção dos participantes foi por conveniência. Participaram 35 homens com idade média 22 anos ($DP=3$), estatura média 1,76 m ($DP=0,06$), massa corporal média 77 kg ($DP=12$) e índice de massa corporal médio 25 kg/cm² ($DP=3$) e 35 mulheres com idade média 23 anos ($DP=3$), estatura média 1,64 m ($DP=0,07$), massa corporal média 63 kg ($DP=9$) e índice de massa corporal médio 23 kg/cm² ($DP=3$). Os critérios de inclusão foram adultos jovens do sexo feminino e masculino com idade de 18 a 32 anos; sem histórico de cirurgia no tronco ou nos membros inferiores; sem doença ou comprometimento funcional do sistema sensorial não corrigível; não tomar medicamentos de forma contínua ou durante o estudo que poderiam alterar o controle postural (Apêndice A); não serem sedentários nos últimos seis meses de acordo com o Questionário Internacional de Atividade Física

(IPAQ) (MATSUDO et al., 2001; Anexo A). O critério de exclusão foi a incapacidade em realizar a tarefa de controle postural do estudo. Os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice B). O estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa envolvendo seres humanos da Universidade Estadual de Londrina (CAAE: 67231517.0.0000.5231; Parecer: 2.104.372; Anexo B). O recrutamento dos participantes foi por meio de contato pessoal e telefônico.

5.2.5 Local do Estudo

O estudo foi realizado no Laboratório de Pesquisa e Ensino em Biomecânica do Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina (Apêndice C).

5.2.6 Instrumento e Tarefa

Para avaliação cinética das tarefas foi utilizada a plataforma de força AMTI (modelo OR6-7-2000) com dimensões de 464mm (comprimento) x 508mm (largura) x 82.5mm (altura), um amplificador analógico-digital MX Giganet do sistema Vicon e o software Vicon Nexus (v. 1.8.5).

O estudo foi composto por duas tarefas experimentais. A tarefa em postura bípede quieta consistiu em permanecer em pé durante 70 s (s), o mais imóvel possível, na base de suporte bipodal com os pés afastados, em posição confortável, deste que a largura entre os pés não ultrapasse a largura dos ombros e braços estendidos ao longo do corpo nas condições com e sem informação visual. A tarefa nos limites de estabilidade funcional consistiu em realizar a inclinação voluntária máxima a partir da mesma base de suporte e posicionamento dos braços da tarefa bípede quieta para as direções anterior, posterior e laterais.

5.2.7 Procedimentos

Os participantes foram convidados e informados sobre os procedimentos e os objetivos do estudo. Na sessão experimental, os participantes assinaram o TCLE, em seguida, responderam em forma de entrevista a anamnese e o IPAQ. Quando os

critérios de inclusão foram atendidos, os participantes realizaram a avaliação do controle postural nas duas tarefas experimentais conforme a ordem aleatorizada.

Na tarefa bípede quieta na condição com visão, os participantes foram instruídos a manter o olhar fixo a um alvo de dois centímetros de diâmetro fixado na parede a 1,80 m de distância e na altura dos olhos de cada participante. Na condição sem visão, os participantes tiveram os olhos vendados e foram instruídos a manter o posicionamento da cabeça como se estivessem olhando para o ponto fixo na parede. Todos os participantes foram instruídos a permanecer o mais imóvel possível durante o período de análise e que aguardassem o comando do avaliador para o início e o término da tentativa.

Na tarefa dos limites de estabilidade funcional, os participantes foram instruídos a inclinar-se voluntariamente o mais longe possível para frente, trás, direita e esquerda, sem desequilibrar, sem perder o contato dos pés com a superfície e manter-se nestas posições o mais imóvel possível por cinco s em cada direção/posição. Para impedir o risco de queda um avaliador ficou posicionado nas direções das inclinações para segurar o avaliado caso fosse necessário. A posição dos pés de cada participante foi marcada na plataforma para garantir o mesmo posicionamento dos pés entre as tarefas/condições /tentativas.

5.2.8 Processamento de Dados

Todas as análises dos processamentos de dados foram realizadas pelo software *matlab* versão 11.1 (2011a). Os dados da plataforma de força foram adquiridos em uma frequência de 100Hz. A plataforma de força registrou os três componentes de força (F_x , F_y e F_z) e os três componentes de momento (M_x , M_y , M_z), sendo x , y e z as direções anteroposterior, médio-lateral e vertical, respectivamente. Inicialmente foi realizado a exclusão dos 10 s iniciais da série temporal decorrente do período inicial de adaptação do indivíduo na plataforma e assim, foi analisado apenas os 60 s subsequentes na tarefa bípede quieta. Na tarefa dos limites de estabilidade funcional foi considerada toda a série temporal. Estes componentes de forças e momentos foram filtrados por um filtro recursivo passa-baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte de 10Hz e depois estes componentes foram utilizados para calcular a posição do COP na direção anteroposterior (COPap) (equação 1) e médio-lateral (COPml) (equação 2). Sendo o

zoff, uma constante (-1,632), fornecido pelo fabricante da plataforma (AMTI).

Equação 10. $COP_{ap} = (My - (zoff * Fx)) / Fz$

Equação 11. $COP_{ml} = (Mx - (zoff * Fy)) / Fz$

Em seguida, foi retirado a tendência do sinal do COPap e COPml. Após o cálculo do deslocamento do COP, foi derivada a variável de velocidade do COP. Posteriormente, foram extraídas as variáveis dependentes.

5.2.9 Variáveis do Estudo

As variáveis independentes do estudo foram sexo (homens e mulheres) e Informação Visual (com visão e sem visão). As variáveis dependentes do estudo no domínio do tempo foram: a) distância total (DT): soma da distância percorrida resultante dos COPml e COPap a cada amostra (0,01s) de toda a série temporal; b) distância média da oscilação total (DTM): soma da distância percorrida resultante dos COPml e COPap a cada amostra (0,01s) dividido pelo tamanho da série temporal ($n^{\circ} s \times 100$ (Hz)); c) área (AREA): calculada por meio da elipse formada pelo comportamento do COP que abrange 95% dos dados do COP sendo que os dois eixos da elipse são calculados a partir das medidas de dispersão do sinal do COP; d) velocidade média total (VMT): média da somatória das velocidades instantâneas de cada amostra (0,01s). As variáveis derivadas separadamente para as duas direções anteroposterior (ap) e médio lateral (ml) foram: a) amplitude (AMPml e AMPap): diferença entre o maior e o menor valor da série temporal do deslocamento; b) *root means square* (RMSml e RMSap): raiz quadrada da média ao quadrado do intervalo de tempo 1 segundo para 100 amostras (Hz); c) desvio padrão (DPml e DPap): cálculo do desvio padrão da série temporal do deslocamento; d) velocidade média (VMml e VMap): média da somatória das velocidades instantâneas de cada amostra (0,01s).

5.2.10 Procedimentos de Normalização

Os procedimentos de normalização foram realizados com a divisão da medida de variação dos parâmetros do COP na postura bípede quieta pelo parâmetro do COP nos limites de estabilidade funcional seguindo as diretrizes: a) amplitude

anteroposterior nos limites de estabilidade funcional como referencial dos valores médios dos parâmetros do COP de amplitude, *root means square*, desvio padrão e velocidade na direção anteroposteriores em postura bípede quieta separados para a condição com e sem visão; b) amplitude médio-lateral nos limites de estabilidade funcional como referencial dos valores médios dos parâmetros do COP de amplitude, *root means square*, desvio padrão e velocidade na direção médio-lateral em postura bípede quieta separados para a condição com e sem visão; c) área nos limites de estabilidade funcional como referencial dos valores dos parâmetros do COP de área, distância total, distância média total e velocidade total em postura bípede quieta separados para a condição com e sem visão.

5.2.11 Análise Estatística

Para análise descritiva foram utilizados média e o intervalo de confiança de 95% inferior e superior. Para a análise inferencial com duas variáveis independentes de medidas repetidas no último fator (2 sexos x 2 Condições Visuais) foi utilizado o modelo de Equações de Estimativa Generalizada (EEG) com matriz de trabalho autoregressiva de ordem 1 AR(1), função de ligação e distribuição apropriadas (BALLINGER, 2004) e *post hoc Bonferroni* para comparações múltiplas. A seleção do modelo para cada variável foi baseada na qualidade do ajuste por meio do *Quasi Likelihood under Independence Model Criterion* (QIC) (CUI, 2007). O tamanho do efeito foi calculado utilizando o referencial *d* de Cohen, no qual foi considerado efeito pequeno ($0,1 \leq d \leq 0,4$), intermediário ($0,5 \leq d \leq 0,7$) e grande ($d \geq 0,80$) (COHEN, 1988).

Para testar a confiabilidade entre as três tentativas dos dados não normalizados e normalizados foi utilizado o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) no modelo aleatório unidimensional, na qual foi considerada confiabilidade fraca ($CCI \leq 0,4$), moderada ($0,4 < CCI < 0,75$) e forte ($CCI \geq 0,75$). A significância adotada para as análises estatísticas foi estabelecida em 5% ($p < 0,05$). O cálculo do tamanho do efeito foi realizado no software GPOWER (v.3.1). As demais análises estatísticas foram realizadas no software SPSS (v. 20.0).

5.3 RESULTADOS

O tamanho do efeito calculado a partir dos parâmetros do teste estatístico e do tamanho da amostra foi considerado intermediário ($d=0,44$). As comparações dos 12 parâmetros do COP no domínio do tempo por sexo e informação visual em postura bípede quieta mostraram que quatro parâmetros (DT, DTM, VMT e VMap) apresentaram coeficientes estatísticos com significâncias diferentes entre dados não normalizados e normalizados. Uma das condições apresentou valores significantes ($p<0,05$) e a outra condição não apresentou significância ($p>0,05$), o que denota diferente interpretação quando comparados dados normalizados e não normalizados (Tabela 17). Outros parâmetros do COP apresentaram coeficientes com diferentes magnitudes entre os dados não normalizados e normalizados, mas a interpretação dos resultados não foi alterada (Tabela 18). Para compreender o efeito da normalização dos dados, uma escala foi criada para classificar a diferença de magnitude da significância (dm) entre dados não normalizados e normalizados. A diferença entre os valores de p -valor dos dados não normalizados e normalizados foi classificada de acordo com a magnitude: a) grande ($dm>0,50$), b) moderada ($0,49>dm>0,30$) e c) pequena ($dm<0,29$) para cada um dos parâmetros do COP.

A distância total e a distância total média são semelhantes entre homens (26546; $IC_{95\%}$:24145-29185); 4,42; $IC_{95\%}$:4,02-4,86, respectivamente) e mulheres (24598; $IC_{95\%}$:23058-26242; 4,10; $IC_{95\%}$:3,84-4,37) nos dados não normalizados. Porém, o procedimento de normalização mostrou maiores valores de distância total e distância total média em mulheres (0,82; $IC_{95\%}$:0,58-1,14; 0,0001; $IC_{95\%}$:0,0001-0,0002, respectivamente) em comparação aos homens (0,54; $IC_{95\%}$:0,47-0,62; 0,0001; $IC_{95\%}$:0,0001-0,001, respectivamente). A distância total e a distância total média não apresentaram diferenças entre a condição com visão (25638; $IC_{95\%}$:23724-27707; 4,27; $IC_{95\%}$:3,95-4,62, respectivamente) e a condição sem visão (25469; $IC_{95\%}$:23147-28024; 4,25; $IC_{95\%}$:3,86-4,67, respectivamente) nos dados não normalizados. A condição sem visão apresentou maiores distância total e distância total média (0,78; $IC_{95\%}$:0,58-1,05; 0,0001; $IC_{95\%}$: 0,0001-0,0002, respectivamente) em comparação à condição com visão (0,56; $IC_{95\%}$: 0,49-0,65; 0,0001; $IC_{95\%}$:0,0001-0,001, respectivamente) nos dados normalizados. Na interação, a DTM e a DT apresentaram diferença na magnitude da significância entre os dados não normalizados e normalizados moderada (0,31) (Tabela 17).

