

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
ESCOLA POLITÉCNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

THAYANE CLAUDINO DOS SANTOS

**ESTRATÉGIAS MULTI-ARTICULARES PARA MANUTENÇÃO DA
POSTURA ERETA QUIETA PÓS ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL (AVC)**

CURITIBA

2021

THAYANE CLAUDINO DOS SANTOS

**ESTRATÉGIAS MULTI-ARTICULARES PARA MANUTENÇÃO DA
POSTURA ERETA QUIETA PÓS ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL (AVC)**

Dissertação de Mestrado apresentada ao programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde (PPGTS), na linha de Bioengenharia da Escola Politécnica, da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de mestre em Tecnologia em Saúde.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Elisangela Ferretti Manffra.

Coorientadora: Prof.^a Dr.^a Ana Paula Cunha Loureiro.

CURITIBA

2021

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central
Pamela Travassos de Freitas – CRB 9/1960

S237e
2021 Santos, Thayane Claudino dos
Estratégias multi-articulares para manutenção da postura ereta quieta pós acidente vascular cerebral (AVC) / Thayane Claudino dos Santos ; orientador: Elisangela Ferretti Manffra ; coorientador: Ana Paula Cunha Loureiro. – 2021.
85 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2021
Bibliografias: 50-56

1. Acidente vascular cerebral. 2. Distúrbios da postura. 3. Paresia. I. Manffra, Elisangela Ferretti. II. Loureiro, Ana Paula Cunha. III. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. IV. Título.

CDD 20. ed. – 610.28

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº 294

A Dissertação de Mestrado intitulada “**ESTRATÉGIAS MULTI-ARTICULARES PARA MANUTENÇÃO DA POSTURA ERETA QUIETA PÓS ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL (AVC)**” defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Thayane Claudino dos Santos**, no dia **28 de junho de 2021**, foi julgada para a obtenção do grau de Mestre em Tecnologia em Saúde, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Eduardo Mendonça Scheeren – (PUCPR)

Prof. Dr. Ana Raquel Rodrigues Lindquist – (UFRN)

Prof. Dr. Sandra Maria Sbeghen Ferreira de Freitas – (UNICID)

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 15 de setembro de 2021

Prof. Dr. Percy Nohama
Coordenador do Programa de
Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde
PUCPR

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus e a intercessão de Nossa Senhora dos Milagres por me trazer até aqui e por todas as graças que foram feitas em minha vida. Agradeço também a minha família e meus amigos, em especial à minha mãe Terezinha Salete Ziliotto dos Santos, ao meu pai Nelson Claudino dos Santos e a minha irmã Thays Priscila Claudino dos Santos, que sempre me apoiam incondicionalmente em cada nova jornada de minha vida.

Gostaria de agradecer à Pontifícia Universidade Católica do Paraná pela oportunidade de ensino e por tornar este momento possível. Agradeço a minha orientadora, Prof.^a Dr.^a Elisangela Ferretti Manfra por todo auxílio, paciência, compreensão, apoio e confiança em todas as etapas do mestrado.

Sou grata à Prof.^a Dr.^a Ana Paula Cunha Loureiro, que possui uma grande contribuição em minha formação como Fisioterapeuta na área da Neurofuncional e que foi minha grande incentivadora para iniciar o mestrado.

Agradeço a todos os membros do grupo de pesquisa “Controle Motor Humano” que contribuíram de alguma forma nesse trabalho e pela amizade durante esses anos, em especial a Gabrielly Marques Moreira, Gisele Devetak Casarotti, Tatiane Caroline Boumer, Nicolý Dominique Scrok. Sou grata ao Luiz Augusto Kalva de Andrade pelo auxílio na construção da rotina de cálculos e a Carla Daniele Pacheco Rinaldin pela ajuda com a análise estatística.

Obrigada.

RESUMO

Introdução: O Acidente Vascular Cerebral (AVC) resulta em alterações no sistema sensório-motor afetando diretamente o controle postural. O modelo usualmente empregado para estudar a postura ereta quieta, utiliza a hipótese do pêndulo invertido, que assume uma simetria bilateral entre os membros. Esta hipótese evidencia uma estratégia limitada, pois, no AVC os resultados experimentais mostram assimetrias. O corpo humano é um sistema biomecânico complexo, sendo importante a elaboração de uma análise criteriosa que considera o corpo humano o mais próximo possível da realidade. **Objetivo:** Identificar as estratégias do controle postural na postura ereta quieta no pós-AVC a partir da cinemática tridimensional e do movimento do centro de pressão (COP) em diferentes posicionamentos dos pés. Portanto, neste trabalho foi utilizado um modelo multiarticular para membros inferiores. **Métodos:** Foi realizada uma análise de um banco de dados de uma dissertação prévia, com sinais dos ângulos das articulações da pelve, quadril, joelho e tornozelo, coletados na postura ereta quieta. A amostra do estudo foi composta por 29 voluntários, sendo 13 indivíduos pós-AVC e 16 hígidos que foram submetidos à coleta em dois posicionamentos, o livre e o padronizado dos pés. Foi analisada a assimetria entre posição angular, amplitude da raiz média quadrada (RMS), coeficiente de correlação cruzada entre os membros inferiores e análise do COP. **Resultados:** Indivíduos com AVC apresentaram assimetria entre os movimentos das articulações, sendo maior no posicionamento padronizado dos pés. A amplitude de oscilação e velocidade de rotação da pelve foi maior no AVC, na posição padronizada, já a sincronização foi baixa no AVC também na padronizada e o mecanismo de carga e descarga de peso se mostrou presente em ambas as direções de movimento, com maiores oscilações no AVC. **Conclusão:** As estratégias do controle postural são semelhantes entre grupos, apesar do AVC apresentar valores maiores de assimetria para manter a postura do que os hígidos. Ainda, ambos os grupos buscaram o controle utilizando a estratégia das articulações, além do tornozelo, nos três planos anatômicos e em ambos os grupos o posicionamento padronizado exigiu maior controle do indivíduo para manter-se na postura. Sendo assim, os resultados desse estudo são importantes para os terapeutas, auxiliando nas estratégias de avaliação e tratamento, direcionando às reais necessidades de cada indivíduo.

Palavras-chave: Acidente vascular encefálico, Controle postural, Hemiparesia.

ABSTRACT

Introduction: Stroke results in changes in the sensorimotor system directly affecting postural control. The model usually used to study the standing still posture uses the inverted pendulum hypothesis, which assumes a bilateral symmetry between the limbs. This hypothesis shows a limited strategy, as in the stroke the experimental results show asymmetries. The human body is a complex biomechanical system, and it is important to carry out a careful analysis that considers the human body as close to reality as possible. **Objective:** To identify the postural control strategies in the standing still posture in the post-stroke from the three-dimensional kinematics and the movement of the pressure center (COP) in different positions of the feet. Therefore, in this work a multiarticular model for lower limbs was used. **Methods:** An analysis of a database of a previous dissertation was carried out, with signs of the angles of the pelvis, hip, knee and ankle joints, collected in the quiet standing posture. The study sample consisted of 29 volunteers, 13 post-stroke individuals and 16 healthy individuals who were submitted to collection in two positions, the free and the standardized feet. Asymmetry between angular position, root mean square amplitude (RMS), cross-correlation coefficient between lower limbs and COP analysis were analyzed. **Results:** Individuals with stroke presented asymmetry between the movements of the joints, being greater in the standardized positioning of the feet. The amplitude of oscillation and rotation speed of the pelvis was greater in the stroke, in the standardized position, while synchronization was low in the stroke, also in the standardized position, and the loading and unloading mechanism was present in both directions of movement, with greater swings in stroke. **Conclusion:** Postural control strategies are similar between groups, although strokes have higher asymmetry values to maintain posture than healthy ones. Also, both groups sought control using the strategy of joints, in addition to the ankle, in the three anatomical planes, and in both groups, the standardized positioning required greater control by the individual in order to remain in the posture. Therefore, the results of this study are important for therapists, helping in assessment and treatment strategies, addressing the real needs of each individual.

Keywords: Stroke, Postural Balance, Paresis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Correlação cruzada entre as coordenadas dos COP'S para hígidos (esquerda) e pós-avc (direita).	21
Figura 2: Rigidez articular estimada em função do ângulo articular de seis indivíduos humanos.	22
Figura 3: Modelo multiarticular.	24
Figura 4: Modelo plug-in-gait sacro para membros inferiores.	29
Figura 5: Posicionamento padronizado dos pés.....	30
Figura 6: Sinais dos ângulos articulares de flexão e extensão ao longo do tempo.	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Características da amostra.....	28
Tabela 2: Índice de assimetria para ambos os grupos em ambos os posicionamentos dos pés.	35
Tabela 3: Amplitude de oscilação RMS para o grupo pós-AVC, em ambas as posições e membros.	36
Tabela 4: Amplitude de oscilação RMS para o grupo hígidos, em ambas as posições e membros.	37
Tabela 5: Sincronização para ambos os grupos e ambas as posições.	38
Tabela 6: Amplitude de oscilação RMS de rotação da pelve e velocidade de rotação da pelve para ambos os grupos e posições.	39
Tabela 7: Amplitude de oscilação RMS do COPv para ambos os grupos e posições.	40

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVC	Acidente Vascular Cerebral
COP	Centro de Pressão
RMS	Raiz Média Quadrada
OMS	Organização Mundial da Saúde
A/P	Anteroposterior
M/L	Médio lateral
SNC	Sistema Nervoso Central
AVDs	Atividades de Vida Diária
CM	Centro de Massa
BS	Base de Suporte
ADM	Amplitude de movimento
LaMH	Laboratório de Motricidade Humana
PPGTS	Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde
PUCPR	Pontifícia Universidade Católica do Paraná
IMC	Índice de massa corporal
FRS	Força de reação do solo
M	Momento de força
IA	Índice de Assimetria
COPnet	Centro de pressão total
COPI	Centro de pressão esquerdo
COPr	Centro de pressão direito
COPc	Mudanças no centro de pressão
COPv	Centro de pressão vertical

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	OBJETIVOS	15
1.1.1	Objetivo Geral	15
1.1.2	Objetivos Específicos	15
1.2	HIPÓTESES.....	15
2	REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1	CONTROLE POSTURAL	17
2.2	ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL.....	19
2.2.1	Análise do controle postural através do centro de pressão...	20
2.2.2	Análise do controle postural através da hipótese do pêndulo invertido simples.....	21
2.2.3	Mecanismo de carga e descarga de peso	23
2.2.4	Análise do controle postural multiarticular em indivíduos saudáveis na postura ereta quieta	23
2.2.5	Análise do controle postural em indivíduos com AVC na postura ereta quieta.....	25
3	METODOLOGIA	27
3.1	CARACTERÍSTICAS DO BANCO DE DADOS	27
3.1.1	Amostra	28
3.1.2	Descrição do <i>Setup</i> experimental	29
3.1.3	Descrição da coleta da postura ereta quieta.....	30
3.2	PROCESSAMENTO DE SINAIS E ANÁLISE DE DADOS.....	31
3.3	INDICADORES PARA OS OBJETIVOS ESPECÍFICOS	32
3.3.1	Objetivo Específico I:	32
3.3.2	Objetivo Específico II:	32
3.3.3	Objetivo Específico III:	33

3.3.4	Objetivo Específico IV:	33
3.4	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	34
4	RESULTADOS	35
4.1	OBJETIVO ESPECÍFICO I.....	35
4.2	OBJETIVO ESPECÍFICO II.....	37
4.3	OBJETIVO ESPECÍFICO III	38
4.4	OBJETIVO ESPECÍFICO IV	39
5	DISCUSSÃO	41
5.1	TRABALHOS FUTUROS	48
6	CONCLUSÃO	49

1 INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é caracterizado como um déficit neurológico ocasionado pela interrupção de suprimento sanguíneo ao encéfalo, que segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS) pode ser uma disfunção focal ou global, permanecendo por mais de 24 horas (PASTRELLO; PITON; DÁCIA, 2019; TAVARES, 2016). Esta interrupção pode ser originada por uma obstrução e/ou bloqueamento de uma artéria que irriga o encéfalo, sendo classificado como AVC isquêmico ou como AVC hemorrágico, quando ocorre a ruptura de um vaso arterial (PASTRELLO; PITON; DÁCIA, 2019; TAVARES, 2016; WOELLNER et al. 2015).

No Brasil, surgem 13,7 milhões de novos casos de AVC a cada ano, sendo que a mortalidade por AVC em indivíduos acima de 60 anos está entre 13,8% e 20,6%, visto que no mundo o AVC está em segundo lugar em meio as principais causas de morte entre os adultos (GASPARI et al., 2019; PASTRELLO; PITON; DÁCIA, 2019; WORLD STROKE ORGANIZATION, 2018).

O AVC é uma das doenças mais incapacitantes em adultos do mundo e a maioria de 80 milhões de pessoas que sobrevivem a um AVC, apresentam algum tipo de sequela, que por consequência, afeta drasticamente a funcionalidade e a qualidade de vida destes indivíduos (PASTRELLO; PITON; DÁCIA, 2019; WORLD STROKE ORGANIZATION, 2018).

As alterações neurológicas provocadas pelo AVC, incluem modificações de sensibilidade e de cognição, as alterações do tônus muscular, padrões sinérgicos anormais, reflexos irregulares, padrões alterados de ativação muscular, alteração da marcha, déficits de programação motora e distúrbios no controle postural (O'SULLIVAN, SCHMITZ 2010).