A velocidade média total também não apresentou diferença entre homens (7,75; IC95%: 7,03-8,54) e mulheres (8,15; IC95%:7,57-8,78) nos dados não normalizados. As mulheres apresentaram maior velocidade (0,0003; IC95%: 0,0002-0,0003) do que os homens (0,0002; IC95%:0,0001-0,0002) nos dados normalizados. A VMT apresentou diferença pequena ($dm=0,26$) na magnitude da diferença entre dados não normalizados e normalizados, para a Interação (Tabela 17).

A velocidade média anteroposterior mostrou maiores valores na condição sem visão (6,93; IC95%: 6,49-7,40) do que a condição com visão (5,75; IC95%: 5,39-6,13) nos dados não normalizados. Após o procedimento de normalização esta diferença entre a condição com visão (0,0153; IC95%: 0,0128-0,0184) e sem visão (0,0196; IC95%: 0,0164-0,0233) desapareceu. Além disso, a VMap apresentou diferença na magnitude da significância no fator sexo classificada como pequena (0,22) e na Interação classificada como moderada (0,32) entre os dados não normalizados e normalizadas (Tabela 17).

As diferenças nas magnitudes da significância da AREA por sexo e Informação Visual foram grandes (0,50; 0,71, respectivamente) e na Interação foi moderada (0,48) entre os dados não normalizados e normalizados (Tabela 18). As diferenças nas magnitudes da significância da AMPap em todos os fatores (Sexo, Informação Visual e Interação) foram pequenas (0,16; 0,13; 0,27, respectivamente) entre os dados não normalizados e normalizados. Por outro lado, a diferença na magnitude da significância da AMPml foi pequena no fator Sexo (0,15) e como grande na Interação (0,89).

A diferença na magnitude da significância do RMSap por sexo foi moderada (0,35). Na Informação Visual e na Interação as diferenças nas magnitudes foram pequenas (0,11; 0,03, respectivamente). A diferença na magnitude da significância do RMSml no fator Sexo e na Interação foram grandes (0,54; 0,58, respectivamente) e no fator Informação Visual foi pequena (0,11).

Tabela 17. Coeficientes estatísticos da análise de EEG de dois fatores (sexo e informação visual) dos dados não normalizados e normalizados dos parâmetros de COP de distância total (DT), distância média total (DTM), velocidade média total (VMT) e velocidade média anteroposterior (VMap).

Parâmetros do COP/Fatores	Dados não normalizado	Dados normalizado
DT/DTM(mm)		
Sexo	$W_i=1,69$; $p=0,19^*$	$W_i=5,03$; $p=0,03^*$
Informação visual	$W_i=0,01$; $p=0,92^{*,b}$	$W_i=4,47$; $p=0,04^{*,b}$
Interação (sexo/informação visual)	$W_i=0,56$; $p=0,46^b$	$W_i=2,04$; $p=0,15^b$
VMT(mm/s)		
Sexo	$W_i=0,67$; $p=0,41^{*,b}$	$W_i=8,41$; $p=0,004^{*,b}$
Informação visual	$W_i=80,25$; $p<0,001$	$W_i=17,76$; $p<0,001$
Interação (sexo/ informação visual)	$W_i=0,74$; $p=0,39^c$	$W_i=2,26$; $p=0,13^c$
VMap(mm/s)		
Sexo	$W_i=3,44$; $p=0,06^c$	$W_i=1,19$; $p=0,28^c$
Informação visual	$W_i=122,38$; $p<0,001^{*,a}$	$W_i=3,34$; $p=0,07^{*,a}$
Interação (sexo/ informação visual)	$W_i=0,53$; $p=0,47^b$	$W_i=2,12$; $p=0,15^b$

Legenda: *diferença na interpretação estatística entre os dados não normalizados e normalizados e diferença na magnitude entre os coeficientes de significância ^aGrande ($dm \geq 0,50$), moderada^b ($0,49 \geq dm \leq 0,30$) e Pequena^c ($dm < 0,29$).

As diferenças nas magnitudes da significância do DPap da Informação Visual e Interação foram grandes (0,70). No sexo, a diferença na magnitude foi pequena (0,18). As diferenças na significância do DPml por Sexo (0,24) e Informação Visual (0,30) foram moderadas e na Interação foi pequena (0,004) entre os dados não normalizados e normalizados. As diferenças nas magnitudes da significância da VMml por Sexo (0,12) e Informação Visual (0,04) foram pequenas e na Interação foi grande (0,51) entre os dados não normalizados e normalizados.

A análise de confiabilidade das três tentativas dos parâmetros do COP de distância total (DT) e distância total média (DTM) embora não fossem iguais, permaneceram com a mesma classificação de confiabilidade forte apenas na condição com visão entre os dados não normalizados e os normalizados. Porém, na condição sem visão a classificação da confiabilidade foi moderada nos dados não normalizados e forte nos dados normalizados. Os parâmetros de velocidade média total (VMT) e velocidade média anteroposterior (VMap) apresentaram confiabilidades fortes tanto nos dados não normalizados quanto nos dados normalizados em ambas condições visuais (Tabela 19).

Tabela 18. Coeficientes estatísticos da análise de EEG dos fatores sexo e informação visual dos dados não normalizados e normalizados dos parâmetros de COP de área (AREA), amplitude anteroposterior (AMPap), amplitude médio-lateral (AMPml), *root means square* anteroposterior (RMSap), *root means square* médio-lateral (RMSml), desvio padrão anteroposterior (DPap), desvio padrão médio-lateral (DPml) e velocidade média médio-lateral (VMml).

Parâmetros do COP/Fatores	Dados não normalizado	Dados normalizado
AREA(mm²)		
Sexo	$W_1=0,23; p=0,63^a$	$W_1=2,27; p=0,13^a$
Informação visual	$W_1=0,07; p=0,79^a$	$W_1=3,05; p=0,08^a$
Interação (sexo/informação visual)	$W_1=2,44; p=0,12^b$	$W_1=0,26; p=0,60^b$
AMPap(mm)		
Sexo	$W_1=1,04; p=0,31^c$	$W_1=0,53; p=0,47^c$
Informação visual	$W_1=1,27; p=0,26^c$	$W_1=0,73; p=0,39^c$
Interação (sexo/ informação visual)	$W_1=2,70; p=0,10^c$	$W_1=0,81; p=0,37^c$
AMPml (mm)		
Sexo	$W_1=0,05; p=0,82^c$	$W_1=0,19; p=0,67^c$
Informação visual	$W_1=5,79; p=0,02$	$W_1=5,46; p=0,02$
Interação (sexo/ informação visual)	$W_1=0,001; p=0,98^a$	$W_1=2,94; p=0,09^a$
RMSap (mm)		
Sexo	$W_1=2,16; p=0,14^b$	$W_1=0,48; p=0,49^b$
Informação visual	$W_1=0,05; p=0,82^c$	$W_1=0,14; p=0,71^c$
Interação (sexo/ informação visual)	$W_1=0,53; p=0,47^c$	$W_1=0,59; p=0,44^c$
RMSml (mm)		
Sexo	$W_1=0,007; p=0,94^a$	$W_1=0,70; p=0,40^a$
Informação visual	$W_1=0,46; p=0,50^c$	$W_1=0,74; p=0,39^c$
Interação (sexo/ informação visual)	$W_1=0,03; p=0,86^a$	$W_1=1,18; p=0,28^a$
DPap (mm)		
Sexo	$W_1=0,58; p=0,46^c$	$W_1=0,22; p=0,64^c$
Informação visual	$W_1=1,42; p=0,23^a$	$W_1=0,008; p=0,93^a$
Interação (sexo/ informação visual)	$W_1=0,03; p=0,86^a$	$W_1=1,98; p=0,16^a$
DPml (mm)		
Sexo	$W_1=0,02; p=0,90^c$	$W_1=0,19; p=0,66^c$
Informação visual	$W_1=0,74; p=0,39^b$	$W_1=2,86; p=0,09^b$
Interação (sexo/ informação visual)	$W_1=1,27; p=0,26^c$	$W_1=1,53; p=0,22^c$
VMml (mm/s)		
Sexo	$W_1=0,46; p=0,50^c$	$W_1=0,25; p=0,62^c$
Informação visual	$W_1=9,23; p=0,002^b$	$W_1=4,20; p=0,04^b$
Interação (sexo/ informação visual)	$W_1=0,23; p=0,63^a$	$W_1=2,43; p=0,12^a$

Legenda: magnitude da diferença entre os coeficientes de significância ^agrande ($dm \geq 0,50$),

^bmoderada ($0,49 \geq dm \leq 0,30$) e ^cpequena ($dm < 0,29$).

Tabela 19. Coeficiente de Correlação Intraclasse (intervalo de confiança de 95% inferior e superior) dos parâmetros do COP de distância total (DT), distância média total (DTM), velocidade média total (VMT) e velocidade média anteroposterior (VMap) nas condições com visão (cv) e sem visão (sv).

Parâmetros do COP	Com visão		Sem Visão	
	Não normalizados	Normalizados	Não normalizados	Normalizados
DT/DTM	0,75 (0,63-0,84)	0,93 (0,90-0,96)	0,40 (0,11-0,61) ^a	0,93 (0,89-0,95) ^b
VMT	0,92 (0,88-0,95)	0,99 (0,98-0,99)	0,94 (0,92-0,96)	0,996 (0,993-0,997)
VMap	0,91 (0,87-0,94)	0,98 (0,97-0,99)	0,95 (0,92-0,97)	0,97 (0,96-0,99)

Legenda: diferença na interpretação estatística entre os dados não normalizados e normalizados ^aForte $CCI \geq 0,75$, ^bModerada $0,75 < CCI > 0,40$ e ^cFraca $CCI \leq 0,40$.

5.4 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi testar o uso dos limites de estabilidade funcional como referencial no procedimento de normalização dos parâmetros do COP em postura bípede quieta nas condições com e sem visão em homens e mulheres jovens. Todos os parâmetros do COP alteraram as magnitudes de significância entre os dados não normalizados e normalizados. Tais modificações alteraram quatro parâmetros do COP (DT, DTM, VMT e VMap) sendo que três parâmetros (DT, DTM e VMT) obtiveram valores maiores que o critério de significância nos dados não normalizados, mas quando os dados foram normalizados, houve diferença por causa do sexo e informação visual. Por outro lado, a VMap apresentou comportamento inverso porque o valor significativo encontrado nos dados não normalizados desapareceu após o procedimento de normalização.

O fato de oito dos 12 parâmetros do COP apresentarem diferenças nas magnitudes das significâncias entre os dados não normalizados e normalizados mostra que o uso dos limites de estabilidade funcional como referenciais no procedimento de normalização interfere no comportamento dos parâmetros do COP. Porém, não resolve totalmente a variabilidade dos parâmetros do COP em postura bípede quieta em adultos jovens. Desta forma, direciona a possibilidade de considerar os limites de estabilidade funcional como uma referencial de capacidade máxima em deslocar o COP dentro de um limite específico de cada indivíduo.

Estes resultados podem ser explicados pela variabilidade intrínseca do COP (DUARTE; FREITAS, 2010; RUHE; FEJER; WALKER, 2010). Uma vez que a

variabilidade intrínseca está relacionada à interação dos processos dinâmicos sensoriais-motores e os diferentes sistemas fisiológicos subjacentes (HORAK, 2006). Assim, esta variabilidade pode refletir em uma variável interveniente na análise do controle postural. As características da amostra associadas à variabilidade interindividual no desempenho dos limites de estabilidade funcional (JBABDI, BOISSY, HAMEL, 2008) também podem ter influenciado os resultados.

Na postura bípede quieta com os pés afastados, adultos jovens usam a estratégia do tornozelo (DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK; MACPHERSON, 1996; WINTER, 1995). Todavia, as estratégias de movimentos utilizadas pelos adultos jovens para atingir o limite de estabilidade funcional podem ser diferentes do modelo básico de segmento rígido do modelo de pêndulo invertido (BLASZCZY; LOWE; HANSEN, 1994; JBABDI, BOISSY, HAMEL, 2008). Os jovens têm melhor amplitude de movimento de tornozelo e aumentam a inclinação voluntária máxima. Logo, adultos jovens saudáveis e ativos inclina-se mais sem perder a estabilidade e utilizam adequadamente o mecanismo de controle corretivo via feedback. Os adultos jovens inclinam o corpo a partir da posição vertical sem alterar a base de apoio (JBABDI, BOISSY, HAMEL, 2008; KING, JUDGE, WOLFSON, 1994).

As mudanças nas diferenças estatísticas verificadas para as variáveis DTM, DT, VMT e VMap entre os dados não normalizados e normalizados mostraram por outro lado, que um procedimento de normalização pode ser proposto para remover uma variável interveniente ou variabilidade interindividual (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; FIORETTI et al., 2010; OLIVEIRA, 2016) e destacar os efeitos das manipulações experimentais na análise do controle postural (OLIVEIRA, 2016). Porém, outros estudos utilizaram como referenciais características antropométricas (ALLARD et al., 2001; ALONSO et al., 2015; ARGATOV, 2013; BLASZCZYK et al., 2009; CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011; FIORETTI et al., 2010; KIM et al., 2012; KIM et al., 2014; OLIVEIRA, 2016; PINSAULT; VUILLERME, 2009; SIQUEIRA; GERALDES, 2015).

Alguns estudos apontaram a relação entre os parâmetros do COP em postura bípede quieta e os limites de estabilidade funcional (BLASZCZYK et al., 2009; BLASZCZY; LOWE; HANSEN, 1994; GYLLENSTEN, HUI-CHAN, TSANG, 2010; JBABDI, BOISSY, HAMEL, 2008; KING, JUDGE, WOLFSON, 1994; RAFAT et al., 2011). Indivíduos que oscilam mais na postura quieta tendem a oscilar mais durante a inclinação voluntária máxima (KING, JUDGE, WOLFSON, 1994). Por conseguinte,

os limites de estabilidade funcional poderiam representar a capacidade máxima do indivíduo em deslocar o COP na postura bípede quieta. Porém, estes resultados devem ser considerados com cautela pois foram usados diferentes protocolos para determinar esta relação e não se tem conhecimento de que algum estudo havia utilizado os limites de estabilidade funcional como referencial de capacidade máxima no procedimento de normalização.

A normalização da distância total e na velocidade média total destacou as diferenças entre sexos. As mulheres aumentam a oscilação da distância e da velocidade em comparação aos homens. Homens e mulheres têm mecanismos de oscilação postural diferentes (KIM et al., 2012). A estratégia do tornozelo associada à estrutura feminina de distribuição do tecido adiposo nos membros inferiores, especialmente no quadril e coxas (BLASZCZYK et al., 2009) pode permitir às mulheres o posicionamento do COP mais próximo da linha limite da base de suporte (ALLARD et al., 2001). A hipótese H_6 de que o procedimento de normalização, baseado nos limites de estabilidade funcional conseguiria eliminar as diferenças interindividuais e mostrar as diferenças nos mecanismos de controle postural entre homens e mulheres foi parcialmente aceita porque três parâmetros do COP (DT, DTM e VMT) apresentaram diferenças entre homens e mulheres nos dados normalizados. O referencial dos limites de estabilidade funcional no procedimento de normalização pode indicar adaptações na postura bípede quieta em função do sexo.

Os parâmetros de distância total e distância média total foram maiores na condição sem visão em comparação à condição com visão nos dados normalizados. O procedimento de normalização baseado nos limites de estabilidade funcional permitiu identificar que a estabilidade postural é mais vulnerável sem informação visual (BLASZCZYK et al., 2009; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011). Estes resultados podem ser explicados pela falta de informação visual que gera um déficit no feedback sensorial no controle postural (CANDIDO et al. 2012; FAQUIN et al., 2018; LEE; LISHMAN, 1977). A capacidade dinâmica e flexível do sistema nervoso central permite a reorganização do sistema postural e diferentes mecanismos adaptativos são gerados na manutenção da postura mesmo com a oclusão visual (CANDIDO et al., 2012; CANDIDO; FAQUIN; OKAZAKI, 2012; CENCIARINI; PETERKA, 2006; FAQUIN et al., 2018; OIE; KIEMAL; JEKA, 2002; PETERKA, 2002).

O parâmetro de velocidade média na direção anteroposterior apresentou o comportamento inverso, porque a diferença encontrada entre condição visual nos

dados não normalizados desapareceu nos dados normalizados. Deste modo, os resultados refletem apenas a variabilidade interindividual dos participantes (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; OLIVEIRA, 2016) decorrente da capacidade máxima de inclinação e não necessariamente a mudança na oscilação postural decorrente da oclusão visual. Estes resultados reforçam a especificidade do referencial de normalização com a condição experimental e adoção de referenciais específicos para as condições com e sem visão. A hipótese H₇ de que o procedimento de normalização baseado nos limites de estabilidade funcional conseguiria eliminar as diferenças interindividuais e mostrar as diferenças nos mecanismos de controle postural entre as condições com e sem visão foi parcialmente aceita, porque os parâmetros de distâncias apresentaram diferenças entre as condições visuais nos dados normalizados. O aumento nos valores de distância total e de distância média total do COP decorrente da oclusão visual pode ser explicado pela reorganização hierárquica e dinâmica do SNC que permite ao sistema postural gerar diferentes respostas adaptativas decorrente da restrição imposta ao sistema.

A generalização dos resultados deve ser realizada com cautela, pois as características específicas dos adultos jovens saudáveis não permitem a generalização para outras populações. Assim, sugerimos estudos que analisem o procedimento de normalização baseado nos limites de estabilidade funcional em outras populações, em especial, em idosos.

5.5 CONCLUSÃO

O procedimento de normalização baseado nos limites de estabilidade altera as magnitudes da significância estatísticas. Tais alterações destacam as diferenças significantes nos dados não-normalizados e normalizados nos parâmetros do COP de distância média, distância total, velocidade média total e velocidade média anteroposterior. A normalização baseada nos limites de estabilidade pode eliminar diferenças interindividuais referente a capacidade de utilizar os limites máximos de estabilidade funcional e destacar os efeitos de sexo e de informação visual.

6. QUINTO ESTUDO (EXPERIMENTO IV): VARIABILIDADE NOS MECANISMOS ADAPTATIVOS REFERENTE AO COMPORTAMENTO DE OSCILAÇÃO DOS PARÂMETROS DO CENTRO DE PRESSÃO FRENTE À OCLUSÃO VISUAL NA POSTURA BÍPEDE QUIETA EM ADULTOS JOVENS.

RESUMO

A análise do comportamento dos parâmetros do centro de pressão (COP) tem sido utilizada como forma de acesso da estabilidade/instabilidade no controle postural. Todavia, estudos apresentam divergências na seleção dos parâmetros do COP para análise da informação visual. Ademais, a complexidade do controle postural não pode ser reduzida ao comportamento de um parâmetro do COP. Desta forma, o objetivo do presente estudo foi identificar diferentes mecanismos de adaptação referente ao comportamento de oscilação dos parâmetros do COP frente à oclusão visual na postura bípede quieta em adultos jovens. Participaram 97 adultos jovens, sendo 51 homens e 46 mulheres com idade média de 25 anos ($DP=5$). Todos os participantes realizaram a tarefa bípede quieta que consistiu em permanecer em pé o mais imóvel possível durante 70 s na base de suporte bipodal com os pés afastados, nas condições com e sem informação visual. Os resultados demonstraram que os indivíduos realizaram quatro diferentes mecanismos de adaptação referente ao comportamento de oscilação frente a oclusão em postura bípede quieta: a) grupo 1: aumentou a oscilação dos parâmetros; b) grupo 2: reduziu a oscilação dos parâmetros; grupo 3: aumentou a oscilação dos parâmetros no domínio do tempo e reduziu a oscilação dos parâmetros no domínio da frequência; d) grupo 4: reduziu a oscilação dos parâmetros no domínio do tempo e aumentou a oscilação dos parâmetros no domínio da frequência. Estes resultados foram explicados pela capacidade dinâmica e flexível do sistema nervoso central em se reorganizar com a falta de informação visual e gerar diferentes mecanismos de adaptação para manter a postura. Ou seja, a dominância de um sistema de informação sensorial sobre outro depende da tarefa, da disponibilidade das informações sensoriais e do indivíduo. Assim, não é possível relacionar instabilidade postural decorrente da oclusão visual em postura bípede quieta apenas com a resposta padrão de aumento na oscilação dos parâmetros do COP. Portanto, uma análise conjunta dos parâmetros do COP é mais indicada para entender como o sistema de controle postural se organiza para lidar com a falta de informação visual e manter a postura.

Palavras-chave: Controle Postural 1. Informação Visual 2. Instabilidade Postural 3. Análise Discriminante 4. Análise Fatorial 5.

6.1 INTRODUÇÃO

O controle postural é um sistema complexo que emerge de um contínuo e dinâmico relacionamento entre os mecanismos dos sistemas sensoriais, motores e nervoso (HORAK, 2006; HORAK; MACPHERSON, 1996). Um dos objetivos do controle postural é a manutenção do equilíbrio corporal (DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK; MACPHERSON, 1996). Na postura humana bípede quieta, o equilíbrio postural refere-se à capacidade de manter o centro de massa (COM) dentro dos limites da base de suporte (DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK; MACPHERSON, 1996; MOCHIZUKI, AMADIO, 2003; WINTER, 1995). No entanto, a análise indireta do COM torna o centro de pressão (COP) uma medida mais indicada para análise da estabilidade postural (AMADIO; SERRÃO, 2011; HASAN et al., 1996). Além do mais, é possível derivar vários parâmetros do sinal do COP com comportamentos e significados diferentes para o controle postural. Porém, existe considerável confusão quanto à interpretação do sinal do COP. Uma das grandes questões refere-se à utilização do comportamento dos parâmetros do COP como sinônimo de estabilidade e/ou instabilidade postural (DIENER et al., 1984; WINTER, 1995).

Muitos estudos têm analisado a trajetória do COP para quantificar a estabilidade na postura bípede quieta (HORAK, MACPHERSON, 1996). Alguns estudos têm apontado o aumento do parâmetro de velocidade como indicador de instabilidade postural (AMIRIDIS; HATZITAKI; ARABATZI, 2003; PIIRTOLA; ERA, 2006; VAN WEGEN; EMMERIK; RICCIO, 2002). Outros estudos apontam o aumento da amplitude do RMS (PIIRTOLA; ERA, 2006), deslocamento (DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK, 2006; KIM et al., 2012; HORAK; SHUPERT; MIRKA, 1989), frequência média (KIM et al., 2014), frequência de 95% (KIM et al., 2012), área (CRUZ-GÓMEZ et al., 2011) e distância do COP (CRUZ-GÓMEZ et al., 2011; KIM et al., 2014; SIQUEIRA; GERALDES, 2015) como instabilidade postural. Esta divergência é evidente quando estudos com a mesma manipulação experimental relaciona o aumento de diferentes parâmetros com instabilidade postural.