A hemiparesia afeta 65% das pessoas, sendo a principal sequela apresentada no pós-AVC, caracterizada pela fraqueza muscular (paresia), ou seja, alteração na capacidade em gerar força muscular em níveis normais (WOELLNER et al., 2015). A paresia está presente no lado contralateral à lesão encefálica, ainda, que proporcione também déficits de força no lado da lesão encefálica, resultando em posturas anormais, alterações do movimento

voluntário e alteração no controle postural (WIST; CLIVAZ; SATTELMAYER, 2016; WOELLNER et al., 2015).

O controle postural é uma habilidade sensório-motora complexa. A postura e o equilíbrio corporal acomodam aspectos englobados no sistema de controle postural. Dentro deste sistema, está a orientação postural, ou seja, a manutenção da posição dos segmentos corporais em relação ao próprio corpo e ao ambiente, e o equilíbrio postural, que possui relação entre as forças que agem sobre o corpo na busca de um equilíbrio nas ações motoras (HORAK, MACPHERSON, 1996).

No contexto da função postural e estabilização dos segmentos corporais uma hipótese bastante utilizada é que o corpo humano atua como um pêndulo invertido simples na postura ereta quieta assumindo simetria bilateral no controle ativo das articulações do tornozelo (WINTER et al., 1998). Esta simetria bilateral no tornozelo leva a combinações de movimentos articulares e contrações musculares para manter o alinhamento das outras articulações do corpo, a hipótese considera que um plano anatômico não tem influência no movimento articular do outro plano e não considera a análise nos três planos anatômicos, apenas no plano sagital e frontal (WINTER et al., 1998).

No entanto, os deslocamentos articulares para gerar um movimento não estão confinadas em um único plano anatômico, pois, essas alterações que ocorrem em cada plano se complementam para gerar a resposta motora (ROUGIER; PÉRENNOU, 2019).

Desta forma, o modelo do pêndulo invertido simples, parece demonstrar uma estratégia de simplificação excessiva. Estudos com análise cinemática em indivíduos saudáveis na postura ereta quieta vêm considerando maior número de articulações e graus de liberdade envolvidos no controle postural além da dorsiflexão do tornozelo (HSU et al., 2007; ALEXANDROV et al., 2005; KRISHNAMOORTHY; YANG; SCHOLZ, 2005).

Entretanto, não foram encontrados estudos semelhantes com análise cinemática do movimento articular no pós-AVC. As análises nesses indivíduos têm sido realizadas por meio da análise cinética dos centros de pressão, que são pontos de aplicação de forças e momentos sob os pés (WANG et al., 2019; BOUMER et al., 2018; WANG et al., 2017; MARTELLO et al., 2017; MANSFIELD

et al., 2012; MANSFIELD et al., 2011; GENTHON et al., 2008), todavia não traduz o que acontece com as articulações nos diferentes planos anatômicos.

Uma das análises realizadas no AVC é a sincronização entre as flutuações do centro de pressão (COP) que analisa a coordenação entre os COP's para minimizar a oscilação postural e valores baixos de correlação indicam um maior comprometimento motor dos membros (MANSFIELD et al., 2012).

No pós-AVC é evidente a sincronização reduzida entre as flutuações do COP dos lados parético e não parético, quando comparado a indivíduos saudáveis (BOUMER et al., 2018; MANSFIELD et al., 2012; MANSFIELD et al., 2011; GENTHON et al., 2008).

Em indivíduos com AVC para sustentar uma posição ereta mais segura ocorre o aumento da assimetria da descarga de peso, sendo gerado pelos déficits do membro parético (GENTHON et al., 2008). Estes déficits do membro parético se tornam ainda mais complicados no posicionamento padronizado dos pés (BOUMER et al., 2018).

O posicionamento padronizado dos pés é alcançado de forma manual, onde um pesquisador fornece apoio ao voluntário para permanecer na postura e o outro posiciona os pés de acordo com a padronização (BOUMER et al., 2018), o que leva a mudanças proprioceptivas do corpo e diferentes comprimentos musculares do que quando assumido o posicionamento de forma livre (FELDMAN, 2011).

A não padronização leva a uma variabilidade entre as posições dos pés dos indivíduos dificultando a análise do controle postural (MCILROY; MAKI, 1997). No entanto, a posição padronizada não considera as características de cada indivíduo e a livre, permite que o indivíduo aumente a base de suporte para além do considerado normal, para manter a estabilidade (DUARTE; FREITAS, 2010).

Portanto, é importante uma análise com diferentes posicionamentos dos pés na população pós-AVC, pois, as mudanças na base de suporte alteram o equilíbrio (BONNET, 2012) e assim, visualizamos como os indicadores do controle postural se comportam nessa população em uma padronização dos pés.

Ainda, segundo Winter et al. (2009) (1995) (1993) o controle postural é descrito como sendo o movimento anteroposterior (A/P) controlado pelos músculos dorsiflexores e plantiflexores do tornozelo e o movimento médio lateral (M/L) controlado pelos músculos abdutores e adutores do quadril. Sendo que os movimentos M/L são caracterizados como mecanismo de carga e descarga de peso, pois, as forças abdutoras estão aumentadas de um lado e diminuídas no lado contralateral (WINTER, 2009; WINTER, 1995; WINTER et al., 1993).

Entretanto, os movimentos nos diferentes planos anatômicos têm influência de um plano no outro com combinações de ações de diferentes grupos musculares. Sendo afirmado por Rougier e Pérennou (2019) que quanto maior a distância entre as posições médias do COP sobre cada pé ao longo da direção A/P menor a contribuição da distribuição de pressão, sendo assim, aumenta a contribuição do mecanismo de carga e descarga de peso. Este mecanismo ocorre em indivíduos hemiparéticos como uma resposta adaptativa aos déficits clínicos, gerando uma maior confiança nos músculos proximais, pois, o tornozelo está severamente mais acometido (ROUGIER; PÉRENNOU, 2019).

Sendo assim, o controle postural é visivelmente multidimensional e envolve a maioria das articulações principais ao longo do sistema tridimensional de coordenadas. É importante uma análise fundamentada nos movimentos multiarticulares dos membros inferiores na população pós-AVC, devido às sequelas da hemiparesia que geram as assimetrias entre membros e movimentos articulares combinados. No entanto, não foram encontrados estudos com esse tipo de análise, deste modo, neste trabalho foi utilizado um modelo multiarticular para membros inferiores na postura ereta quieta.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

Identificar as estratégias do controle postural na postura ereta quieta no pós-AVC a partir da cinemática tridimensional e do movimento do COP em diferentes posicionamentos dos pés.

1.1.2 Objetivos Específicos

- I) Comparar a simetria dos ângulos articulares entre pessoas híginas e pessoas com AVC.
- II) Comparar a sincronização dos movimentos das articulações entre pessoas híginas e pessoas com AVC.
- III) Comparar a rotação articular no plano transversal entre pessoas híginas e pessoas com AVC.
- IV) Comparar o mecanismo de carga e descarga de peso entre os membros inferiores entre pessoas híginas e pessoas com AVC.

1.2 HIPÓTESES

Neste trabalho foram testadas as seguintes hipóteses de acordo com os objetivos específicos anteriormente citados:

Com relação ao objetivo específico I: a assimetria estará presente em ambos os grupos, porém, com maior significância no grupo pós-AVC, devido, características da hemiparesia e uma maior assimetria no posicionamento padronizado dos pés por ser um posicionamento não natural do indivíduo.

Com relação ao objetivo específico II: será menor a sincronização dos movimentos articulares entre os membros inferiores no grupo pós-AVC, devido, a hemiparesia, sendo menor a sincronização no posicionamento padronizado dos pés por ser um posicionamento não natural do indivíduo.

Com relação ao objetivo específico III: o movimento de rotação articular da pelve, no plano transversal será maior no grupo pós-AVC, evidenciando a importância da rotação na manutenção da postura, sendo maior esta rotação no

posicionamento padronizado dos pés por ser um posicionamento não natural do indivíduo.

Com relação ao objetivo específico IV: a oscilação no mecanismo de carga e descarga de peso entre os membros inferiores estarão aumentados no grupo pós-AVC em relação ao grupo hígido, gerando maior oscilação no posicionamento padronizado dos pés por ser um posicionamento não natural do indivíduo.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CONTROLE POSTURAL

Para qualquer atividade realizada no cotidiano é necessário que o controle postural esteja íntegro, porém, no indivíduo com hemiparesia pós-AVC todo o sistema motor encontra-se modificado e as tarefas motoras automáticas aprendidas ao longo da vida como ficar em pé, estão inadequadas (PAVAN et al., 2010). A alteração na sensibilidade e no sistema motor, acaba potencializando o risco de quedas nesta população, gerando consequências que afetam a qualidade de vida, no estado psicoemocional e funcional destes indivíduos (WOELLNER et al., 2015).

O controle postural requer a coordenação dos sistemas sensorial e motor (OLIVEIRA et al., 2008; COHEN, 2001). Sendo que, o sistema vestibular disponibiliza informações quanto a posição da cabeça em relação à gravidade e aos movimentos da cabeça (COHEN, 2001). Já o sistema visual é responsável pela informação global do corpo e suas partes em relação ao meio externo (COHEN, 2001).

O sistema somatossensorial é responsável pelas informações proprioceptivas associadas às articulações e músculos, fornecendo informações sobre a posição e movimentos do corpo (COHEN, 2001). Além disso, o sistema motor é responsável pela ativação adequada dos músculos para alcançar o movimento e o sistema nervoso integra todas estas informações oriundas do sistema sensorial e envia a resposta até os músculos, gerando a resposta motora (COHEN, 2001).

O sistema nervoso central (SNC) utiliza de informações sensoriais integradas do sistema vestibular, visual e somatossensorial para conservar o equilíbrio, sendo adaptado por mudanças nas condições ambientais (OLIVEIRA et al., 2008). Em indivíduos pós-AVC a alteração do equilíbrio e da propriocepção geram interações anormais nos sistemas sensoriais que afetam diretamente o controle postural (OLIVEIRA et al., 2008). As respostas motoras são influenciadas tanto pelo feedback sensorial, como pela atenção, experiência e pelo ambiente que o sujeito está inserido (OLIVEIRA et al., 2008).

O controle postural na posição vertical depende da contribuição dos músculos do tronco, que são músculos de estabilização central do corpo e auxiliam no ajuste das mudanças de descarga de peso (KARTHIKBABU et al., 2012). Na hemiparesia, as funções destes músculos estão comprometidas e acabam ocasionando uma instabilidade no controle dos membros, sendo assim, a dissociação de cinturas escapular e pélvica estão alteradas e os movimentos de membros superiores e membros inferiores acontecem em padrões de sinergias patológicas (KARTHIKBABU et al., 2012).

Os músculos são controlados pelo SNC para produzir movimentos coordenados, onde o comportamento motor é produzido pela combinação de grupos musculares, sendo esta ação classificada como sinergia (BERNSTEIN, 1996).

Latash (2008) apresenta três características fundamentais e interdependentes de uma sinergia:

- I) Compartilhamento: a tarefa deve ser distribuída como um todo, ou seja, todos os elementos envolvidos devem contribuir para a realização de uma tarefa;
- II) Estabilidade: diz respeito à covariação entre os elementos, que reflete na redução da variabilidade da variável de desempenho, bem como na compensação de erros;
- III) Flexibilidade: o mesmo conjunto de elementos pode assumir diferentes padrões de covariação e formar sinergias distintas, atuantes para diferentes variáveis de desempenho.

As sinergias também podem ser patológicas, causando dificuldade na realização de tarefas funcionais. Segundo Brunnstrom (1970) estas são caracterizadas pela falta de controle motor seletivo, onde indivíduos com disfunções neurológicas utilizam-se apenas de movimentos em massa ou por padrões de movimento estereotipados devido ao funcionamento neurológico anormal (VAZ, 2017).

Os danos neurológicos causados pelo AVC levam à espasticidade, com uma prevalência de até 43% dos casos no pós-AVC (WISSEL et al., 2015; BRASHEAR; ELOVIC, 2011). Portanto, a espasticidade também leva a alterações na postura dos membros superiores e dos membros inferiores

gerando desafios nas atividades de vida diária (AVDs) e é um dos motivos que desencadeia o aumento da oscilação postural e a assimetria da descarga de peso (BRASHEAR; ELOVIC, 2011).

2.2 ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL

O centro de massa (CM) é definido como sendo um ponto de aplicação de força gravitacional resultante do corpo (WINTER, 2009; WINTER et al., 1996) e a base de suporte (BS) é caracterizada como a área em que o COP está confinado, sendo aproximadamente igual à área abaixo do pé (HOF; GAZENDAM; SINKE, 2005). Sendo assim, no âmbito da biomecânica a estabilidade postural é considerada como a capacidade em manter a projeção desse CM dentro da BS, sendo que os limites desta não são fixos e mudam de acordo com os movimentos, biomecânica individual e aspectos ambientais (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2001).

Existem alguns componentes que podem alterar a BS em sujeitos hemiparéticos, como a presença de fraqueza muscular e o comprometimento no controle do membro afetado, a diminuição da amplitude de movimento (ADM), a presença da espasticidade e da dor (DE HAART et al., 2004).

O controle do equilíbrio pode ser voluntário ou em antecipação automática das forças geradas internamente durante os movimentos (WINTER, 1995). Sendo que, em indivíduos com AVC a geração ou interrupção de forças para que o CM não avance os limites da BS são inadequados e resultam na instabilidade postural (ROGERS; HEDMAN; PAI, 1993).