A instabilidade postural, decorrente da privação da informação visual (CRUZ-GÓMEZ et al., 2011; LE CLAIR; RIACH, 1996; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011), tem refletido em aumento de parâmetros como deslocamento, área, deslocamento em função da área (CRUZ-GÓMEZ et al., 2011), distância média (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011), desvio padrão (LE

CLAIR; RIACH, 1996; VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011) e velocidade média do COP (LE CLAIR; RIACH, 1996). Embora estes estudos tenham em comum a oclusão visual, cada estudo apresentou a sensibilidade de uma variável diferente a esta manipulação. Deste modo, inferir instabilidade a partir da seleção aleatória dos parâmetros do COP talvez não seja a melhor estratégia para definir o complexo mecanismo de controle postural.

A combinação do parâmetro do RMS e da velocidade média é melhor do que as medidas isoladas do COP na caracterização do modelo de pêndulo invertido (ARGATOV, 2013). Não é claro se o aumento da amplitude do COP na postura ereta quieta, ou seja, em condições seguras, é necessariamente uma indicação de piora no equilíbrio (PLATA; FRANK; WINTER, 1990). Uma vez que algumas doenças diminuem a amplitude do COP (WINTER, 1995). Os estudos indicam divergências na determinação dos parâmetros do COP definidos para estabilidade postural. Esta divergência pode ser explicada pela complexidade do sistema de controle postural. A complexidade do controle postural não pode ser reduzida a um parâmetro do COP (RAFAT et al., 2011; SCHUBERT et al., 2012). Por conseguinte, a identificação de padrões de comportamento que compreendesse a análise conjunta dos parâmetros do COP para analisar o controle postural seria mais indicada para a análise do controle postural. O objetivo deste estudo foi identificar os mecanismos de adaptação referente ao comportamento de oscilação dos parâmetros do COP frente à oclusão visual na postura bípede quieta em adultos jovens. Foi levantada a hipótese de que: H_8) serão identificados dois mecanismos de adaptação: um mecanismo referente ao aumento na oscilação dos parâmetros do COP e outro mecanismo referente à diminuição na oscilação dos parâmetros do COP entre os participantes frente à oclusão visual. Este estudo pode auxiliar no reconhecimento de que não existe uma resposta padrão para todos os indivíduos decorrente da oclusão visual, mas várias possibilidades de adaptação que permitem a manutenção da postura mesmo com a ausência da informação visual.

6.2 MÉTODO

6.2.1 Caracterização do Estudo

O estudo é transversal, descritivo e diagnóstico (THOMAS; NELSON;

SILVERMAN, 2012).

6.2.2 Delimitação

Todos os participantes realizaram três tentativas em cada condição experimental (com e sem visão). A ordem de realização das condições visuais foi aleatorizada entre os participantes.

6.2.3 Caracterização dos Participantes

A seleção dos participantes foi por conveniência. Participaram 51 homens com idade média 24 anos ($DP=5$), estatura média 1,75 m ($DP=0,06$), massa corporal média 78 kg ($DP=14$) e índice de massa corporal médio 26 kg/cm^2 ($DP=4$) e 46 mulheres com idade média 27 anos ($DP=5$), estatura média 1,64 m ($DP=0,06$), massa corporal média 62 kg ($DP=14$) e índice de massa corporal médio 23 kg/cm^2 ($DP=4$). Os critérios de inclusão foram adultos jovens do sexo feminino e masculino com idade de 18 a 35 anos; não ter histórico de cirurgia no tronco ou nos membros inferiores; não ter doença ou comprometimento funcional do sistema sensorial não corrigível; não usar medicamentos de forma contínua ou durante o estudo que poderiam alterar o controle postural (Apêndice A); não estar sedentário nos últimos seis meses de acordo com o Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) (MATSUDO et al., 2001; Anexo A). O critério de exclusão foi a incapacidade em realizar a tarefa de controle postural do estudo. Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice B). O estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa envolvendo seres humanos da Universidade Estadual de Londrina (CAAE: 67231517.0.0000.5231; Parecer: 2.104.372; Anexo B). O recrutamento dos participantes foi por meio de contato pessoal e telefônico.

6.2.4 Local do Estudo

O estudo foi realizado no Laboratório de Pesquisa e Ensino em Biomecânica do Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina (Apêndice C).

6.2.5 Instrumentos e Tarefa

Para avaliação cinética da postura bípede quieta foi utilizada a plataforma de força AMTI (modelo OR6-7-2000) com dimensões de 464mm (comprimento) x 508mm (largura) x 82.5mm (altura), um amplificador analógico-digital MX Giganet do sistema Vicon e o software Vicon Nexus (v. 1.8.5).

A tarefa em postura bípede quieta consistiu em permanecer em pé durante 70 s, o mais imóvel possível, na base de suporte bipodal com os pés afastados, em posição confortável, com a largura entre os pés sem ultrapassar a largura dos ombros e com os braços estendidos ao longo do corpo nas condições com e sem informação visual. A posição dos pés de cada participante foi marcada na plataforma para garantir o mesmo posicionamento dos pés entre as tentativas.

6.2.6 Procedimentos

Os participantes foram convidados e informados sobre os procedimentos e os objetivos do estudo. Na sessão experimental, os participantes assinaram o TCLE, responderam em forma de entrevista a anamnese e o IPAQ. Quando os critérios de inclusão do estudo foram atendidos os participantes realizaram a tarefa em postura bípede quieta nas condições com visão e sem visão.

Na condição com visão, os participantes foram instruídos a manter o olhar fixo a um alvo de dois centímetros de diâmetro fixado na parede a 1,80 m de distância e na altura dos olhos de cada participante. Na condição sem visão, os participantes tiveram os olhos vendados e foram instruídos a manter o posicionamento da cabeça como se estivessem olhando para o ponto fixo na parede. Todos os participantes foram instruídos a permanecer o mais imóvel possível durante o período de análise e que aguardassem o comando do avaliador para o início e término da tentativa.

6.2.7 Processamento de Dados

Todas as análises dos processamentos de dados foram realizadas pelo software *matlab* versão 11.1 (2011a). Os dados da plataforma de força foram adquiridos em a frequência 100Hz. A plataforma de força registrou os três componentes de força (F_x , F_y e F_z) e os três componentes de momento (M_x , M_y ,

Mz), sendo x, y e z as direções anteroposterior, médio-lateral e vertical, respectivamente. Inicialmente foi realizado a exclusão dos 10 s iniciais da série temporal decorrente do período inicial de adaptação do indivíduo na plataforma e assim, foi analisado apenas os 60 s subsequentes. Os componentes de forças e momentos foram filtrados por um filtro recursivo passa-baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte de 10Hz e depois esses componentes foram utilizados para calcular a posição do COP na direção anteroposterior (COPap) (equação 1) e médio-lateral (COPml) (equação 2). Sendo o zoff a constante (-1,632) fornecida pelo fabricante da plataforma (AMTI).

$$\text{Equação 12. } COP_{ap} = (My - (zoff * F_x)) / F_z$$

$$\text{Equação 13. } COP_{ml} = (M_x - (zoff * F_y)) / F_z$$

Em seguida, foi retirado a tendência do sinal do COPap e COPml. Após o cálculo do deslocamento do COP, foi derivada a variável de velocidade do COP. Posteriormente, foram extraídas as variáveis dependentes.

6.2.8 Variáveis do Estudo

As variáveis preditoras na análise fatorial e na análise discriminante foram: a) distância total (DT): soma da distância percorrida; b) distância total média (DTM): soma da distância percorrida resultante dos COPml e COPap a cada amostra (0.01s) dividido pelo tamanho da série temporal ($n^{\circ} \text{ s} \times 100 \text{ (Hz)}$); c) área (AREA): calculada por meio da elipse formada pelo comportamento do COP que abrange 95% dos dados do COP sendo que os dois eixos da elipse são calculados a partir das medidas de dispersão do sinal do COP; d) velocidade média total (VMT): média da somatória das velocidades instantâneas de cada amostra (0,01s). As variáveis derivadas separadamente para as direções anteroposterior (ap) e médio lateral (ml) foram: a) amplitude (AMPml e AMPap): diferença entre o maior e o menor valor da série temporal do deslocamento; b) *root means square* (RMSml e RMSap): raiz quadrada da média ao quadrado do intervalo de tempo 1 segundo para 100 amostras (Hz); c) desvio padrão (DPml e DPap): cálculo do desvio padrão da série temporal do deslocamento; d) velocidade média (VMml e VMap): média da somatória das velocidades instantâneas de cada amostra (0,01s); e) frequência média da potência do espectro (Fmediaap; Fmediaml): estimativa da frequência

média do sinal do COP; f) frequência mediana da potência do espectro (F50ap; F50ml): estimativa da frequência mediana do sinal do COP; g) banda de frequência em 80% da potência do espectro (F80ap; F80ml): banda de frequência que melhor caracteriza as alterações do sistema de controle postural

6.2.9 Análise Estatística

No primeiro momento foi calculada a média das três tentativas dos parâmetros do COP em cada condição visual. Em seguida, foi calculada a variação no comportamento de cada parâmetro do COP subtraindo os valores da condição com visão pelo parâmetro correspondente da condição sem visão.

A partir da variação de cada parâmetro, foram realizadas a Análise Fatorial Exploratória (AFE) e a Análise Discriminante. Os pressupostos e parâmetros utilizados na AFE foram: a) validade da amostra por meio do teste Kaiser-Meyer-Olkin (valor de referência entre 0,5 e 1,0); b) esfericidade de Bartlett ($p < 0,05$); c) carga fatorial: correlação do fator com o parâmetro do COP; d) Comunalidade: proporção da variância de um parâmetro do COP que é compartilhado com os fatores comuns na análise de fatores; e) Método dos Componentes Principais; e) Correlação do fator por meio do método de rotação VARIMAX.

Em seguida, foi realizada a análise discriminante utilizando o método de Lambda de Willk para identificar quais parâmetros do COP seriam capazes de discriminar significativamente os grupos. As matrizes de homogeneidade foram testadas usando teste Box's M de igualdade de covariância. A correlação canônica foi aplicada para medir a associação entre a função discriminante e o grupo de variáveis. Em seguida, a análise classificatória e a validação cruzada demonstraram a precisão da alocação para cada análise discriminante. A significância estatística foi estabelecida em 5% ($p < 0,05$). E o software estatístico utilizado foi SPSS (v. 20 e 23).

6.3 RESULTADOS

A AFE reduziu os 18 parâmetros do COP em dois componentes principais, sendo o primeiro componente composto por todos os parâmetros do COP no domínio do tempo (AMPap; AMPml; AREA; DT, DTM; RMSap; RMSml; DPap; DPml;

VMap; VMml e VMT) e o segundo componente composto pelos parâmetros do COP no domínio da frequência (F50ap; F50ml; F80ap; F80ml; Fmediaap; Fmediaml). A porcentagem de variância retida nos componentes foram: a) primeiro componente com total=4,82; variância=27%; cumulativo=27%; segundo componente com total=3,75; variância=21%; cumulativo=48%. Os dois componentes foram salvos como novas variáveis e foram utilizados para classificar os indivíduos.

Os participantes foram classificados em quatro grupos de acordo com a combinação do comportamento da oscilação postural dos dois componentes principais: a) grupo 1 (n=22): pessoas que aumentaram a oscilação postural nos dois componentes principais com a oclusão visual; b) grupo 2 (n=24): pessoas que reduziram a oscilação postural nos dois componentes principais; c) grupo 3 (n=25): pessoas que aumentaram a oscilação postural no primeiro componente principal e reduziram a oscilação postural no segundo componente principal; d) grupos 4 (n=26): pessoas que reduziram a oscilação postural no primeiro componente principal e aumentaram a oscilação postural no segundo componente principal.