Sendo assim, o controle postural é prejudicado pela incapacidade de manter a projeção do CM dentro da BS, causados por déficits na amplitude de movimento, tônus, força e controle muscular, pelo atraso no início da resposta postural após uma perturbação ou pela perda da capacidade de modificar a estratégia postural (OLIVEIRA et al., 2008).

O SNC tem a capacidade de prever instabilidades e programar padrões apropriados de sinergias para gerar a ativação muscular, mas estas sinergias em uma perturbação, podem atrasar a ativação dos músculos proximais, como, por exemplo, na estratégia do tornozelo os músculos do tornozelo são ativados

antes da ativação dos músculos do tronco (HORAK; HENRY; SHUMWAY-COOK, 1997).

2.2.1 Análise do controle postural através do centro de pressão

Em uma condição saudável, a distribuição de peso entre os membros inferiores, são consideradas como simétricas (PEREIRA; BOTELHO; MARTINS, 2010). No entanto, no AVC o comprometimento mais evidente é a assimetria da descarga de peso, onde o membro não parético é sobrecarregado (FERLA; GRAVE; PERICO, 2015; TRINDADE et al., 2011; PEREIRA; BOTELHO; MARTINS, 2010). Portanto, interfere na capacidade de o sujeito em manter o controle postural, gerando déficits no equilíbrio na posição ortostática, impedindo a estabilidade ao realizar os movimentos e aumentando o risco de possíveis quedas (FERLA; GRAVE; PERICO, 2015; TRINDADE et al., 2011; PEREIRA; BOTELHO; MARTINS, 2010).

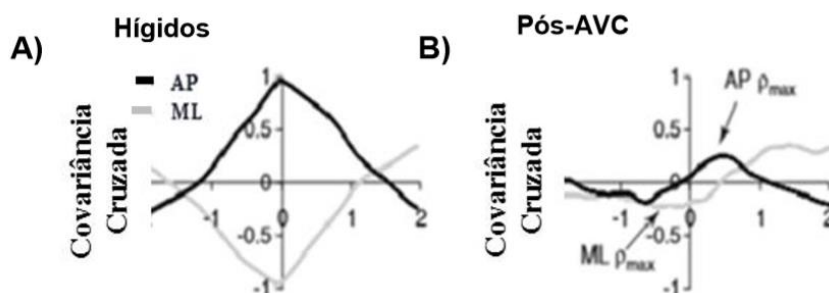
O aumento da oscilação postural na hemiparesia é indicado pelo aumento da flutuação dos COP's e pela assimetria da sustentação de peso com maior descarga no membro não parético (WANG et al., 2017; SHEIKH; AZARPAZHOOH; HOSSEINI, 2017; PORTNOY et al., 2017). O aumento da assimetria na descarga de peso na postura ereta quieta bípede pode estar relacionado ao aumento da negligência visuo-espacial e o aumento da contribuição assimétrica dos membros inferiores no controle postural (SHEIKH; AZARPAZHOOH; HOSSEINI, 2017).

A sincronização entre as flutuações do COP analisa a coordenação entre os COP's para minimizar a oscilação postural (MANSFIELD et al., 2012). O COP sobre cada pé se movendo na mesma direção e, ao mesmo tempo, indica que as atividades dos membros inferiores estão sincronizadas e valores baixos de correlação indicam baixa sincronização, devido um maior comprometimento motor dos membros indicando instabilidade postural (MANSFIELD et al., 2012). Ainda, um sincronismo postural deficiente é encontrado com maior proporção no AVC quando comparados a pessoas em uma condição considerada saudável (MANSFIELD et al., 2012).

Na Figura 1 é possível observar as sincronizações para o grupo hígidos e pós-AVC, onde é visível que os valores de sincronização entre COP's são

inferiores para o grupo AVC ao serem comparados ao grupo hígidos nas direções A/P e M/L.

Figura 1: Correlação cruzada entre as coordenadas dos COP's para hígidos (esquerda) e pós-AVC (direita).



Significado das abreviaturas: anteroposterior (AP); médio-lateral (ML); pmax (pico da correlação cruzada). Fonte: Adaptado de Mansfield et al., (2011).

2.2.2 Análise do controle postural através da hipótese do pêndulo invertido simples

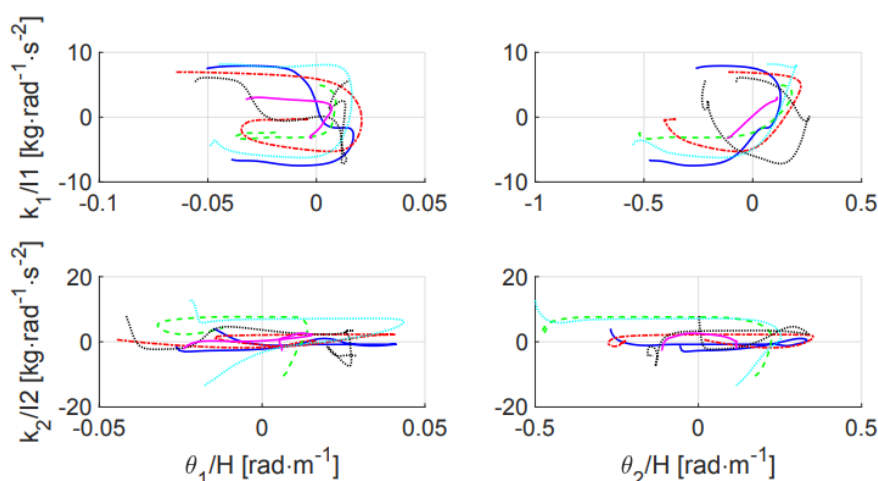
A postura ereta é avaliada com maior frequência através da hipótese do pêndulo invertido simples, onde o controle postural está envolvido, no plano sagital, ao redor da articulação do tornozelo, com combinações para manter o alinhamento das outras articulações (WINTER et al.1998; MACKINNON; WINTER, 1993). Esta hipótese considera os planos sagital e frontal, mas de forma independente, sendo assim, a hipótese assume de maneira simétrica os movimentos entre as articulações dos tornozelos e a posição do corpo no espaço sem a influência dos movimentos entre os diferentes planos (WINTER et al.1998; MACKINNON; WINTER, 1993).

A análise do controle postural e a estimativa da posição do corpo no espaço são avaliadas através da hipótese do pêndulo invertido simples, sendo a mesma, um tanto quanto simplista e tem sido contestada com base em várias evidências (HORLINGS et al., 2009; HSU et al., 2007; CREATH et al., 2005). Além disso, o controle postural não é restrito às articulações distais, pois, requer atividade constante dos músculos axiais para estabilizar o tronco e cabeça e

para compensar os movimentos das partes distais do corpo (IVANENKO; GURFINKEL, 2018).

Em uma análise do controle postural através do pêndulo invertido duplo em uma postura onde o sujeito se mantém em um certo ângulo e é liberado, forçando a iniciar uma resposta de recuperação de queda, foi possível observar como exposto na Figura (2), onde cada sujeito é representado por uma linha colorida diferente, que a rigidez do quadril (K_2) permaneceu constante durante todo o movimento, no entanto, a rigidez do tornozelo (K_1) se torna negativa à medida que o ângulo da articulação do quadril atinge valores máximos (CERDA-LUGO et al., 2019).

Figura 2: Rigidez articular estimada em função do ângulo articular de seis indivíduos humanos.



Significado das abreviaturas: rigidez do tornozelo (k_1); rigidez do quadril (k_2); ângulo do tornozelo (θ_1); ângulo do quadril (θ_2). Fonte: Cerda-Lugo et al., 2019.

Evidenciando que os valores negativos da rigidez do tornozelo aparecem quando o indivíduo se aproxima da posição vertical, e então, aumenta os valores no quadril para empurrar os membros inferiores para trás e manter o equilíbrio (CERDA-LUGO et al., 2019).

Sendo assim, o pêndulo invertido simples na postura ereta quieta é conflitante, pois, sabemos que a contribuição dos movimentos das diferentes articulações do corpo é relevante e para isto, deve-se utilizar um modelo diferenciado e considerando vários segmentos (FOK et al., 2018).

2.2.3 Mecanismo de carga e descarga de peso

O controle postural na postura ereta quieta é observado também por meio de movimentos A/P controlados pelos músculos dorsiflexores e plantiflexores do tornozelo e movimentos M/L controlados pelos músculos abdutores e adutores do quadril (WINTER, 2009; WINTER et al., 1996; WINTER, 1995).

Os movimentos M/L são caracterizados como mecanismo de carga/descarga, pois, as forças abdutoras estão aumentadas de um lado e diminuídas no lado contralateral (WINTER, 2009; WINTER et al., 1996; WINTER, 1995). É um padrão que busca elevar a pelve, gerando descarga no lado elevado e carga no lado contralateral, este padrão move o COP em direção ao pé do lado contralateral e acelera o CM em direção ao lado do movimento (WINTER, 2009; WINTER, 1995). Vale ressaltar que os movimentos de eversão/inversão do tornozelo também podem desencadear oscilações posturais na direção M/L.

O mecanismo de carga/descarga pode ser considerado como uma sinergia bilateral, visto que, o SNC precisa manter os músculos abdutores e adutores do quadril esquerdo e direito em modo de espera, para que uma pequena oscilação em M/L resulte em pequenas flutuações sincronizadas nos momentos do plano frontal do quadril, suficientemente grande para manter o equilíbrio na direção M/L (WINTER, 2009; WINTER, 1995).

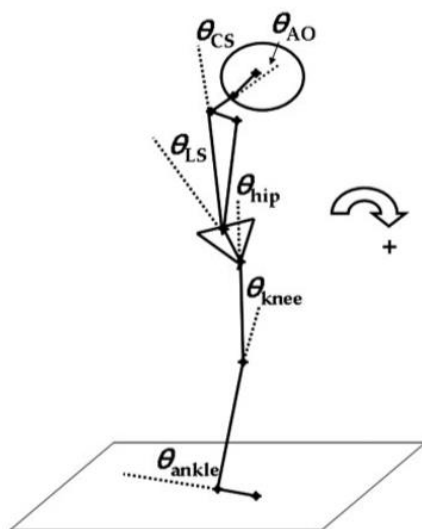
2.2.4 Análise do controle postural multiarticular em indivíduos saudáveis na postura ereta quieta

Resultados de estudos indicam que as estratégias para manter a postura ereta quieta devem ser consideradas através de uma análise de diferentes segmentos, articulações e planos (HONEGGER; SPIJKER; ALLUM, 2012; HORLINGS et al., 2009).

O modelo multiarticular da Figura (3), leva em consideração os ângulos articulares do tornozelo, joelho, quadril, articulação lombo-sacral, articulação C7-T1 e articulação atlanto occipital no plano sagital, sendo demonstrado por este modelo uma influência em todas as articulações durante a postura ereta quieta (HSU et al., 2007). Ainda, as correlações entre os pares de ângulos articulares

(tornozelo Joelho; tornozelo-quadril; tornozelo-lombo-sacral; tornozelo-C7-T1; tornozelo-atlanto occipital; Joelho-quadril; Joelho-lombo-sacral; Joelho-C7-T1; Joelho-atlanto occipital; quadril-lombo-sacral; quadril-C7-T1; quadril-atlanto occipital; lombo-sacral-C7-T1; lombo-sacral-atlanto occipital; C7-T1-atlanto occipital) foram fracas, portanto, contradiz a estratégia adotada pelo pêndulo invertido simples considerando apenas a articulação do tornozelo (HSU et al., 2007).

Figura 3: Modelo multiarticular.



Significado das abreviaturas: ângulo do tornozelo (θ_{ankle}); ângulo do joelho (θ_{knee}); ângulo do quadril (θ_{hip}); ângulo lombo-sacral (θ_{LS}); ângulo C7-T1 (θ_{CS}); ângulo atlanto occipital (θ_{AO}). Fonte: Hsu et al., 2007.

Os movimentos das articulações dos membros inferiores são coordenados ao realizar diferentes tarefas, incluindo a manutenção da postura ereta, onde a mudança de torque em qualquer articulação do corpo humano irá influenciar de alguma forma o movimento de todas as articulações, devido à interação entre elas (ALEXANDROV et al., 2005).

No estudo de Creath et al. (2005) demonstram-se possíveis acoplamentos, ou seja, movimentos conjuntos dos membros inferiores e do tronco durante a postura ereta quieta, onde os resultados sugerem que a coexistência simultânea das sinergias dos membros inferiores e tronco se deve às características de um pêndulo multisegmentado.

Segundo Krishnamoorthy, Yang e Scholz (2005) em uma análise na postura ereta quieta com um modelo multiarticular, no plano sagital, a variação

dos ângulos articulares ao longo do tempo levou a algumas variações na posição do CM, sendo que a maior parte da variância articular e das configurações articulares estabilizaram a posição do CM no tempo gerando estabilidade.

De acordo com o estudo de Goodworth e Peterka (2012) o torque da parte superior do corpo contribui passivamente nas propriedades biomecânicas intrínsecas da parte inferior do corpo/pelve. Quando é gerado uma inclinação da superfície, a pelve inclina-se na mesma direção que imediatamente resulta na oscilação da parte superior do corpo em direção ao alinhamento com a pelve inclinada, porque este mecanismo passivo da parte superior gera um torque sem atraso temporal.