Em seguida, foi realizada a Análise Discriminante, considerando todos os parâmetros do COP separados, para distinguir os grupos que foram criados a partir do comportamento dos parâmetros do COP frente à oclusão visual em postura bípede quieta. Os valores de homogeneidade das matrizes de covariância foram significantes ($p < 0,001$), porém os valores foram corrigidos utilizando as matrizes de covariância separadas por grupos ($p = 0,49$). Dos 18 parâmetros do COP, apenas a DT foi reprovada no teste de tolerância ($p < 0,001$).

Os valores de homogeneidade das matrizes de covariância das funções discriminantes canônicas foram $p = 0,65$. A análise discriminante gerou duas funções canônicas significativas: a) primeira função (F1): Willk's Lambda=0,1; W=195; gl=51; $p < 0,001$; b) segunda função (F2): Willk's Lambda=0,3; W=88,7; gl=32; $p < 0,001$. Os valores dos coeficientes padronizados da correlação canônica de análise discriminante nas duas funções significativas são relatados na tabela 19.

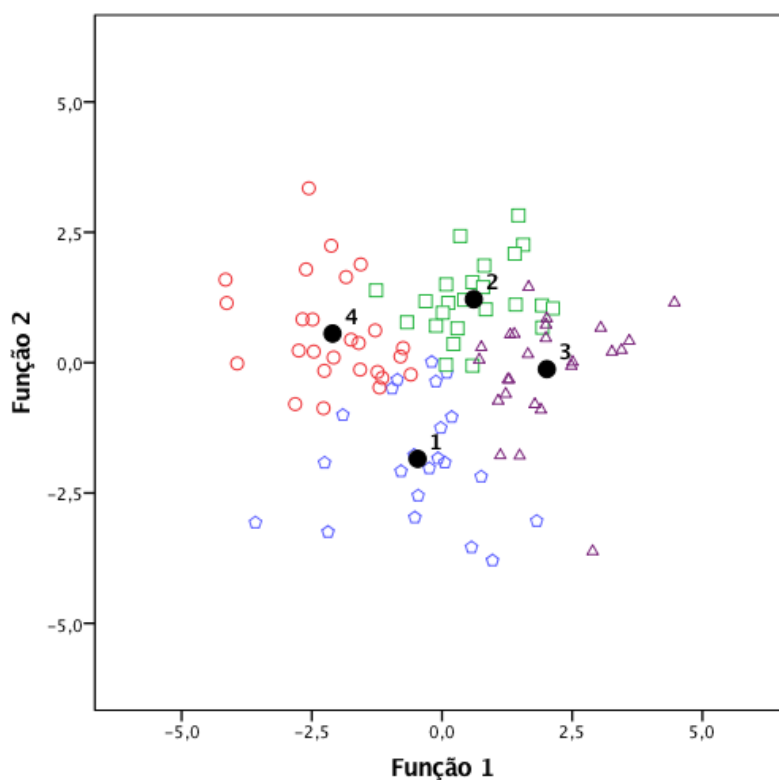
As duas funções discriminantes resultantes foram capazes de distinguir corretamente 91% dos participantes, sendo que a porcentagem específica em cada grupo foram: 91% no grupo 1; 96% no grupo 2; 84% no grupo 3; e 92% no grupo 4 (Figura 5). Além disso, a validação cruzada do modelo demonstrou que a capacidade de generalização das classificações corretas foi de 63,5%, ou seja, a

validação de cada caso foi classificada pelas funções derivadas de todos os casos diferentes desse caso.

Tabela 20. Coeficientes padronizados da correlação canônica das duas funções significantes.

Parâmetros do COP	Função 1	Função 2
AMPap	-0,377	-0,140
AMPml	0,336	-0,473
AREA	0,065	-0,004
DOT	-0,371	-0,118
RMSap	-0,022	0,591
RMSml	0,043	0,215
DPap	-0,115	0,001
DPml	-0,487	0,184
VMap	0,67	0,119
VMml	-0,137	0,167
VMT	0,129	0,351
F50ap	0,508	0,154
F50ml	0,291	-0,310
F80ap	0,337	0,677
F80ml	0,093	-0,072
Fmediaap	-0,243	-0,894
Fmediaml	0,287	0,890

Figura 5. Classificação dos grupos de acordo com as funções discriminantes canônicas.



Legenda: As figuras geométricas sem preenchimento representam os participantes do grupo 1 (pentágono), 2 (quadrado), 3 (triângulo) e 4 (círculo). Os círculos em preto representam os centroides de cada grupo.

6.4 DISCUSSÃO

O objetivo do estudo foi procurar identificar diferentes mecanismos de adaptação dos parâmetros do COP frente à oclusão visual na postura bípede quieta em adultos jovens. Os resultados mostraram que foi possível identificar quatro mecanismos de adaptação dos parâmetros do COP frente à oclusão visual em postura bípede. Ou seja, alguns indivíduos aumentaram a oscilação dos parâmetros do COP (grupo 1), enquanto outros indivíduos diminuíram a oscilação (grupo 2) e ainda, têm indivíduos que combinaram o aumento e a redução da oscilação dos parâmetros do COP em postura bípede quieta decorrente da ausência da informação visual (grupo 3 e 4).

Estes resultados são contrários aos estudos que mostraram que a oclusão visual em postura bípede quieta está relacionada apenas com o aumento da oscilação dos parâmetros de deslocamento médio, desvio padrão (VAN DER KOOIJ; CAMPBELL; CARPENTER, 2011), velocidade média, força na direção anteroposterior (LE CLAIR; RIACH, 1996), de deslocamento total (BLASZCZYK et al., 2009; CRUZ-GÓMEZ et al., 2011) e de área do COP (CRUZ-GÓMEZ et al., 2011). Por consequência, estes estudos relacionaram o aumento nos parâmetros do COP com instabilidade postural. No entanto, o aumento na oscilação postural em condições seguras da postura bípede quieta pode não representar piora de equilíbrio (PLATA; FRANK, WINTER, 1990). Por isso, diferentes respostas podem ser geradas para a manutenção da postura quieta com restrição de uma informação sensorial.

As informações do sistema visual integram o sistema sensorial durante o controle postural. Estas informações são utilizadas pelo sistema para fornecer uma referência externa e interna da dinâmica sensório-motora do corpo (HORAK; MACHPERSON, 1996; LEE; LISHMAN, 1977). Neste sentido, os estudos vêm demonstrando que a oclusão visual gera um declínio na estabilidade postural. Entretanto, mesmo com a ausência da informação visual os indivíduos conseguem manter a postura (CANDIDO et al., 2012; DUARTE; ZATSIORSKY, 2002; FAQUIN et al., 2018; LEE; LISHMAN, 1977; LEME; CANDIDO; OKAZAKI, 2018). Isso ocorre porque a abundância dessas informações garante a estabilidade do controle postural mesmo na deficiência de um sistema (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006). Além do mais, estes resultados podem ser explicados porque existe uma hierarquia dinâmica, na qual as diferentes fontes sensoriais contribuem de maneira particular devido à

restrição imposta ao sistema de controle postural (CANDIDO et al., 2012; FAQUIN et al., 2018). Assim, a dominância de um sistema de informação sensorial sobre o outro mostra ser dependente da tarefa, da disponibilidade de informações sensoriais e do indivíduo (CANDIDO et al., 2012; MEYER; ODDSSON; DE LUCA, 2004). Por isso, diferentes mecanismos adaptativos podem surgir em resposta a oclusão visual na manutenção da estabilidade em postura bípede quieta. Deste modo, inferir instabilidade postural a partir do comportamento de um parâmetro do COP talvez não seja a melhor estratégia para definir o complexo mecanismo de controle postural.

Os resultados confirmam que a especificidade de cada parâmetro do COP reproduz resultados diferentes (DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK; MACPHERSON, 1996). A divergência na seleção dos parâmetros do COP frente à oclusão postural, por exemplo, reforça que a escolha cuidadosa da medida mais adequada é essencial (LAFOND, 2006). Logo, analisar os parâmetros do COP de forma conjunta parece ser a melhor estratégia para compreender o controle postural (SCHUBERT et al., 2012; RAFAT et al., 2011). Desta forma, a análise fatorial baseada na abordagem dos componentes principais pode ser utilizada para reduzir o número de parâmetros (FIELD, 2009) preservando a variabilidade do sistema e assim, distinguindo a informação útil de um conjunto de dados (MOCHIZUKI; AMADIO, 2007). Consequentemente, considerar a natureza dos parâmetros do COP, como o domínio do tempo e o domínio da frequência pode ser uma estratégia de análise do controle postural em postura bípede quieta. Ademais, estes resultados explicam em parte as divergências entre a seleção dos parâmetros utilizados nos estudos.

A hipótese inicial H_8 de que seriam identificados dois mecanismos de adaptação, um mecanismo referente ao aumento na oscilação dos parâmetros do COP e outro mecanismo referente à diminuição na oscilação dos parâmetros do COP entre os participantes frente à oclusão visual foi parcialmente aceita, porque os resultados demonstraram quatro mecanismos de adaptação a partir do comportamento dos parâmetros do COP decorrente da ausência da informação visual. Ou seja, há dois grupos adicionais que combinam o aumento e a redução na oscilação postural em resposta a oclusão visual. A identificação e a confirmação por meio da análise discriminante de quatro diferentes mecanismos de adaptação demonstram que não existe uma resposta padrão para todos os indivíduos

decorrente desta restrição sensorial. Por conseguinte, existem várias possibilidades de adaptação que permitem a manutenção da postura mesmo com a ausência da informação visual. Portanto, a capacidade dinâmica e flexível do sistema de controle postural permite a adoção de diferentes mecanismos adaptativos em resposta a restrição imposta pela ausência das informações visuais em postura bípede quieta. Embora a generalização de nossas conclusões seja limitada pelas características dos participantes, esses resultados podem auxiliar na compreensão do controle postural como um fenômeno complexo do movimento humano. Compreender que as diferenças nos resultados de diferentes estudos a partir da mesma manipulação experimental estejam relacionadas à uma abordagem reducionista em selecionar um parâmetro do COP que não necessariamente tem poder para explicar todo o complexo mecanismo da manutenção da postura bípede quieta.

6.5 CONCLUSÃO

A análise discriminante identificou quatro diferentes mecanismos de ajustes posturais frente à oclusão visual, baseada no comportamento dos parâmetros do COP. Um grupo de indivíduos aumentou a oscilação dos parâmetros do COP. Outro grupo diminuiu a oscilação. O terceiro grupo aumentou a oscilação dos parâmetros do COP no domínio do tempo e diminuiu a oscilação dos parâmetros no domínio da frequência. O quarto grupo diminuiu a oscilação dos parâmetros do COP no domínio do tempo e aumentou a oscilação no domínio da frequência. Assim, não parece correto relacionar instabilidade postural decorrente da oclusão visual em postura bípede quieta com uma resposta padrão do comportamento dos parâmetros do COP. Portanto, uma análise conjunta dos parâmetros do COP parece ser a mais indicada para entender como o sistema de controle postural se organiza para lidar com a falta de informação visual e manter a postura.

7 CONCLUSÃO GERAL

O objetivo da presente tese foi analisar diferentes procedimentos de avaliação do controle postural na plataforma de força em postura bípede quieta com e sem informação visual em adultos jovens. Para tanto, foram realizados cinco estudos. O objetivo do primeiro estudo de revisão sistemática foi analisar o comportamento dos parâmetros do COP em função da duração da série temporal, das características antropométricas e/ou composição corporal, dos limites de estabilidade funcional e instabilidade postural no controle postural em postura bípede quieta. Os resultados mostraram que os parâmetros do COP são sensíveis à duração da série temporal e ao período de adaptação do indivíduo na plataforma e que as características antropométricas são relacionadas com os parâmetros do COP. Em especial, a estatura e a massa corporal foram indicadas como possíveis referenciais no procedimento de normalização dos parâmetros do COP. Embora alguns estudos tenham relacionado os limites de estabilidade com a postura bípede quieta, nenhum dos estudos analisados utilizou os limites de estabilidade como um referencial no procedimento de normalização na postura bípede quieta. Os estudos relacionaram o aumento dos parâmetros do COP com instabilidade na postura bípede quieta. Por conseguinte, esta revisão sistemática permitiu elucidar as lacunas e as divergências entre os estudos e, assim, fundamentar e direcionar os estudos experimentais subsequentes.

O objetivo do segundo estudo (Experimento I) foi comparar os parâmetros do COP entre diferentes durações de séries temporais (30, 60, 120 e 180 s) e períodos iniciais de adaptação (0, 5, 10 e 20 s) no controle postural em postura bípede quieta com e sem informação visual em adultos jovens. Os resultados demonstraram que os parâmetros do COP foram influenciados pela duração da série temporal e pelo período inicial de adaptação e apenas os parâmetros de velocidade e os parâmetros de frequência na direção anteroposterior foram influenciados pela oclusão da visão. Desta forma, os resultados demonstraram que quanto menor a série temporal maior deverá ser o período de adaptação excluído da análise. Neste sentido, foram sugeridos o período de adaptação de 5 s em séries temporais de 120 e 180 s, o período de adaptação de 10 s em séries temporais de 60 s e o período de adaptação de 20 s em séries temporais de 30 s. Além disso, os resultados mostraram que a seleção no período de análise depende da estabilidade do

comportamento dos parâmetros de modo que os valores dos parâmetros baseados em uma duração mais longa não renderiam mais nenhuma informação. Por isso, foram recomendadas avaliações posturográficas com períodos de coleta de 70 s, sendo excluídos da análise os 10 s iniciais decorrente da adaptação do indivíduo na plataforma de força, e analisada a série temporal subsequente de 60 s.

O objetivo do terceiro estudo (Experimento II) foi testar a relação entre os parâmetros do centro de pressão em postura bípede quieta e as características antropométricas (estatura, massa corporal, índice de massa corporal, circunferência de cintura, circunferência de quadril, relação cintura e quadril, e área da base de suporte (bordas dos pés) nas condições com e sem visão em adultos jovens. Os resultados mostraram a relação fraca entre os parâmetros do COP na direção anteroposterior de velocidade média na condição com visão com massa corporal, amplitude e velocidade médias na condição sem visão e frequência de 80% e frequência média na condição com visão com circunferência de cintura. Estes resultados sugerem que a oscilação na direção anteroposterior está relacionada com a estratégia de controle do tornozelo adotada na postura ereta de adultos jovens e que a circunferência de cintura é uma medida referencial da posição do tronco no espaço em postura bípede. Na condição com visão, a velocidade média se relacionou com a massa corporal. Porém, na condição sem visão a velocidade média se relacionou com circunferência de cintura. Esses resultados foram explicados pela alteração no quadro de referências do sistema de controle postural decorrente da oclusão visual. Além disso, os procedimentos de normalização desses parâmetros do COP baseados nas respectivas características antropométricas inclusas na análise de RLM não mostraram interpretações distintas dos resultados na comparação entre homens e mulheres em grupos com características homogêneas. As características antropométricas não foram variáveis intervenientes na análise do controle postural de postura bípede quieta em adultos jovens.

O objetivo do quarto estudo (Experimento III) foi testar a utilização dos limites de estabilidade funcional como referenciais no procedimento de normalização dos parâmetros do COP em postura bípede quieta nas condições com e sem visão em homens e mulheres adultos jovens. Os resultados demonstraram que o procedimento de normalização baseado nos limites de estabilidade alterou as magnitudes de significância entre os dados não normalizados e normalizados. Tais alterações foram capazes de identificar ausência de significância nos dados não

normalizados ($p>0,05$) e significância para os dados normalizados ($p<0,05$) nos parâmetros do COP de distância média, distância total, velocidade média total e identificar o comportamento inverso da velocidade média anteroposterior de com significância nos dados não normalizados ($p<0,05$) e ausência de significância para os dados normalizados ($p>0,05$). Estes resultados indicam que o procedimento de normalização baseado nos limites de estabilidade pode modificar a magnitude das significâncias e eliminar diferenças interindividuais referente a capacidade de utilizar os limites máximos de estabilidade funcional e, assim, destacar os efeitos de sexo e informação visual.

O objetivo do quinto estudo (Experimento IV) foi identificar diferentes mecanismos de adaptação dos parâmetros do COP frente à oclusão visual na postura bípede quieta em adultos jovens. Os resultados da análise discriminante identificaram quatro diferentes mecanismos de adaptação. Desta forma, os indivíduos foram divididos em quatro grupos de acordo com os mecanismos adotados em resposta a ausência da informação visual, a saber: a) grupo 1: indivíduos que aumentaram a oscilação dos parâmetros do COP; b) grupo 2: indivíduos que diminuíram a oscilação dos parâmetros do COP; c) grupo 3: indivíduos que aumentaram a oscilação dos parâmetros do COP no domínio do tempo e diminuíram a oscilação dos parâmetros do COP no domínio da frequência; d) grupo 4: indivíduos que diminuíram a oscilação dos parâmetros do COP no domínio do tempo e aumentam a oscilação dos parâmetros do COP no domínio da frequência. A partir desses resultados foi possível compreender que a instabilidade postural decorrente da oclusão visual em postura bípede quieta não está relacionada com uma resposta padrão de aumento da oscilação dos parâmetros do COP. Deste modo, a análise conjunta dos parâmetros do COP é mais indicada para entender como o sistema de controle postural se reorganiza para lidar com a falta de informação visual e, assim, manter a postura adotando diferentes mecanismos de controle.

Em síntese, os diferentes procedimentos de avaliação do controle postural na plataforma de força que foram manipulados nos três primeiros estudos experimentais auxiliaram no direcionamento da padronização dos métodos nos estudos de controle postural em postura bípede quieta para minimizar a variabilidade intra-individual e interindividual nos parâmetros do COP em adultos jovens. A realização do último estudo apresentou uma nova abordagem para entender as

divergências entre os estudos decorrentes da mesma manipulação experimental e, assim, compreender as alterações nos mecanismos de controle postural em postura bípede quieta decorrente da oclusão visual em adultos jovens. Portanto, os diferentes procedimentos de avaliação posturográfica, como por exemplo, a padronização na seleção do período de análise e o controle de variáveis intervenientes por meio de um procedimento de normalização podem minimizar a variabilidade do comportamento dos parâmetros do COP e conseqüentemente, auxiliar na compreensão de como os diferentes comportamentos dos parâmetros do COP refletem os mecanismos de controle postural em postura bípede quieta com e sem informação visual de adultos jovens.

REFERÊNCIAS

ALLARD, P.; NAULTY, M.L.; HINSEY, S.; LEBLANC, R.; LABELLE, H. Relationship between morphologic somatotypes and standing posture equilibrium. **Annals of human biology**, 2009.

ALONSO, A. C.; MOCHIZUKI, L.; LUNA, N.M.S.; AYAMA, S.; CANONICA, A.C.; GREVE, J.M.D.A. Relation between the Sensory and Anthropometric Variables in the Quiet Standing Postural Control: Is the Inverted Pendulum Important for the Static Balance Control?. **BioMed Research International**, v. 2015, 2015.

AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. The biomechanics in physical education and sports. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 25, n. SPE, p. 15-24, 2011.

AMIRIDIS, I. G.; HATZITAKI, V.; ARABATZI, F. Age-induced modifications of static postural control in humans. **Neuroscience Letters**, v.350, n.3, p.137-140, 2003.

ARGATOV, I. A subject-specific postural instability parameter. **Gait & Posture**, v. 37, n. 1, p. 141-143, 2013.

BALLINGER, G. A. Using Generalized Estimating Equations for Longitudinal Data Analysis. **Organizational Research Methods**, v. 7, n. 2, p. 127–150, 29 abr. 2004.

BECK, T. W. The importance of a priori sample size estimation in strength and conditioning research. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 27, n. 8, p. 2323-2337, 2013.

BLASZCZYK, J. W.; CIÉSLINSKA-SWIDER, J. PLEWA, M.; ZAHORSKA-MARKIEWICZ, B.; MARKIEWICZ, A. Effects of excessive body weight on postural control. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 9, p. 1295-1300, 2009.

BLASZCZYK, J. W.; LOWE, D. L.; HANSEN, P. D. Ranges of postural stability and their changes in the elderly. **Gait & Posture**, v. 2, n. 1, p. 11-17, 1994.

CANDIDO C. R. C.; FAQUIN, B. S. GUIDOTTI, F. J.; PORTO, A. B.; OKAZAKI, V. H. A. Effect of visual occlusion on dynamic balance on installable platform. **FIEP Bulletin On-line [In Portuguese]**, v. 82 (2): 347-350, 2012.

CANDIDO, C. R. C.; FAQUIN, B. S.; OKAZAKI, V. H. A. Analysis of the constrained action hypothesis and the effect of the focus of attention in balance on unstable platform [In Portuguese]. **Revista da Educação Física/UEM**, v. 23(4): 655-662, 2012.

CARPENTER, M. G.; FRANK, J. S.; WINTER, D. A.; PEYSAR, G.W. Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. **Gait & Posture**, v. 13, n. 1, p. 35-40, 2001.

CASTELANI, R. A.; OLIVEIRA, T. F. D.; FAQUIN, B. S.; DASCAL, J. B.; MARQUES, I.; OKAZAKI, V. H. A. Analysis of dynamic balance in practitioners of classical ballet, of ballroom and non-practitioners of dance [in Portuguese]. **Revista da Educação Física/UEM**, v. 25(4): 597-607, 2014.

CENCIARINI, M.; PETERKA, R. J. Stimulus-dependent changes in the vestibular contribution to human postural control. **Journal of neurophysiology**, v. 95, n. 5, p. 2733-2750, 2006.

CHIARI, L.; ROCCHI, L.; CAPPELLO, A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 9, p. 666-677, 2002.

COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. 2. ed. New Jersey: Lawrence Earlbaum, 1988.

CRUZ-GOMEZ, N. S.; PLASCENCIA, G.; VILLANUEVA-PADRÓN, L.A.; JÁUREGUI-RENAUD, K. Influence of obesity and gender on the postural stability during upright stance. **Obesity Facts**, v. 4, n. 3, p. 212-217, 2011.

CUI, J. QIC program and model selection in GEE analyses - Google Acadêmico.

Stata Journal, v. 7, n. 2, p. 209–220, 2007.

DIENER, H. C.; DICHGANS, J.; BACHER, M.; GOMPF, B. Quantification of postural sway in normal and patients with cerebellar diseases. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 57, n. 2, p. 134-142, 1984.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática**. Tese (Livre Docência na área de Biomecânica), EEFÉ USP, São Paulo- SP, 2000.

DUARTE, M. FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. On the fractal properties of natural human standing. **Neuroscience Letters**, v.283, n.3, p.173-176, 2000.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V.M. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. **Experimental Brain Research**, v.146, n.1, p. 60-69, 2002.

FAQUIN, B. S.; CANDIDO, C.R.C.; MOCHIZUKI, L.; OKAZAKI, VH.A. Effects of visual and vestibular informatio on gait spactial perception. **Human Movement**, v. 9(2): 39-45. 2018.

FIELD, Andy. **Descobrimdo a estatística usando o SPSS-2**. Bookman Editora, 2009.