2.2.5 Análise do controle postural em indivíduos com AVC na postura ereta quieta

Em um estudo de Wang et al. (2019) com pós-AVC na postura ereta quieta, foi possível observar uma reduzida sincronização do CM/COP na direção anteroposterior, sugestivo de instabilidade postural. Ainda, os músculos do membro parético tiveram maior amplitude de variação quando comparado ao membro não parético, resultando em uma maior contribuição dos músculos do membro não parético na manutenção do controle postural (WANG et al., 2019).

Já outro estudo na postura ereta quieta de Wang et al. (2017) demonstrou reduzida sincronização de COP A/P entre os membros no pós-AVC, além disso, indivíduos com AVC apresentaram maiores flutuações do COP A/P no membro não parético, sugestivo de que o membro não parético foi necessário para ajustar o COP e manter a estabilidade.

No AVC crônico foi demonstrado a presença da assimetria do controle dinâmico, sendo que, essa assimetria está associada até certo ponto a assimetria de suporte de peso na direção A/P, mas na direção M/L foi observada uma baixa associação com a assimetria do controle dinâmico (ROELOFS, et al. 2018).

Segundo Genthon et al. (2008) indivíduos com AVC descarregaram menos peso no membro parético durante a postura ereta quieta, gerando uma maior assimetria quando comparados a indivíduos saudáveis. Sendo que a assimetria da descarga de peso foi percebida em maior grau quando posicionado

o indivíduo em uma postura padronizada dos pés, por necessitar manter um posicionamento não natural (BOUMER et al., 2018).

Em outro estudo, a instabilidade postural em indivíduos com AVC foi analisada pela sincronização no tempo zero e pelo pico de sincronização, onde foi observada uma baixa sincronização significativa do COP na direção M/L quando comparada a direção A/P (MANSFIELD et al., 2012).

Resultados interessantes foram encontrados em um estudo que analisou o desempenho do controle postural na postura ereta quieta, onde os indivíduos que tiveram lesão encefálica no hemisfério direito apresentaram maior grau de instabilidade postural quando comparados a indivíduos saudáveis e aos que tiveram lesão no hemisfério esquerdo (FERNANDES et al., 2017). É possível supor que tal situação ocorreu, devido o hemisfério direito ser responsável pelo processamento de informações proprioceptivas associadas ao equilíbrio (FERNANDES et al., 2017; GOBLE et al., 2011).

É passível de análise a semelhança entre os resultados dos estudos citados, cada um possui sua particularidade na coleta experimental na postura ereta quieta, porém, basicamente todos resumem que existe uma instabilidade postural em indivíduos que tiveram AVC, além de uma assimetria postural.

É indispensável compreender que a elaboração de uma análise criteriosa que considera o corpo humano, como sendo o mais próximo possível da realidade é importante principalmente na população pós-AVC, visto que, as estratégias de tratamentos funcionais serão mais apropriadas às reais necessidades de cada indivíduo.

3 METODOLOGIA

Nesta pesquisa foi utilizado uma base de dados coletada previamente no grupo de pesquisa “Controle Motor Humano” de uma dissertação de mestrado anterior a essa pesquisa (MOREIRA, 2019).

A coleta de dados ocorreu no Laboratório de Motricidade Humana (LaMH) do Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde (PPGTS) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), localizado na Clínica Escola de Fisioterapia da PUCPR, na cidade de Curitiba.

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (n.º 2.919.827) (APÊNDICE A) e ocorreu na cidade de Curitiba e região metropolitana, no período de novembro de 2018 a março de 2019 (MOREIRA, 2019). O presente estudo é classificado como quantitativo, exploratório e transversal (GIL, 2017).

3.1 CARACTERÍSTICAS DO BANCO DE DADOS

A amostra consiste em dois grupos de participantes, um grupo composto por pessoas com hemiparesia pós-AVC e outro por pessoas hígdas.

O recrutamento dos participantes pós-AVC foi feito por meio de contato com clínicas, hospitais e profissionais da área da saúde que atuavam junto a esta população da cidade de Curitiba e região metropolitana, no período de novembro de 2018 a março de 2019.

No entanto, o recrutamento dos participantes hígdos foi feito entre as pessoas da comunidade acadêmica, da qual os pesquisadores fazem parte, na cidade de Curitiba e região metropolitana, no período de novembro de 2018 a março de 2019.

Os voluntários de ambos os grupos seguiram os critérios de inclusão e exclusão estabelecidos por Moreira (2019).

Os critérios de inclusão para participantes pós-AVC foram: apresentar diagnóstico médico confirmado de AVC; tempo de evolução pós-AVC acima de 4 semanas, incluindo pessoas na fase subaguda e crônica (O’SULLIVAN, 2010); idade igual ou superior a 20 anos completos; capazes de deambular ao menos seis metros sem assistência humana, sendo permitida a utilização de órteses

e/ou dispositivos auxiliares. Os critérios de exclusão foram: apresentar AVC bilateral; afasia de compreensão; outras doenças neurológicas; déficit visual não corrigido e severas alterações musculoesqueléticas não relacionadas ao quadro de AVC (BAMBIRRA et al., 2015).

Os critérios de inclusão para participantes hígidos foram: possuir sexo e idade iguais aos participantes do grupo AVC e apresentar pontuação máxima no teste de equilíbrio de BERG. Não foram aceitos indivíduos que apresentaram doenças neurológicas; déficits visuais não corrigidos; alterações musculoesqueléticas e instabilidades clínicas.

3.1.1 Amostra

A amostra do estudo era composta por 32 voluntários, sendo 16 indivíduos pós-AVC e 16 hígidos, no entanto, três indivíduos foram excluídos desse trabalho, sendo identificado a presença de ruídos no sinal ao longo do tempo em dois voluntários que acabaram sendo excluídos da amostra. Foi realizada ainda, a exclusão de um voluntário, pois, o tempo de coleta foi menor, gerando um tamanho amostral diferente dos demais, impossibilitando uma análise adequada desses sinais. Sendo assim, a amostra foi composta por 29 voluntários, sendo 13 indivíduos pós-AVC e 16 hígidos. Os voluntários eram pareados em peso, altura, idade e índice de massa corporal (IMC). As características dessa amostra estão dispostas na Tabela (1) e todos os voluntários do grupo pós-AVC eram crônicos.

Tabela 1: Características da amostra.

Variáveis	Pós-AVC (n 13)	Hígidos (n 16)	<i>p</i> valor
Sexo (feminino/masculino)	04/09	5/11	
Idade (anos)	56 ($\pm$ 13)	56 ($\pm$ 9)	0.991
Massa corporal (kg)	78 ($\pm$ 14)	78 ($\pm$ 16)	0.971
Estatuta (m)	1.65 ($\pm$ 0.08)	1.67 ($\pm$ 0.06)	0.349
Índice de Massa Corporal (kg/m ²)	29 ($\pm$ 3.7)	27.4 ($\pm$ 4.7)	0.318
Dominância (direita/esquerda)	11/02	16/0	
Hemiparesia (direita/esquerda)	07/06	-	

Valores apresentados por média e desvio padrão (DP). IMC: Índice de Massa Corporal.

3.1.2 Descrição do *Setup* experimental

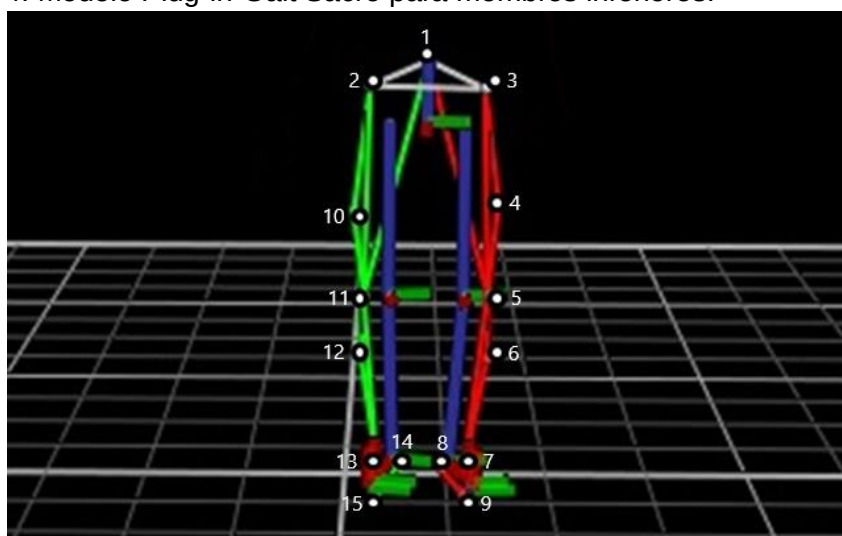
Para obtenção das variáveis biomecânicas utilizaram-se recursos tecnológicos, como plataformas de força e o sistema de análise tridimensional do movimento, disponíveis no LaHM, que pertencem ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde.

Os voluntários tiveram seus dados cinemáticos coletados por um sistema de análise do movimento da empresa Vicon®, que permite a captura dos movimentos em três planos (x, y, z) por meio de seis câmeras de radiação infravermelha, modelo Vicon® Bonita B10.

Os dados cinéticos foram coletados por duas plataformas de força da marca AMTI® modelo OR6-7-1000, afixadas no chão com 5 mm de distância entre si e niveladas em altura com um tablado de madeira, cujo objetivo foi fornecer segurança aos participantes. As plataformas estavam centralizadas dentro da área de captura das câmeras do sistema Vicon®.

O modelo de marcadores utilizado foi o *Plug-in-Gait Sacro* para membros inferiores, demonstrado na figura (4), que permitiu a reconstrução de segmentos corporais.

Figura 4: Modelo Plug-in-Gait Sacro para membros inferiores.



Pontos anatômicos: sacro (1); espinha íliaca ântero-superior esquerda (2); espinha íliaca ântero-superior direita (3); maior circunferência femoral direita (4); epicôndilo lateral direito do fêmur (5); maior circunferência tibial direita (6); maléolo lateral direito da tíbia (7); calcâneo direito (8); cabeça do 2º metatarso direito (9); maior circunferência femoral esquerda (10); epicôndilo lateral esquerdo do fêmur (11); maior circunferência tibial esquerda (12); maléolo lateral esquerdo da tíbia (13); calcâneo esquerdo (14); cabeça do 2º metatarso esquerdo (15). Fonte: Moreira, 2019.

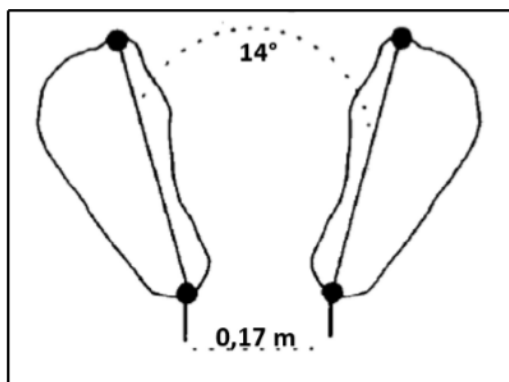
Para a coleta cinemática, 15 pontos anatômicos dos voluntários foram cobertos por marcadores refletivos de 14 mm de diâmetro colocados bilateralmente sobre a espinha íliaca ântero-superior, sacro, maior circunferência femoral, epicôndilo lateral do fêmur, maior circunferência tibial, maléolo lateral, calcâneo e cabeça do 2º metatarso.

3.1.3 Descrição da coleta da postura ereta quieta

Depois da colocação dos marcadores, os voluntários foram conduzidos para área de coleta, onde a coleta da postura ereta quieta foi realizada com o voluntário em pé sobre as duas plataformas de força. Primeiramente o indivíduo deveria posicionar os pés na condição livre e permanecer por 60 s, olhando para um ponto fixo à 2 m e em seguida, após um intervalo de 3 min de descanso, deveria posicionar os pés na condição padronizada para realizar a mesma coleta por mais 60 s.

A coleta dos dados foi constituída em duas condições de posicionamento dos pés, livre e padronizada. Na condição livre os indivíduos posicionavam-se de maneira confortável e na padronizada deveriam posicionar os pés como demonstrado na Figura (5), obtendo 17 cm de distância entre os centros dos calcânhares com um ângulo de 14° entre os eixos dos pés.

Figura 5: Posicionamento padronizado dos pés.



Fonte: Boumer, 2019.

Para análise dos dados estavam disponíveis os sinais dos ângulos articulares, as posições dos marcadores, as forças de reação do solo (FRS) e os momentos de força (M).

3.2 PROCESSAMENTO DE SINAIS E ANÁLISE DE DADOS

Foi realizada a análise dos dados utilizando os ângulos relativos de flexão/extensão, abdução/adução e rotação de quadril, os ângulos de flexão/extensão de joelho e tornozelo, e os ângulos absolutos de rotação da pelve.

Os ângulos absolutos da pelve são aqueles ângulos medidos em relação aos eixos do laboratório (eixo x, y, z) com os eixos sagital e transversal (VICON MOTION SYSTEMS LTD., 2016).

Os ângulos relativos do quadril, joelho e tornozelo que são aqueles ângulos medidos entre o segmento proximal e o segmento distal que envolve aquela articulação (VICON MOTION SYSTEMS LTD., 2016).

Os sinais das forças de reação do solo foram amplificados com amplificadores MiniAmp e Gen 5 (AMTI) e amostrados a 300 Hz por uma placa de aquisição de dados da National Instruments, integrada ao Sistema Vicon com o Software Nexus versão 2.7. As posições do marcador foram amostradas em 100Hz.

Os sinais brutos foram processados por duas rotinas desenvolvidas em ambiente Matlab, uma utilizada para a análise dos dados dos indicadores cinemáticos (APÊNDICE B) e outra para o indicador cinético relativo ao COP (APÊNDICE C). Em primeiro lugar, foram desempacotados os dados gravados em arquivo c3d e então, recuperados os sinais da aquisição dos marcadores, de ângulos articulares e das FRS.

Todos os sinais foram filtrados por filtro passa-baixa, do tipo Butterworth, de segunda ordem, com atraso nulo (*dual-pass*) para eliminação de ruídos. A frequência de corte do filtro para os sinais de ângulos e das plataformas foi de 6Hz.

3.3 INDICADORES PARA OS OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para cada objetivo específico foram definidas variáveis e indicadores, que foram calculados com as rotinas desenvolvidas e serão explicados nos tópicos a seguir.

3.3.1 Objetivo Específico I:

Neste objetivo específico foram realizadas duas análises, sendo uma delas a análise da simetria dos ângulos articulares entre membros inferiores a partir da amplitude de oscilação RMS dos sinais dos ângulos articulares.

E a outra análise pelo índice de assimetria (IA) que foi desenvolvido pela autora em conjunto com a orientadora deste trabalho, sendo ele, o módulo da razão entre a diferença e a soma dos valores médios dos ângulos articulares, para analisar a presença de assimetrias geradas nos diferentes ângulos entre grupos.

Os valores do IA podem oscilar de 0 a 1 e os valores mais próximos a zero indicam simetria, dado pelas seguintes equações equivalentes para cada grupo:

$$IA = \left| \frac{D-E}{D+E} \right| \text{ Equação 1}$$

$$IA = \left| \frac{P-NP}{P+NP} \right| \text{ Equação 2}$$

Onde, a equação (1) é destinada para o grupo hígidos, sendo que “D” significa a média do ângulo articular do membro direito e o “E” do membro esquerdo e a equação (2) é destinada para o grupo pós-AVC, onde, “P” significa a média do ângulo articular do membro parético e o “NP” do membro não parético.

3.3.2 Objetivo Específico II:

Na análise da sincronização dos movimentos articulares, os cálculos seguiram a metodologia de Boumer et al. (2018). Sendo assim, foi realizado o cálculo do coeficiente de correlação cruzada entre séries temporais 1/100 s dos

ângulos articulares dos dois membros, com defasagens variando de -1 s a +1 s. A sincronização utilizada foi o pico do valor do coeficiente de correlação ($\rho_{\max}$).

3.3.3 Objetivo Específico III:

O papel da rotação articular da pelve no plano transversal em relação ao eixo vertical, foi analisado por meio da amplitude de oscilação RMS de rotação da pelve e o sinal RMS da velocidade do ângulo de rotação da pelve.

3.3.4 Objetivo Específico IV:

Para este objetivo específico, foram utilizados os sinais do COP que foram obtidos através da coleta nas duas plataformas de força.

A análise do mecanismo de carga e descarga de peso seguiu a metodologia dos cálculos de Winter et al. (1993). O COPnet (centro de pressão total) em qualquer direção está sob o controle de diferentes músculos, por exemplo, na direção M/L o COPl (centro de pressão esquerdo) é controlado pelos eversores/inversores do tornozelo esquerdo e o COPr (centro de pressão direito) pelos eversores/inversores do tornozelo direito. Sendo, o mecanismo de carga e descarga de peso, na direção M/L atribuído à ação dos músculos abdutores e adutores de quadril.

Se o peso fosse distribuído igualmente entre os membros direito e esquerdo a fração de peso em cada membro seria 0,5. Assim, o COPc (mudanças do centro de pressão) é calculado considerando que a carga e descarga de peso entre os membros inferiores são distribuídas igualmente através da mudança no COPl e COPr dado pela equação (3):

$$COPc(t) = COPl(t) \times 0.5 + COPr(t) \times 0.5 \quad \text{Equação 3}$$

Para verificar a contribuição do mecanismo de carga e descarga de peso na oscilação do COPnet, foi calculado o COPv (centro de pressão vertical), tal como proposto por Winter et al. (1993), onde ao subtrair o COPc do COPnet é possível determinar o mecanismo devido às forças de reação verticais, dado pela equação (4):

$$COP_v(t) = COP_{net}(t) - COP_c(t) \quad \text{Equação 4}$$

Então, após encontrar os valores de COP_c e COP_v , foi analisado o mecanismo de carga e descarga de peso pela amplitude de oscilação RMS do COP_v , pois, o mesmo mostra a mudança que ocorre no COP_{net} ocasionado pelo mecanismo de carga e descarga de peso.

3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada por meio do software SPSS® versão 21.0 (IBM), em seguida, foi analisado a normalidade dos dados com o teste estatístico Shapiro-Wilk, sendo adotado um nível de significância de 0,05.

Os dados foram revelados como não paramétricos, sendo realizado os testes estatísticos para amostras não-paramétricas. Para as variáveis IA , ρ_{max} , rotação da pelve e COP_v foi realizado o teste Mann-Whitney para comparação entre grupos e o teste Wilcoxon para comparação entre posições dos pés.

No entanto, na análise da variável RMS dos ângulos articulares dos membros inferiores foi realizado o teste estatístico Wilcoxon para a comparação entre membros e posições dos pés.

4 RESULTADOS

Os resultados serão apresentados conforme a disposição dos objetivos específicos.

4.1 OBJETIVO ESPECÍFICO I

O objetivo foi comparar entre os grupos e posicionamentos dos pés a simetria dos ângulos articulares por meio do índice de assimetria. Ainda, também foi comparado entre membros inferiores e posicionamentos dos pés a amplitude de oscilação RMS.

O índice de assimetria não demonstrou sensibilidade nas comparações dos ângulos articulares, sendo que as medianas foram similares para ambos os grupos e próximas a zero.

No entanto, foi possível observar que os valores do IA foram abaixo de 0.5, exceto para a abdução e adução de quadril que foi próximo a 1.0, em ambos os grupos e posicionamento dos pés, como demonstrado na tabela (2), evidenciando a assimetria entre os membros.

Tabela 2: Índice de assimetria para ambos os grupos em ambos os posicionamentos dos pés.

Índice de Assimetria (graus/graus)	Posicionamento dos pés	Pós-AVC	<i>p</i> valor entre posições	Hígidos	<i>p</i> valor entre posições	<i>p</i> valor entre grupos
		Mediana (IQR1 - IQR3)		Mediana (IQR1 - IQR3)		
Flexão/extensão Quadril	Livre	0.13 (0.07 0.38)	0.861	0.11 (0.07 0.48)	0.820	0.983
	Padronizada	0.16 (0.06 0.37)		0.14 (0.06 0.42)		0.812
Adução/abdução Quadril	Livre	1.00 (0.77 1.00)	0.575	0.93 (0.41 1.00)	0.646	0.503
	Padronizada	1.00 (0.58 1.00)		0.97 (0.57 1.00)		0.232
Rotação Quadril	Livre	0.16 (0.06 0.27)	0.249	0.14 (0.03 0.19)	0.865	0.351
	Padronizada	0.13 (0.06 0.22)		0.13 (0.04 0.18)		0.650
Flexão/extensão Joelho	Livre	0.36 (0.18 0.63)	0.937	0.27 (0.10 0.92)	0.861	0.682
	Padronizada	0.43 (0.13 0.69)		0.47 (0.09 0.84)		0.846
Flexão/extensão Tornozelo	Livre	0.32 (0.17 1.00)	0.424	0.24 (0.15 0.71)	0.397	0.132
	Padronizada	0.39 (0.25 0.87)		0.44 (0.13 1.00)		0.983

Intervalo interquartil 25% (IQR1) e 75% (IQR3).

Na tabela (3) e (4) estão dispostos os valores da amplitude de oscilação RMS no grupo pós-AVC e hígidos respectivamente. Na tabela (3) para o grupo

pós-AVC, diferiu entre os membros nos ângulos articulares do quadril no movimento de flexão/extensão apenas na posição livre. Já nos ângulos do joelho diferiu apenas no posicionamento padronizado e no tornozelo em ambos os posicionamentos, evidenciando maior amplitude de oscilação no membro parético.

Ainda, na rotação de quadril diferiu entre posições no membro parético e na flexão/extensão do quadril no membro não parético, onde demonstrou maior oscilação, no posicionamento padronizado dos pés. Já na articulação do tornozelo diferiu entre posições em ambos os membros inferiores, também apresentando maior oscilação no posicionamento padronizado dos pés.

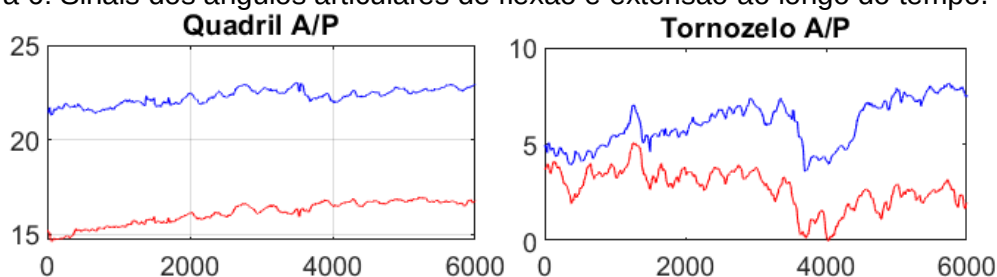
Tabela 3: Amplitude de oscilação RMS para o grupo pós-AVC, em ambas as posições e membros.

Variáveis (RMS)	Posicionamento dos pés	Parético		Não parético		
		Mediana (IQR1 - IQR3)	<i>p</i> valor entre posições	Mediana (IQR1 - IQR3)	<i>p</i> valor entre posições	<i>p</i> valor entre membros
Flexão/extensão Quadril (graus)	Livre	0.31 (0.18 0.75)	0.701	0.20 (0.17 0.27)	0.033*	0.007*
	Padronizada	0.39 (0.34 0.49)		0.33 (0.21 0.52)		0.753
Adução/abdução Quadril (graus)	Livre	0.18 (0.14 0.51)	0.422	0.17 (0.14 0.33)	0.196	0.101
	Padronizada	0.24 (0.22 0.55)		0.27 (0.18 0.42)		0.249
Rotação Quadril (graus)	Livre	0.27 (0.16 0.40)	0.033*	0.41 (0.27 0.63)	0.861	0.133
	Padronizada	0.46 (0.33 0.73)		0.33 (0.23 0.64)		0.382
Flexão/extensão Joelho (graus)	Livre	0.51 (0.19 1.07)	0.600	0.27 (0.16 0.38)	0.807	0.055
	Padronizada	0.52 (0.34 0.87)		0.20 (0.16 0.32)		0.007*
Flexão/extensão Tornozelo (graus)	Livre	0.44 (0.32 0.78)	0.001*	0.27 (0.19 0.35)	0.002*	0.009*
	Padronizada	1.32 (0.98 2.00)		0.37 (0.32 0.99)		0.004*

* Significância estatística. Intervalo interquartil 25% (IQR1) e 75% (IQR3).

Na figura (6), é possível visualizar os dados do movimento de flexão e extensão da articulação do quadril e tornozelo na direção A/P, ao longo do tempo em um indivíduo pós-AVC com comportamento típico da amostra, onde o membro parético oscilou maiores frequências.

Figura 6: Sinais dos ângulos articulares de flexão e extensão ao longo do tempo.



Sujeito pós-AVC crônico com comportamento típico da amostra, 60 anos de idade, hemiparesia à direita, dominância à direita. Significado das abreviaturas: anteroposterior (A/P); médio-lateral (M/L); linha azul representa o membro parético e a linha vermelha o membro não parético.

Na tabela (4), para o grupo hígidos, as diferenças entre membros foram apresentadas na articulação do tornozelo em ambos os posicionamentos, e diferiu entre posições também na articulação do tornozelo em ambos os membros, apresentando maior oscilação no posicionamento padronizado dos pés.

Tabela 4: Amplitude de oscilação RMS para o grupo hígidos, em ambas as posições e membros.

Variáveis (RMS)	Posicionamento dos pés	Direito		Esquerdo		
		Mediana (IQR1 - IQR3)	<i>p</i> valor entre posições	Mediana (IQR1 - IQR3)	<i>p</i> valor entre posições	<i>p</i> valor entre membros
Flexão/extensão Quadril (graus)	Livre	0.15 (0.09 0.36)	0.394	0.15 (0.08 0.20)	0.233	0.278
	Padronizada	0.20 (0.15 0.31)		0.17 (0.11 0.33)		0.408
Adução/abdução Quadril (graus)	Livre	0.10 (0.07 0.14)	0.100	0.09 (0.07 0.11)	0.078	0.134
	Padronizada	0.12 (0.09 0.17)		0.12 (0.08 0.17)		0.179
Rotação Quadril (graus)	Livre	0.18 (0.13 0.36)	0.088	0.17 (0.12 0.42)	0.496	0.326
	Padronizada	0.27 (0.16 0.56)		0.27 (0.15 0.42)		0.679
Flexão/extensão Joelho (graus)	Livre	0.12 (0.07 0.18)	0.427	0.10 (0.08 0.18)	0.910	0.605
	Padronizada	0.14 (0.10 0.21)		0.09 (0.08 0.18)		0.179
Flexão/extensão Tornozelo (graus)	Livre	0.25 (0.22 0.36)	0.003*	0.29 (0.25 0.49)	0.001*	0.007*
	Padronizada	0.47 (0.31 0.69)		0.89 (0.40 1.27)		0.008*

* Significância estatística. Intervalo interquartil 25% (IQR1) e 75% (IQR3).