FIORETTI, S.; SCOCCO, M.; LADISLAO, L.; GHETTI, G.; RABINI, R.A. Identification of peripheral neuropathy in type-2 diabetic subjects by static posturography and linear discriminant analysis. **Gait & Posture**, v. 32, n. 3, p. 317-320, 2010.

GYLLENSTEN, A. L.; HUI-CHAN, C. W. Y; TSANG, W. W. N. Stability limits, single-leg jump, and body awareness in older Tai Chi practitioners. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 91, n. 2, p. 215-220, 2010.

HAIR, J. F.; BLACK, W.C.; BABIN, B.J.; ANDERSON, R.E.; TATHAM, R.L. **Análise multivariada de dados**. 6ª ed. Porto Alegre; Bookman, 2009.

HASAN, S. S.; ROBIN, D. W.; SZUKUS, D. C.; ASHMEAD, D. H.; PETERSON, S. W.; SHIAMI, R. G. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part II: Amplitude and frequency data. **Gait & Posture**, v. 4, n. 1, p. 11-20, 1996.

HORAK F. B.; SHUPERT, C. L.; MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. **Neurobiology and Aging**, v.10, n.6, p.727–738, 1989.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, v.35-S2, n. Suppl 2, p.ii7–ii11, 2006.

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural orientation and equilibrium, In: ROWELL, L. B.; SHERPHERD, J.T. (Ed). **Handbook of physiology: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts**. New York: Oxford American Physiological Society. P. 255-92, 1996.

JBABDI, M.; BOISSY, P.; HAMEL, M. Assessing control of postural stability in community-living older adults using performance-based limits of stability. **BMC Geriatrics**, v. 8, n. 1, p. 1, 2008.

KIM, J.; KWON, Y.; CHUNG, H.Y.; KIM, C.S.; EOM, G.M.; JUN, J.H.; PARK, B.K. Relationship between body factors and postural sway during natural standing. **International Journal of Precision Engineering and Manufacturing**, v. 13, n. 6, p. 963-968, 2012.

KIM, J.W.; KWON, Y.R.; JEON, H.M.; EOM, G.M.; CHO, Y.B. Gender-difference in the relationship between postural sway and body factors during quiet standing in the elderly. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**, v. 14, n. 06, p. 1440008, 2014.

KING, M. B.; JUDGE, J. O.; WOLFSON, L. Functional base of support decreases with age. **Journal of Gerontology**, v. 49, n. 6, p. M258-M263, 1994.

LAFOND, D. Reliability of center of pressure measures of postural steadiness. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, n. 2, p. 308, 2006.

LE CLAIR, K.; RIACH, C. Postural stability measures: what to measure and for how long. **Clinical Biomechanics**, v. 11, n. 3, p. 176-178, 1996.

LEE, D. N.; LISHMAN, J. R. Vision- The most efficient source of proprioceptive: information for balance control. **Agressologie**, v.18 (A), p.83-94, 1977.

LEME, J. C.; CANDIDO, C. R. C.; OKAZAKI, V. H. A. Effect of visual occlusion and light touch on dynamic postural balance on an unstable platform in elderly and young adult women. **Journal of Physical Education**, v. 29, p. 1-11, 2018.

MATSUDO, S.; ARAÚJO, T.; MATSUDO, V.; ANDRADE, D.; ANDRADE, E.; OLIVEIRA, E.; BRAGGION, G. Questionário internacional de atividade física (IPAQ): estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil; International physical activity questionnaire (IPAQ): study of validity and reliability in Brazil. **Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde**, v. 6, n. 2, p. 05-18, 2001.

MEYER P.F., ODDSSON L.I. DE LUCA C.J. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. **Experimental Brain Research**, v.156, n.4, p.505-512, 2004.

MOCHIZUKI, L. ; AMADIO, A. C. As informações sensoriais para o controle postural. *In*. **Fisioterapia em Movimento**, v.19, n.2, p.11-18, 2006.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. A aplicação da análise dos componentes principais para o estudo do controle postural. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 21, n. 1, p. 69-80, 2007.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação

entre o centro de massa e o centro de pressão. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v.3, n.3, p.77–83, 2003.

OIE, K. S.; KIEMEL, T.; JEKA, J. J. Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. **Cognitive Brain Research**, v.14, n.1, p.164-76, 2002.

OLIVEIRA, J. M. Statokinesigram normalization method. **Behavior Research Methods**, p. 1-8, 2016.

OLIVEIRA, T. F. D.; VIEIRA, J. L. L.; SANTOS, A.; OKAZAKI, V. H. A. Dynamic balance in teenagers with down syndrome and teenagers with typical development [in Portuguese]. **Motriz**, 19(2): 378-390, 2013.

PATLA, A.; FRANK, J.; WINTER, D. A. Assessment of balance control in the elderly: major issues. **Physiotherapy Canada**, v. 42, n. 2, p. 89-97, 1990.

PETERKA, R. J. Sensorimotor integration in human postural control. **Journal of neurophysiology**, v. 88(3): 1097-1118, 2002.

PIIRTOLA, M.; ERA, P. Force platform measurements as predictors of falls among older people – a review. **Gerontology**, v.52, n.1, p.1–16, 2006.

PINSAULT, N.; VUILLERME, N. Test–retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. **Medical Engineering & Physics**, v. 31, n. 2, p. 276-286, 2009.

RAFAT, S.; JANUSZ, M.; WIESTAW, O.; ROBERT, S. Test-retest reliability of measurements of the center of pressure displacement in quiet standing and during maximal voluntary body leaning among healthy elderly men. **Journal of Human Kinetics**, v. 28, p. 15-23, 2011.

RUHE, A.; FEJER, R.; WALKER, B. The test–retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions—a systematic review of the literature. **Gait**

& Posture, v. 32, n. 4, p. 436-445, 2010.

SCHUBERT, P.; KIRCHNER, M. ; SCHMIDTBLEICHER, D.; HAAS, C.T. About the structure of posturography: Sampling duration, parametrization, focus of attention (part I). **Journal of Biomedical Science and Engineering**, v. 5, n. 9, p. 496, 2012.

SCOPPA, F.; CAPRA, R.; GALLAMINI, M. SHIFFER, R. Clinical stabilometry standardization: basic definitions–acquisition interval–sampling frequency. **Gait & Posture**, v. 37, n. 2, p. 290-292, 2013.

SIQUEIRA, F. M. S.; GERALDES, A. A. R. Influência do estado nutricional, distribuição da gordura corporal e força muscular na estabilometria de idosas. **Revista de Nutrição**, v. 28, n. 6, p. 581-596, 2015.

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K.; SILVERMAN, S. J. **Métodos de Pesquisa em Atividade Física**. 6ª edição. Porto Alegre. Artmed, 2012.

VAN DER KOOIJ, H.; CAMPBELL, A. D.; CARPENTER, M. G. Sampling duration effects on centre of pressure descriptive measures. **Gait & Posture**, v. 34, n. 1, p. 19-24, 2011.

VAN WEGEN, E. E. H.; VAN EMMERIK, R. E. A.; RICCIO, G. E. Postural orientation: age-related changes in variability and time-to-boundary. **Human movement science**, v. 21, n. 1, p. 61-84, 2002

WANG, B.-S.; WANG, X.-J.; GONG, L.-K. The Construction of a Williams Design and Randomization in Cross-Over Clinical Trials Using SAS. **Journal of Statistical Software**, v. 29, n. 1, p. 1–10, 2009.

WILLIAMS, E. Experimental Designs Balanced for the Estimation of Residual Effects of Treatments. **Australian Journal of Chemistry**, v. 2, n. 2, p. 149, 1949.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**, v. 3, n. 4, p. 193-214, 1995.

APÊNDICES

APÊNDICE A - ANAMNESE

1- Identificação

Nome completo: _____

Data de nascimento ___/___/_____

Idade: _____

Endereço: _____ nº _____ complemento _____

Bairro: _____

Cidade: _____ Estado: _____

CEP: _____

Fone residencial: _____ Celular: _____

E-mail: _____

2- Histórico de saúde

a) Faz uso de medicamento contínuo? ___ sim ___ não.

Qual? _____

b) Está fazendo uso de algum medicamento atualmente? ___ sim ___ não

Qual? _____

c) Tem algum histórico de lesão nos membros inferiores? ___ sim ___ não

Qual? _____

d) Tem algum histórico de lesão no tronco? ___ sim ___ não

Qual? _____

e) Possui algum comprometimento funcional do sistema sensorial (visual, vestibular, somatossensorial)? ___ sim ___ não

Qual? _____

APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Projeto de pesquisa: **ANÁLISE DA DURAÇÃO DA SÉRIE TEMPORAL, PROCEDIMENTOS DE NORMALIZAÇÃO E PADRÕES DE COMPORTAMENTO DOS PARÂMETROS DO CENTRO DE PRESSÃO NO CONTROLE POSTURAL EM POSTURA BÍPEDE QUIETA COM E SEM INFORMAÇÃO VISUAL EM ADULTOS JOVENS.**

Prezado (a) Senhor (a):

Gostaríamos de convidá-lo (a) para participar da pesquisa “**Análise da duração da série temporal, procedimentos de normalização e padrões de comportamento dos parâmetros do centro de pressão no controle postural em postura bípede quieta com e sem informação visual em adultos jovens**”, a ser realizada no Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina. O objetivo da pesquisa é analisar a duração da série temporal, dos procedimentos de normalização e dos padrões de comportamento dos parâmetros do centro de pressão no controle postural em postura bípede quieta com e sem informação visual em adultos jovens. Para atender o objetivo geral, a pesquisa será composta por quatro estudos. O objetivo do primeiro estudo é analisar diferentes períodos da série temporal no comportamento dos parâmetros do centro de pressão em postura bípede quieta nas condições com e sem informação visual em adultos jovens (Experimento I). O objetivo do segundo estudo é analisar a relação entre os parâmetros do centro de pressão em postura bípede quieta e características antropométricas nas condições com e sem informação visual em adultos jovens (Experimento II). O objetivo do terceiro estudo é analisar a relação entre os parâmetros do centro de pressão na postura bípede quieta e os limites de estabilidade funcional anteroposterior e médio-lateral nas condições com e sem informação visual em adultos jovens (Experimento III). Por fim, o objetivo do quarto estudo é identificar diferentes agrupamentos do comportamento dos parâmetros do centro de pressão com padrões de oscilação postural semelhantes na postura bípede quieta com e sem a informação visual em adultos jovens. Sua participação é muito importante e ela acontecerá em uma sessão experimental.

Na sessão experimental, você assinará o TCLE, responderá em forma de entrevista, uma anamnese com informações pessoais e histórico de saúde e um questionário sobre o nível de atividade física. Se os critérios de inclusão no estudo

forem atendidos, serão mensuradas as características antropométricas (massa corporal, estatura, circunferência cintura e tamanho da base de suporte). Em seguida, você realizará duas tarefas de equilíbrio: a) a primeira tarefa será permanecer em pé na postura bípede quieta durante 200 s na base de apoio bipodal com os pés afastados, aproximadamente na largura dos ombros e braços estendidos ao longo do corpo; b) a segunda tarefa será realizar a inclinação voluntária máxima para frente, trás, direita e esquerda, sem desequilibrar, sem perder o contato dos pés com a superfície e manter-se nestas posições o mais imóvel possível por 5 s. Ambas as tarefas serão realizadas nas condições com e sem visão, sendo que na condição sem visão, será utilizada uma venda preta nos olhos. A sessão experimental será realizada no Laboratório de Biomecânica do Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina.

Esclarecemos que sua participação é totalmente voluntária, podendo você: recusar-se a participar, ou mesmo desistir a qualquer momento, sem que isto acarrete qualquer ônus ou prejuízo à sua pessoa. Esclarecemos, também, que suas informações serão utilizadas somente para os fins desta pesquisa e futuras pesquisas e serão tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade. Esclarecemos ainda, que você não pagará e nem será remunerado (a) por sua participação. Garantimos, no entanto, que todas as despesas de transporte serão ressarcidas, quando devidas e decorrentes especificamente de sua participação na pesquisa.