4.2 OBJETIVO ESPECÍFICO II

O objetivo foi comparar entre os grupos e posicionamentos dos pés a sincronização dos movimentos das articulações.

Ao comparar os valores do pico do coeficiente de correlação, diferenças foram encontradas na comparação entre grupos na articulação do tornozelo em ambos os posicionamentos dos pés, como apresentado na tabela (5). Sendo assim, o grupo pós-AVC exibiu baixas sincronizações entre os movimentos dos ângulos do tornozelo quando comparados ao grupo hígidos.

Tabela 5: Sincronização para ambos os grupos e ambas as posições.

pmax	Posicionamento dos pés	Pós-AVC		Hígidos		
		Mediana (IQR1 - IQR3)	p valor entre posições	Mediana (IQR1 - IQR3)	p valor entre posições	p valor entre grupos
Flexão/extensão Quadril (graus)	Livre	0.74 (0.58 0.86)	0.249	0.79 (0.68 0.87)	0.394	0.156
	Padronizada	0.82 (0.67 0.95)		0.93 (0.66 0.96)		0.329
Adução/abdução Quadril (graus)	Livre	0.94 (0.84 0.98)	0.600	0.93 (0.80 0.98)	0.776	0.475
	Padronizada	0.93 (0.78 0.98)		0.91 (0.77 0.97)		0.423
Rotação Quadril (graus)	Livre	0.50 (0.37 0.65)	0.196	0.45 (0.36 0.65)	0.776	0.914
	Padronizada	0.52 (0.37 0.65)		0.60 (0.33 0.68)		0.449
Flexão/extensão Joelho (graus)	Livre	0.72 (0.54 0.84)	0.055	0.66 (0.54 0.79)	0.955	0.144
	Padronizada	0.58 (0.47 0.79)		0.63 (0.51 0.77)		0.215
Flexão/extensão Tornozelo (graus)	Livre	0.78 (0.62 0.91)	0.173	0.87 (0.72 0.95)	0.776	0.012*
	Padronizada	0.72 (0.59 0.91)		0.85 (0.72 0.91)		0.000*

* Significância estatística. Significado das abreviaturas: pico da correlação cruzada (pmax); intervalo interquartil 25% (IQR1) e 75% (IQR3).

4.3 OBJETIVO ESPICÍFICO III

O objetivo foi verificar o papel da rotação articular na manutenção da postura no plano transversal entre os grupos e entre condições de posicionamentos dos pés.

De acordo com a tabela (6), foi observado que na amplitude de oscilação de rotação da pelve no plano transversal o grupo pós-AVC teve uma maior oscilação da rotação da pelve quando comparado ao grupo hígidos. Ainda, foi apresentado uma diferença entre posicionamentos dos pés no grupo pós-AVC, com maior oscilação no posicionamento padronizado dos pés.

Tabela 6: Amplitude de oscilação RMS de rotação da pelve e velocidade de rotação da pelve para ambos os grupos e posições.

Variáveis (RMS)	Posicionamento dos pés	Pós-AVC		Hígidos		
		Mediana (IQR1 - IQR3)	<i>p</i> valor entre posições	Mediana (IQR1 - IQR3)	<i>p</i> valor entre posições	<i>p</i> valor entre grupos
Rotação Pelve (graus)	Livre	0.25 (0.14 0.36)	0.007*	0.22 (0.09 0.40)	0.334	0.351
	Padronizada	0.29 (0.21 0.43)		0.22 (0.10 0.29)		0.000*
Velocidade rotação Pelve (rad/s)	Livre	1.03 (0.82 2.26)	0.011*	0.89 (0.66 1.07)	0.031*	0.001*
	Padronizada	1.80 (0.92 3.21)		0.93 (0.79 1.75)		0.000*

* Significância estatística. Intervalo interquartil 25% (IQR1) e 75% (IQR3).

Como evidenciado na tabela (6), o grupo pós-AVC apresentou maior velocidade ao realizar a rotação da pelve quando comparado ao grupo hígidos e nas diferenças entre posicionamentos a maior velocidade esteve presente no posicionamento padronizado dos pés em ambos os grupos.

4.4 OBJETIVO ESPECÍFICO IV

O objetivo foi verificar o papel do mecanismo de carga e descarga de peso entre os membros inferiores comparados entre grupos e entre condições de posicionamento dos pés.

Os valores da amplitude de oscilação RMS do COPv que indica o mecanismo de carga e descarga de peso, estão mostrados na tabela (7). Na comparação entre grupos foi demonstrado diferença em ambos os posicionamentos dos pés na direção A/P quanto na M/L, onde no grupo pós-AVC teve maiores oscilações.

Ainda, ao comparar os valores entre posicionamentos, foi demonstrado diferença em ambos os grupos na variável COPv M/L, com maiores oscilações no posicionamento padronizado dos pés.

Tabela 7: Amplitude de oscilação RMS do COPv para ambos os grupos e posições.

Variáveis (RMS)	Posicionamento dos pés	Pós-AVC	<i>p</i> valor entre posições	Hígidos	<i>p</i> valor entre posições	<i>p</i> valor entre grupos
		Mediana (IQR1 - IQR3)		Mediana (IQR1 - IQR3)		
COPv A/P (mm)	Livre	0.25 (0.07 0.57)	0.600	0.08 (0.06 0.16)	0.865	0.000*
	Padronizada	0.15 (0.10 0.46)		0.12 (0.05 0.13)		0.000*
COPv M/L (mm)	Livre	0.96 (0.58 1.63)	0.013*	0.64 (0.55 1.37)	0.002*	0.036*
	Padronizada	2.12 (1.17 3.18)		1.37 (0.83 2.61)		0.025*

* Significância estatística. Significado das abreviaturas: centro de pressão vertical (COPv A/P e COPv M/L); intervalo interquartil 25% (IQR1) e 75% (IQR3).

5 DISCUSSÃO

O objetivo geral desse estudo foi identificar as estratégias do controle postural em uma análise 3D em dois diferentes posicionamentos dos pés. Previmos uma contribuição significativa das articulações de cada membro inferior no controle postural na postura ereta quieta combinada nos três planos do movimento, com maior significância nos indivíduos com AVC.

Os indivíduos com AVC mostraram uma assimetria dos movimentos das articulações entre membros, com uma maior oscilação e velocidade no movimento da pelve, ainda, com uma baixa sincronização das articulações entre os membros. Os indivíduos de ambos os grupos para permanecerem no posicionamento padronizado, oscilaram mais do que quando posicionados livremente. Bem como, esteve presente em ambos os grupos o mecanismo de carga e descarga de peso, com maiores oscilações no AVC, indicando maior importância do mecanismo nesse grupo.

Os resultados deste estudo ampliam os conhecimentos atuais de análises através do COP (WANG et al., 2019; BOUMER et al., 2018; WANG et al., 2017; MARTELLO et al., 2017; MANSFIELD et al., 2012; MANSFIELD et al., 2011; GENTHON et al., 2008), mas que não mostram, como neste estudo, a influência dos ângulos em uma análise 3D do movimento em indivíduos com AVC e hígidos em diferentes posicionamentos dos pés na posição ereta quieta.

A discussão será apresentada conforme a disposição dos objetivos específicos.

Na tabela (2), os valores baixos do índice de assimetria indicam uma simetria entre os valores médios, exceto para a abdução/adução do quadril, o que rejeita a hipótese (I) deste estudo. No entanto, as análises da simetria da descarga de peso através do COP realizadas por Wang et al. (2017) Boumer et al. (2018) Genthon et al. (2008) Mansfield et al. (2011) (2012), mostram a existência de uma importante assimetria principalmente no pós-AVC, devido os déficits no membro parético.

Este resultado mostra que a assimetria da descarga de peso não é necessariamente acompanhada por uma assimetria dos ângulos dos membros

inferiores, mas confirma a assimetria gerada no mecanismo de carga e descarga de peso nas direções A/P e M/L.

Entretanto, se observarmos ainda na tabela (2) o movimento de abdução/adução do quadril apresentou valores próximos à 1 para indivíduos saudáveis e valores iguais a 1 no AVC, ficando evidente a presença de uma assimetria nesse ângulo para ambos os grupos e posicionamentos dos pés, com maior significância no pós-AVC.

Esta assimetria pode ser proporcionada pelo movimento de abdução de um dos lados e a adução do lado oposto, confirmado pelo mecanismo de carga e descarga de peso na direção M/L (WINTER, 2009; WINTER et al., 1995). Esse padrão eleva a pelve que acaba descarregando no lado da elevação e carregando no lado contralateral (WINTER, 2009; WINTER, 1995). A assimetria entre ângulos articulares está associada a assimetria do mecanismo de carga e descarga de peso.

Indivíduos com AVC apresentaram maior oscilação angular no membro parético nos movimentos de flexão/extensão de quadril, joelho e tornozelo (Tabela 3) e (Figura 6). Em uma análise por meio dos COP's A/P e M/L, realizada por Genthon et al. (2008), a amplitude média dos deslocamentos do COP foram maiores no pós-AVC na direção A/P, assim como foram maiores as oscilações angulares neste estudo nas articulações de quadril, joelho e tornozelo.

Esse comportamento pode ser oriundo de um processo adaptativo de compensação para manter a postura que está prejudicada pela incapacidade de controle do membro parético (GENTHON et al., 2008; ENGARDT, RIBBE, OLSSON, 1993).

No entanto, Genthon et al. (2008) também encontrou maior amplitude de deslocamento na direção M/L, que pode ser visto devido uma deterioração nos mecanismos do quadril, sendo diferente de uma análise dos ângulos articulares que não obtiveram diferença em outras direções.

Ainda, foi observado que as flutuações e a velocidade do COP foram maiores no lado não parético e o COP sob o pé parético era mais regular, gerado pela maior oscilação angular no membro parético, isto acontece porque o membro não parético acaba tentando compensar o controle da postura,

enquanto o membro parético sofre com a falta de controle muscular seletivo (ROERDINK et al., 2009).

Wang et al. (2019) também encontrou, como neste estudo na oscilação angular, uma maior amplitude de variação CM/COP dos músculos do membro parético quando comparado ao membro não parético, resultando em uma maior contribuição dos músculos do membro não parético na manutenção do controle postural.

Os indivíduos saudáveis apresentaram diferença entre membros e entre posições apenas no movimento de flexão/extensão do tornozelo, (Tabela 4), que acaba aceitando a hipótese (I) que ambos os grupos apresentariam o aumento das oscilações. Os resultados do estudo de Genthon et al. (2008), também demonstram que os deslocamentos do COP foram maiores ao longo do eixo A/P para indivíduos saudáveis, como este estudo mostrou maior oscilação A/P na articulação do tornozelo.

Em uma análise do COP em indivíduos saudáveis, a estabilidade diminuiu com o aumento da assimetria de suporte de peso (ANKER et al., 2008), que neste estudo foi gerado pela maior oscilação na articulação do tornozelo na flexão/extensão.

Na diferença entre membros, foi apresentada maior oscilação no membro esquerdo na articulação do tornozelo, sendo que todos os voluntários hígidos apresentaram dominância do lado direito, que foi testada apenas em membros superiores. Entretanto, a dominância de membro superior nem sempre corresponde a dominância do membro inferior nas diferentes tarefas, sendo uma limitação desse estudo.

Ao analisar as descargas de peso entre membros inferiores, 9 hígidos, descarregaram o peso no membro inferior esquerdo e carregaram o direito (MOREIRA, 2019), demonstrando uma possível dominância e preferência do membro inferior direito. No entanto, 7 hígidos descarregaram o peso no membro inferior direito (MOREIRA, 2019), evidenciando uma preferência do membro inferior esquerdo para manutenção da postura, mostrando que a dominância do membro superior nem sempre condiz com a dominância do membro inferior.

Nas tabelas (3), (4), (6) e (7) houve diferença entre o posicionamento dos pés, com maior oscilação na posição padronizada dos pés. Sendo esse

posicionamento diferente do normal e alcançado de forma manual (BOUMER et al., 2018) que acaba acarretando um maior desafio para manter a postura, devido às mudanças nos comprimentos musculares, mudanças proprioceptivas (FELDMAN, 2011) e o aumento da oscilação angular gerada pelo déficit do membro parético, ocasionando o aumento da oscilação postural nesse posicionamento.

Nesse posicionamento os déficits de força ou descarga em um dos membros aumenta a oscilação para buscar o controle adequado, sendo que Boumer et al. (2018) encontrou uma carga e descarga de peso mais assimétrica no posicionamento padronizado dos pés e no presente estudo foram apresentadas maiores oscilações também no posicionamento padronizado tanto para o grupo AVC quanto para os hígidos.

A posição livre em indivíduos hígidos não difere muito da posição padronizada dos pés, pois, a padronização foi estabelecida pelo estudo de McIlroy e Maki (1997), constituída através da média dos posicionamentos preferidos de 296 indivíduos sem patologias especificadas, sendo então, semelhantes às posições livre e padronizada nessa população.

Como pode ser observado na tabela (5), indivíduos com AVC demonstraram menor sincronização entre os movimentos de flexão/extensão de tornozelo entre os membros em relação à alta sincronização em indivíduos saudáveis em ambos os posicionamentos dos pés, aceitando a hipótese (II). Mansfield et al. (2012) (2011) mostrou também uma baixa sincronização entre os COP's em indivíduos com AVC no posicionamento padronizado, porém, indicando essa assincronia apenas na direção M/L.

Ainda, de acordo com Boumer et al. (2018) os valores de sincronização foram maiores em indivíduos saudáveis quando comparados a indivíduos com AVC na direção A/P e M/L, demonstrando, assim como neste estudo, a presença de baixa sincronização no pós-AVC.

Os movimentos A/P apresentam maior influência dos músculos plantiflexores e dorsiflexores do tornozelo no controle postural (WINTER, 1995), mas no AVC o maior grau de espasticidade é comumente observado nesses mesmo músculos, o que acaba afetando a sincronização entre os membros (SINGER et al., 2013).

Apesar de demonstrar uma menor sincronização no pós-AVC, se analisarmos os valores de correlação do tornozelo, podemos notar que são valores altos de correlação (Pós-AVC: 0.78 - 0.72; hígidos: 0.87 - 0.85), além da maioria das articulações não diferir na sincronização.

Este resultado é interessante, pois, difere do que foi achado nos estudos através da análise do COP, onde demonstra sempre uma baixa sincronização, abaixo de 0.50, nos indivíduos pós-AVC quando comparado aos hígidos, nas direções A/P e M/L. É possível que a sincronização entre as articulações apresentem uma estratégia diferente da sincronização através do COP, ou ainda, os resultados não mostraram grandes diferenças, devido ao tamanho da unidade temporal utilizada no cálculo da correlação.

No presente estudo foi demonstrada essa assincronia apenas na flexão/extensão do tornozelo A/P, mas adicionando os resultados de maior oscilação de rotação da pelve (eixo transversal) e assimetria da abdução/adução do quadril M/L, é possível notar que as diferentes posições articulares que o indivíduo assume na postura ereta quieta não estão confinadas em uma única direção de movimento.

Na tabela (6), levando em consideração o aumento das oscilações de rotação da pelve e da velocidade com maior significância no AVC, é sugestivo de uma estratégia diferente desta população para manter o controle na postura ereta quieta quando comparado a indivíduos saudáveis.

No estudo de Boumer et al. (2018), o ângulo de rotação externa do quadril devido o posicionamento dos pés foi maior no pós-AVC, assim como neste estudo, teve maior oscilação e velocidade na rotação da pelve no AVC. Este mecanismo pode ser explicado pelo padrão que o AVC realiza ao subir de nível, por exemplo, nesse estudo, na plataforma de força, o indivíduo pisa com o membro não parético primeiro para alcançar uma melhor estabilidade vertical e em seguida posiciona o membro parético (BOUMER et al., 2018).

Já o estudo de Winter et al. (1993) considera o desacoplamento entre as direções A/P e M/L, sendo cada direção controlada por um movimento articular específico, mas com o achado da relevância do movimento de rotação da pelve, não é possível mais considerar que o controle postural é alcançado desta forma.

Ainda, a maior amplitude e velocidade de rotação da pelve, pode ser explicada segundo o estudo de Anker et al. (2008) em uma análise da velocidade do COP na postura em pé durante tarefas de equilíbrio, que uma maior atividade regulatória é acionada quando a distribuição de peso é assimétrica, para buscar um controle postural adequado, que confirma essa assimetria pelo aumento das oscilações angulares no pós-AVC.

Bem como, os resultados de Boumer et al. (2018) mostraram maior oscilação no posicionamento padronizado dos pés, como no presente estudo, exatamente por necessitar obter uma angulação diferente na articulação do quadril para alcançar a padronização.

A diferença entre os grupos na variável COPv na direção A/P e M/L (Tabela 7) mostra uma contribuição do mecanismo de carga e descarga de peso nessas direções, porém, o AVC utiliza dessa estratégia de forma mais exacerbada, devido as maiores oscilações apresentadas, o que corrobora com a hipótese (IV) deste estudo.

Neste estudo, na direção M/L, os valores são relativamente altos, mas os grupos diferem entre posições, indicando a mudança na estratégia de carga e descarga de peso no M/L quando mudam o posicionamento dos pés. Onde, segundo Rougier e Pérennou (2019), na direção M/L, o índice de carga e descarga que analisa a contribuição para os deslocamentos do COP, foram altos, o que indicou a presença do mecanismo de carga e descarga de peso na população saudável e com AVC. Ainda, Winter et al. (1993) também encontrou a contribuição do mecanismo de carga e descarga de peso na direção M/L, em indivíduos saudáveis.

No entanto, uma diferença importante é que os resultados deste estudo trazem a presença do mecanismo de carga e descarga de peso também na direção A/P para indivíduos saudáveis e com AVC, embora com maior oscilação no AVC quando comparado aos hígidos e maior diferença no posicionamento livre, apesar de relatar diferença entre grupos no posicionamento padronizado, esta diferença é menor que a do posicionamento livre.

Segundo Rougier e Pérennou (2019) o controle muscular combinado gera o deslocamento do centro de pressão A/P por mecanismos de carga e descarga de peso ao redor da articulação do quadril na direção M/L, sendo uma resposta

adaptada, devido os déficits de hipoestesia, fraqueza motora e espasticidade, esta estratégia é utilizada para controlar a postura que está prejudicada na articulação do tornozelo, demonstrada pela presença da baixa sincronização.

O mecanismo de carga e descarga de peso é considerado como sendo controlado pelo movimento de abdução/adução do quadril (WINTER et al., 1993). No entanto, levando em consideração que a rotação da pelve e a velocidade dessa rotação apresentaram também influência no controle postural para ambos os grupos, é possível supor que os movimentos da rotação da pelve no plano transversal acabam influenciando no plano frontal na abdução/adução do quadril.

Consequentemente outras articulações e movimentos contribuíram para o mecanismo de carga e descarga de peso, não apenas um grupo muscular, apesar de existir um grupo muscular principal para o controle, ele pode ser compensado por outros grupos musculares que geram contribuições para que o mecanismo seja alcançado de forma adequada (LATASH, 2008).

A hemiparesia no pós-AVC diminui as funções dos músculos do tronco afetando o controle proximal, gerando uma instabilidade pélvica, o que acaba influenciando o movimento dos membros, diminuindo os movimentos coordenados entre as articulações e ocasionando movimentos combinados pelo padrão de sinergia patológica de tronco, pelve e quadril (DUBEY; KARTHIKBABU; MOHAN 2018; KARTHIKBABU et al., 2012). Evidenciando a contribuição também da pelve no mecanismo de carga e descarga de peso e a integração dos movimentos entre os planos.

A importância de uma análise em 3D pode ser vista pelo estudo de Anker et al. (2008), onde a assimetria de suporte de peso pela análise do COP teve um grande efeito na velocidade RMS do COP na direção M/L que resultou em um efeito menor na direção A/P, onde é visível que cada plano é organizado e controlado de forma diferente.

Sendo assim, a análise em 3D mostrou que as oscilações geradas no movimento de rotação da pelve, com altas velocidades, provocou a assimetria entre os membros de quadril, joelho e tornozelo, e a baixa sincronização entre os membros na articulação do tornozelo, o que acaba influenciando no

mecanismo da carga e descarga de peso entre os membros nas direções A/P e M/L.

5.1 TRABALHOS FUTUROS

Para trabalhos futuros é essencial estudar os três graus de liberdade da pelve, para uma análise completa do papel da pelve na manutenção da postura. Ainda, incluir um modelo biomecânico que seja composto por membros inferiores e tronco, pois, como foi visualizado neste estudo, existe uma grande importância dos músculos axiais em indivíduos pós-AVC, devido ao acoplamento de cinturas e as sinergias patológicas.

Ainda, nesse estudo foi analisado o membro direito e esquerdo, no entanto, a dominância foi testada apenas no membro superior, sendo necessário analisar a dominância também dos membros inferiores através de questionários. Para uma melhor comparação entre os grupos, poderia ser identificado o membro inferior com maior descarga de peso que indicaria a dominância.

Para a analisar a contribuição do mecanismo de carga e descarga de peso, seria interessante realizar uma correlação entre COPc e COPnet e COPv e COPnet.

6 CONCLUSÃO

A assimetria dos ângulos articulares esteve presente na maioria dos movimentos articulares analisados, apresentando maior assimetria no grupo AVC, no membro parético e no posicionamento padronizado dos pés, sendo que os hígidos mostraram uma maior simetria.

Ainda, os movimentos articulares demonstraram assincronia na flexão/extensão do tornozelo no pós-AVC, no posicionamento padronizado dos pés, apresentando alta sincronização para o restante dos movimentos articulares em ambos os grupos e posicionamentos.

A maior amplitude de oscilação e velocidade de rotação da pelve no grupo AVC, no posicionamento padronizado, mostrou a importância dessa articulação para o controle postural. Já, o mecanismo de carga e descarga de peso se mostrou presente em ambas as direções do movimento, com estratégias exacerbadas no AVC.

Sendo assim, as estratégias do controle postural são semelhantes entre grupos com valores muito próximos, apesar do AVC apresentar valores maiores de assimetria para manter a postura do que os hígidos, sendo que, ambos os grupos buscaram o controle utilizando a estratégia das articulações, além do tornozelo, nos três planos anatômicos. Ainda, as estratégias em ambos os grupos diferiram entre os posicionamentos analisados, sendo que no posicionamento padronizado exigiu maior controle para manter-se na postura.

Portanto, os resultados desse estudo são importantes, pois, direcionam os terapeutas a utilizarem diferentes estratégias de avaliação e tratamentos funcionais, visando às reais necessidades de cada indivíduo e suas individualidades, pois, foi mostrado a presença de assimetrias entre os membros, não apenas no AVC, mas também em pessoas hígidas.

REFERÊNCIAS

- ALEXANDROV, A.V. et al. Feedback equilibrium control during human standing. **Biol Cybern**, v.93, pp. 309–322, 2005.
- ANKER, L. C. et al. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. **Gait & Posture**, v.27, n.3, pp. 471-7, 2008.
- BAMBIRRA, C.; MAGALHAES, L.; RODRIGUES-DE-PAULA, F. Reliability and validity of the BESTest and MiniBESTest in chronic hemiparesis. **Revista Neurociências**, v. 23, n. 01, pp. 30–40, 2015.
- BERNSTEIN, A. N. On dexterity and its development. In: Latash ML, Turvey MT. Dexterity and its development. New Jersey: **Lawrence Erlbaum Associates**; pp. 3-246, 1996.
- BONNET, C. T. Broad stance conditions change postural control and postural Sway. **Journal of Motor Behavior**, v. 44, n. 2, pp. 125-131, 2012.
- BOUMER, C.T. et al. Influence of feet position on COP measures in post-stroke patients in quiet standing. **Gait & Posture**, v. 66, pp. 58-62, 2018.
- BOUMER, C.T. **Indicadores do controle postural em indivíduos hemiparéticos pós-AVC na postura ereta quieta e durante a execução de Serious Game**. [s.l.] Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 2019.
- BRASHEAR, A.; ELOVIC, E. Spasticity: Diagnosis and Management. **Demos Medical Pub**, v. 448, 2011.
- BRUNNSTROM S. Movement therapy in hemiplegia: a neurophysiological approach. New York: **Harper & Row**, 1970.
- CERDA-LUGO, A. et al. Experimental estimation of a second order, double inverted pendulum parameters for the study of human balancing. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2019.

COHEN, H. **Neurociência para fisioterapeutas**. 2^a. ed. Barueri: Manole, pp. 494, 2001.

CREATH, R. et al. A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. **Neurosci Lett**, v.377, pp.75–80, 2005.

DE HAART, M. et al. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: A rehabilitation cohort study. **Arch Phys Med Rehabil.**, 85(6), pp.886–95, 2004.

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, pp. 183-192, 2010.

DUBEY, L.; KARTHIKBABU, S.; MOHAN, D. Effects of Pelvic Stability Training on Movement Control, Hip Muscles Strength, Walking Speed and Daily Activities after Stroke: A Randomized Controlled Trial. **Ann Neurosci.**, v. 25, pp. 80–89, 2018.

ENGARDT, M.; RIBBE, T.; OLSSON, E. Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patients' symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down. **Scand J Rehab Med.**, v. 25, pp. 41-48, 1993.

FELDMAN, A. G. Space and time in the context of equilibrium-point theory, Wiley Interdiscip. **Rev. Cogn. Sci.**, v. 2, pp. 287–304, 2011.

FERLA, L.F.; GRAVE, M.; PERICO, E. Fisioterapia no tratamento do controle de tronco e equilíbrio de pacientes pós AVC. **Rev Neurocienc**, 23(2), pp. 211-217, 2015.

FERNANDES, A.C. et al. Right cerebral hemisphere specialization for quiet and perturbed body balance control: Evidence from unilateral stroke. **Rev. Human Movement Science**, 2017.

FOK, L. K. et al. Kinematic error magnitude in the single-mass inverted pendulum model of human standing posture, **Gait and Posture**, 2018.

GASPARI, A.P. et al. Predictors of prolonged hospital stay in a Comprehensive Stroke Unit. **Rev. Latino-Am. Enfermagem**, 2019.

GENTHON, N. et al. Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. **Stroke**, v. 39, n. 6, p. 1793–9, 2008.

GIL, AC. **Como elaborar projetos de pesquisa**. 6. Rio de Janeiro Atlas, 2017.

GOBLE, J.D. et al. Brain Activity during Ankle Proprioceptive Stimulation Predicts Balance Performance in Young and Older Adults. **Journal of Neuroscience**, 31(45), pp. 16344-16352, 2011.

GOODWORTH, D.A.; PETERKA, J.R. Sensorimotor integration for multisegmental frontal plane balance control in humans. **J Neurophysiol.**, 107(1), pp. 12–28, 2012.