Os benefícios esperados são contribuir para uma padronização dos procedimentos metodológicos na análise do controle postural por meio da plataforma de força e assim, reduzir a variabilidade intra e interindividual do centro de pressão, bem como, a divergência entre os parâmetros do centro de pressão selecionados nos diferentes estudos. Portanto, estes estudos poderão facilitar a aplicação da posturografia no contexto prático de profissionais que atuam com o equilíbrio postural. Quanto aos riscos, o presente estudo apresenta riscos indiretos de dimensão física. Na realização da tarefa de postura bípede quieta os riscos esperados estão relacionados a danos musculares, como dor e e cansaço físico. Para minimizar estes riscos serão realizados intervalos de descanso de um minuto entre as as tentativas, de dois minutos entre as condições (com visão e sem visão) e cinco minutos entre as tarefas. Na tarefa de inclinação voluntária máxima, os riscos esperados são dor muscular, cansaço e desestabilidade do equilíbrio, seguido de

queda. Para minimizar a dor muscular e o cansaço serão realizados intervalos de descanso de um minuto entre as tentativas, dois minutos entre as direções de inclinação e 2 minutos entre as condições visuais. Para impedir o risco de queda terá um avaliador na direção das inclinações para segurar o avaliado caso seja necessário. Qualquer indicativo de dano significativos a você, participante da pesquisa, previsto ou não no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, o sistema CEP/CONEP será comunicado imediatamente. Os pesquisadores envolvidos comprometem-se a realizar assistência médica imediata e se responsabilizam pela assistência integral no que se refere às complicações e danos decorrentes da pesquisa.

Caso você tenha dúvidas ou necessite de maiores esclarecimentos poderá nos contatar: **Cristiane Regina Coelho Candido, Rua Abdala Jabur, 85 apto 32, Jardim Andrade, Londrina, Paraná, telefone (43) 33044633 ou (43) 96242694 ou email: criscoelhoul@hotmail.com**, ou procurar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina, situado junto ao LABESC – Laboratório Escola, no Campus Universitário, telefone 3371-5455, e-mail: cep268@uel.br.

Este termo deverá ser preenchido em duas vias de igual teor, sendo uma delas devidamente preenchida, assinada e entregue a você.

Londrina, ____ de _____ de 201__.

Pesquisador Responsável

RG: 33.511.993-1

_____ (NOME POR EXTENSO DO PARTICIPANTE DA PESQUISA), tendo sido devidamente esclarecido sobre os procedimentos da pesquisa, concordo em participar **voluntariamente** da pesquisa descrita acima.

Assinatura (ou impressão dactiloscópica): _____

Data: _____

APÊNDICE C- DECLARAÇÃO DE CONCORDÂNCIA DOS SERVIÇOS ENVOLVIDOS E/OU DE INSTITUIÇÃO

Londrina, 05 de abril de 2017

Ilma. Sra. Profa. Dra. Alexandrina Aparecida Maciel Cardelli
Coordenadora do CEP/UEL

Senhora Coordenadora

Declaramos que nós, do Centro de Educação Física e Esporte da UEL, estamos de acordo com a condução do projeto de pesquisa “**Análise da duração da série temporal, procedimentos de normalização e padrões de comportamento dos parâmetros do centro de pressão no controle postural em postura bípede quieta com e sem informação visual em adultos jovens**”, sob a responsabilidade de Cristiane Regina Coelho Candido e orientação do professor Dr. Victor Hugo Alves Okazaki, nas nossas dependências, tão logo o projeto seja aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina, até o seu final em fevereiro de 2018.

Estamos cientes que as unidades de análise da pesquisa serão (homens e mulheres de 18 a 35 anos de idade) bem como de que o presente trabalho deve seguir a Resolução 466/2012 do CNS e complementares.

Atenciosamente,

Helio Serassuelo Junior
Diretor do Centro de Educação Física e
Esporte- UEL

ANEXOS

ANEXO A - QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ):
FORMA CURTA

Nome: _____

Data: ___/___/___ Idade: _____ Sexo: F() M()

Você trabalha de forma remunerada: () Sim () Não

Quantas horas você trabalha por dia: _____

Quantos anos completos você estudou: _____

De forma geral sua saúde está:

() Excelente () Muito boa () Boa () Regular () Ruim

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação às pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física em **uma semana NORMAL, USUAL ou HABITUAL**. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são MUITO importantes. Por favor responda cada questão, mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre que:

- Atividades físicas VIGOROSAS são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar MUITO mais forte que o normal.
- Atividades físicas MODERADAS são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar UM POUCO mais forte que o normal.

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza por **pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez.

1 a. Em quantos dias de uma semana normal, você realiza atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que faça você suar **BASTANTE** ou aumentam **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

Dias _____ por SEMANA () Nenhum

1b. Nos dias em que você faz essas atividades vigorosas por **pelo menos 10 minutos contínuos**, quanto tempo no total você gasta fazendo essas atividades **por dia**?

Horas: _____ minutos: _____

2 a. Em quantos dias de uma semana normal, você realiza atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que faça você suar leve ou aumentam **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

Dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

2b. Nos dias em que você faz essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gasta fazendo essas atividades por dia?

Horas _____ minutos _____

3 a. Em quantos dias de uma semana normal você caminha por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

Dias _____ por SEMANA () Nenhum

3 b. Nos dias em que você caminha por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gasta caminhando por dia?

Horas _____ minutos _____

4 a. Estas últimas perguntas são em relação ao tempo que você gasta sentado ao todo no trabalho, em casa, na escola ou faculdade e durante o tempo livre. Isto inclui o tempo que você gasta sentado no escritório ou estudando, fazendo lição de casa, visitando amigos, lendo e sentado ou deitado assistindo televisão.

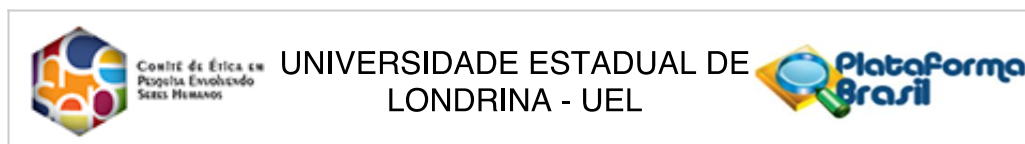
Quanto tempo por dia você fica sentado em um dia da semana?

Horas _____ minutos _____

4b. Quanto tempo por dia você fica sentado no final de semana?

Horas _____ minutos _____

ANEXO B - FOLHA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS.



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Análise da duração da série temporal, procedimentos de normalização e padrões de comportamento do centro de pressão no controle postural em postura bípede quieta com e sem informação visual em adultos jovens.

Pesquisador: Cristiane Regina Coelho Candido

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 67231517.0.0000.5231

Instituição Proponente: CEFE - PROGRAMA DE PÓS - GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA UEM/UEL

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.104.372

Apresentação do Projeto:

Uma sessão experimental com aproximadamente 40 minutos: assinatura do TCLE; preenchimento de uma anamnese com informações pessoais e histórico de saúde e um questionário sobre o nível de atividade física; mensuração das características antropométricas (massa corporal, estatura, circunferência cintura e tamanho da base de suporte); realização de três tentativas da tarefa de postura bípede quieta durante 200 segundos na base de apoio bipodal com os pés afastados, aproximadamente na largura dos ombros e braços estendidos ao longo do corpo; realização de três tentativas da tarefa de inclinação voluntária máxima nas direções anteroposterior e médio-lateral, sem desequilíbrio, sem perda de contato dos pés com a superfície e a manutenção nestas posições, o mais imóvel possível, por 5 segundos nas condições com e sem informação visual.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Analisar a duração da série temporal, do procedimento de normalização e dos padrões de comportamento dos parâmetros do COP no controle postural em postura bípede quieta com e sem informação visual em adultos jovens.

Objetivo Secundário:

a) Analisar diferentes períodos da série temporal no comportamento dos parâmetros do COP em

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

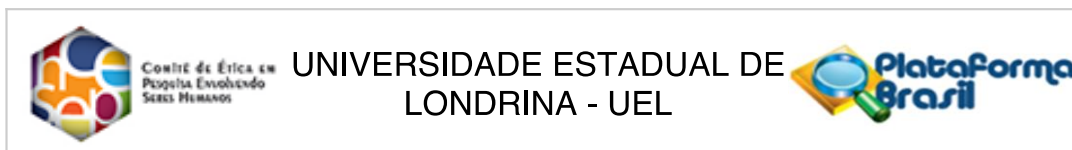
UF: PR

Telefone: (43)3371-5455

Município: LONDRINA

CEP: 86.057-970

E-mail: cep268@uel.br



Continuação do Parecer: 2.104.372

- postura bípede quieta nas condições com e sem informação visual em adultos jovens (Experimento I);
- b) Analisar a relação entre os parâmetros do COP em postura bípede quieta e características antropométricas nas condições com e sem informação visual em adultos jovens (Experimento II);
- c) Analisar a relação entre os parâmetros do COP na postura bípede quieta e os limites de estabilidade funcional anteroposterior e médio-lateral nas condições com e sem informação visual em adultos jovens (Experimento III);
- d) Identificar diferentes agrupamentos do comportamento dos parâmetros do COP com padrões de oscilação postural semelhantes na postura bípede quieta com e sem a informação visual em adultos jovens (Experimento IV).

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Redação dos riscos e benefícios feita de forma clara e precisa.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Não há.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O TCLE contém todos os elementos que devem estar presentes para o completo entendimento do participante.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Todas as pendências solicitadas nas duas versões anteriores foram providenciadas.

Considerações Finais a critério do CEP:

Prezado (a) Pesquisador (a),

Este é seu parecer final de aprovação, vinculado ao Comitê de Ética em Pesquisas Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina. É sua responsabilidade imprimi-lo para apresentação aos órgãos e/ou instituições pertinentes.

Coordenação CEP/UEL.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P	02/06/2017		Aceito

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

CEP: 86.057-970

UF: PR

Município: LONDRINA

Telefone: (43)3371-5455

E-mail: cep268@uel.br



Comitê de Ética em
Pesquisa Envolvendo
Seres Humanos

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
LONDRINA - UEL



Continuação do Parecer: 2.104.372

Básicas do Projeto	ETO_881281.pdf	08:17:31		Aceito
Folha de Rosto	folha_de_rosto_2.pdf	24/05/2017 08:01:05	Cristiane Regina Coelho Candido	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.docx	24/05/2017 07:58:50	Cristiane Regina Coelho Candido	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.docx	19/05/2017 09:26:38	Cristiane Regina Coelho Candido	Aceito
Cronograma	Cronograma.docx	19/05/2017 09:25:19	Cristiane Regina Coelho Candido	Aceito
Declaração de Pesquisadores	CarimboDeclaracaoEtica.pdf	12/04/2017 13:47:54	Cristiane Regina Coelho Candido	Aceito
Declaração de Pesquisadores	declaracaocristiane.pdf	11/04/2017 19:34:12	Cristiane Regina Coelho Candido	Aceito
Declaração de Pesquisadores	declaracaovictor.pdf	11/04/2017 19:33:14	Cristiane Regina Coelho Candido	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	declaracaoconcordancia.pdf	11/04/2017 19:32:49	Cristiane Regina Coelho Candido	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

LONDRINA, 07 de Junho de 2017

Assinado por:

Alexandrina Aparecida Maciel Cardelli
(Coordenador)

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR

Telefone: (43)3371-5455

Município: LONDRINA

CEP: 86.057-970

E-mail: cep268@uel.br