HOF, L. A.; GAZENDAM, J. G. M.; SINKE, E. W. The condition for dynamic stability, **J Biomech.**, v. 38, pp. 1-8, 2005.

HONEGGER, F.; SPIJKER, G.J.; ALLUM, J.H.J. (2012). Coordination of the head with respect to the trunk and pelvis in the roll and pitch planes during quiet stance. **Neuroscience**, 213, pp. 62–71, 2012.

HORAK, F. B.; HENRY, S. M.; SHUMWAY-COOK, A. Postural perturbations: New insights for treatment of balance disorders. **Phys Ther.**, 77(5), pp. 517–33, 1997.

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural orientation and equilibrium. In: ROWELL, L. B.; SHEPARD, J. T., eds. **Handbook of physiology**. Oxford University Press, 1996.

HORLINGS, C.G.C. et al. Vestibular and proprioceptive influences on trunk movements during quiet standing. **Neuroscience**, v. 161, pp. 904 –914, 2009.

HSU, W-L. et al. Control and Estimation of Posture During Quiet Stance Depends on Multijoint Coordination. **J Neurophysiol.**, v. 97, pp. 3024–3035, 2007.

IVANENKO, Y.; GURFINKEL, S. V. Human Postural Control, **Front Neurosci.**, pp. 12-171, 2018.

KARTHIKBABU, S. et al. A review on assessment and treatment of the trunk in stroke. **Neural Regen Res.**, 7(25), pp. 1974–1977, 2012.

KRISHNAMOORTHY, V.; YANG, J-F.; SCHOLZ, J.P. Joint coordination during quiet stance: effects of vision. **Exp Brain Res** v.164. pp. 1–17, 2005.

LATASH, L. M. **Synergy**, Oxford University Press, 2008.

MACKINNON; WINTER. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. **Journal of Biomechanics**, 26(6), pp.633–644, 1993.

MANSFIED, A. et al. Between-limb synchronizaton for control of standing balance in individuals with stroke. **Clinical Biomechanics.**, v.26, pp. 312-317, 2011.

MANSFIELD, A. et al. Clinical Correlates of Between-Limb Synchronization of Standing Balance Control and Falls During Impatient Stroke Rehabilitation. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 26, n. 6, pp. 627-635, 2012.

MARTELLO, S.K. et al. Reliability and minimal detectable change of between-limb synchronization, weight-bearing symmetry, and amplitude of postural Sway in individuals with stroke. **Research on Biomedical Engineering**, v. 33, n. 2, pp. 113-120, 2017.

MCILROY, W. E.; MAKI, B. E. Preferred placement of the feet during quiet stance: Development of a standardized foot placement for balance testing, **Clinical Biomechanics**, v. 12, n. 1, pp. 66–70, 1997.

MOREIRA, M.G. **Estabilidade postural dinâmica de indivíduos pós-ave durante a execução de um serious game.** [s.l.] Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 2019.

OLIVEIRA, C.B.D. et al. Balance control in hemiparetic stroke patients: main tools for evaluation. **J Rehabil Res Dev.**,45(8), pp. 1215–1226, 2008.

O'SULLIVAN, B. S.; SCHMITZ, J. T. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. São Paulo: Manole, 2010.

PASTRELLO, H.H.F.; PITON, H.F.; DÁCIA, F.M. Abordagem inicial e tratamento no acidente vascular cerebral isquêmico agudo: diretrizes 2018. **Revista Científica Multidisciplinar Núcleo do Conhecimento**, ed. 03, v. 04, pp. 170-186. ISSN 2448-0959, 2019.

PAVAN, et al. Vestibular rehabilitation in neurological patients. **Med Reabil**, 29(2), pp. 31-6, 2010.

PEREIRA, C.L.; BOTELHO, C.A.; MARTINS, F.E. Correlação entre simetria corporal na descarga de peso e alcance funcional em hemiparéticos crônicos. **Rev Bras Fisioter**. 14(3), pp. 259-66, 2010.

PORTNOY, S. et al. Postural control of individuals with chronic stroke compared to healthy participants: Timed-Up-and-Go, Functional Reach Test and center of pressure movement. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 53, n. 5, pp. 685-93, 2017.

ROELOFS, B.M.J et al. Relationships Between Affected-Leg Motor Impairment, Postural Asymmetry, and Impaired Body Sway Control After Unilateral Supratentorial Stroke. **Neurorehabil Neural Repair**., 32(11), pp. 953–960, 2018.

ROERDINK, M. et al. On the relative contribution of the paretic leg to the control of posture after stroke. **Neurorehabil Neural Repair**, 23 (3), pp. 267-74, 2009.

ROGERS, M. W.; HEDMAN, L. D.; PAI, Y. C. Kinetic analysis of dynamic transitions in stance support accompanying voluntary leg flexion movements in hemiparetic adults. **Arch Phys Med Rehabil**., 74(1), pp. 19–25, 1993.

ROUGIER, P.R.; PÉRENNOU, D. Upright standing after stroke: How loading-unloading mechanism participates to the postural stabilization. **Hum Mov Sci**., v.64, pp. 47-54, 2019.

SHEIKH, M.; AZARPAZHOOH, M.R.; HOSSEINI, H.A. The effect of immediate decreasing of weight bearing asymmetry on quiet standing postural control in

individuals with chronic stroke. **Physiother Theory Pract.**, 33(10), pp. 751-757, 2017.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.H. Motor control: Theory and practical applications. 2nd ed. Philadelphia (PA): Lippincott, Williams & Wilkins; 2001.

SINGER, J. C. et al. The effect of post-stroke lower-limb spasticity on the control of standing balance: Inter-limb spatial and temporal synchronisation of centers of pressure. **Clinical Biomechanics**, v. 28, n. 8, pp. 921-926, 2013.

TAVARES, A.M. Intervenção fisioterapêutica em pacientes portadores de sequelas de AVE no programa de saúde da família de Custodópolis em campos dos Goyatacazes-RJ, pp. 1-9, 2016.

TRINDADE, T.N.P.A. et al. Influência da simetria e transferência de peso nos aspectos motores após Acidente Vascular Cerebral. **Rev Neurocienc.**, 19(1), pp. 61-67, 2011.

VAZ, V.D. Motor synergies research in physical therapy: advantages of the uncontrolled manifold approach, **Fisioter Pesqui.**, 24(1), pp. 2-8, 2017.

VICON MOTION SYSTEMS LTD. Bonita. 2018.

VICON MOTION SYSTEMS LTD. Plug-in Gait Reference Guide. 2016.

VICON MOTION SYSTEMS LTD., 2015. BONITA.

WANG, W. et al. Analysis of center of mass acceleration and muscle activation in hemiplegic paralysis during quiet standing. **PLoS One.**, 14(12), 2019.

WANG, W. et al. Evaluation of postural instability in stroke patient during quiet standing. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2017.

WINTER, A.D. **Biomechanics and motor control of human movement**, ed. 4, 2009.

WINTER, D.A. et al. Medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with centre of pressure changes in quiet standing. **Neuroscience Research Communications**, v.12, pp. 141-148, 1993.

WINTER, D.A. et al. Stiffness control of balance in quiet standing. **J Neurophysiol**, v.80, pp. 1211–1221, 1998.

WINTER, D.A. et al. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. **J Neurophysiol**, 75 (6), pp. 2334-43, 1996.

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

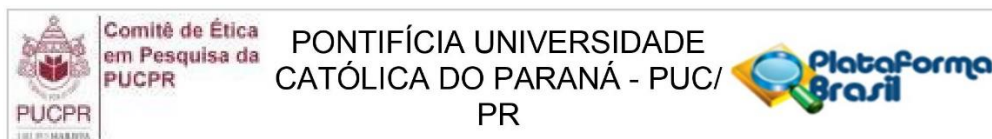
WISSEL, J. et al. Post-stroke spasticity: predictors of early development and considerations for therapeutic intervention. **The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation**, 7(1), pp. 60–67, 2015.

WIST, S.; CLIVAZ, J.; SATTELMAYER, M. Muscle strengthening for hemiparesis after stroke: A meta-analysis. **Ann Phys Rehabil Med.**, 59(2), pp. 114-24, 2016.

WOELLNER, S.S. et al. Testes de equilíbrio em pacientes hemiparéticos por AVC, **Acta F11**, pp. 32–40, 2015.

WORLD STROKE ORGANIZATION (WSO), 2018.

APÊNDICE A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ESTUDO DOS MOVIMENTOS DE PESSOAS COM AVE DURANTE UM JOGO DE VIDEOGAME

Pesquisador: Elisangela Ferretti Manffra

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 97904218.7.0000.0020

Instituição Proponente: Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.919.827

Apresentação do Projeto:

O presente projeto trata-se de um estudo classificado como sendo de abordagem quantitativa, exploratória e transversal, cujo objetivo não é a avaliação da efetividade de um tratamento de reabilitação. Esta pesquisa será realizada no Laboratório de Motricidade Humana (LaMH) do Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde (PPGTS) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), localizado na Clínica Escola de Fisioterapia da PUCPR, na cidade de Curitiba, no endereço Av. Sen. Salgado Filho, 555 - Prado Velho.

Objetivo da Pesquisa:

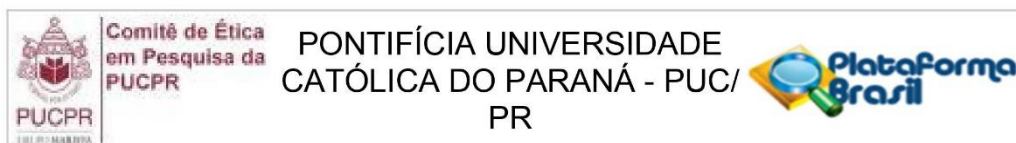
Objetivo Primário:

O objetivo deste projeto de dissertação de mestrado descrever quantitativamente de que forma o jogo digital desenvolvido desafia o controle postural de indivíduos ps-AVE.

Objetivo Secundário:

I) Determinar o comportamento da projeção vertical do centro de massa (CMv) de indivíduos ps-AVE e hígidos,

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
Bairro: Prado Velho **CEP:** 80.215-901
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 **Fax:** (41)3271-2103 **E-mail:** nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 2.919.827

durante a execução do sistema de jogos digitais;

II) Determinar o comportamento do centro de pressão (CP) de indivíduos ps-AVE e hígidos, durante a execução do sistema de jogos digitais;

III) Determinar o comportamento do indicador margem de estabilidade de indivíduos ps-AVE e hígidos, durante a execução do sistema de jogos digitais;

IV) Determinar o comportamento do indicador torque vertical (TV) de indivíduos ps-AVE e hígidos, durante a execução do sistema de jogos digitais;

V) Determinar a relação entre o comportamento das variáveis biomecânicas supracitadas e o desempenho obtido nos jogos digitais;

VI) Determinar os momentos articulares e musculares durante a permanência na postura ereta quieta e durante a realização de jogos digitais.

VII) Comparar o comportamento das variáveis biomecânicas supracitadas quando as tarefas funcionais são realizadas de forma cinesioterapêutica tradicional e durante a execução dos jogos digitais.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

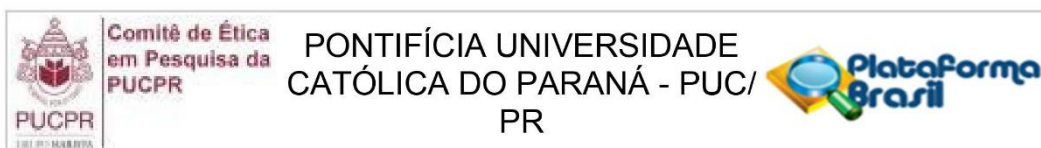
BENEFÍCIOS

A pesquisadora informa que os participantes terão como benefício passar por avaliações adicionais sobre o seu estado de saúde, as quais não são corriqueiramente realizadas, como a avaliação do equilíbrio postural. Também, receberão orientações sobre a sua saúde, cuidados gerais e desempenho nas avaliações.

RISCOS

Por outro lado, informa a pesquisadora sobre os possíveis desconfortos e riscos decorrentes do estudo, como por exemplo, dor, cansaço, desequilíbrios e risco de cair. Para mitigar os eventuais riscos, informa ainda que os participantes contarão com fisioterapeutas profissionais que serão os responsáveis

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
Bairro: Prado Velho **CEP:** 80.215-901
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 **Fax:** (41)3271-2103 **E-mail:** nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 2.919.827

por realizar

todos os procedimentos, dando suporte e zelando pela participação dos voluntários.

Fui avisado de que posso me recusar a participar deste estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa será realizada com dois grupos de participantes, um composto por pessoas hemiparéticas pós-AVE e outro por pessoas híginas, para fins de comparação.

O recrutamento dos participantes pós-AVE será feito por meio de contato com clínicas, hospitais e profissionais da área da saúde que atuem junto a esta população, como por exemplo, fisioterapeutas, médicos e terapeutas ocupacionais, da cidade de Curitiba e região metropolitana, no período de setembro a novembro de 2018. Todos os voluntários deverão comparecer ao LaHM para três intervenções, separadas entre si por pelo menos um dia e, no máximo, por sete dias.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Na versão anterior a pesquisadora apresentou TCLE de forma clara, objetiva e de acordo com o modelo adotado por este Comitê. No entanto, não fez a paginação no modelo 1/3, 2/3, e assim sucessivamente conforme recomendado.

No parecer datado de 13/09/2018, pede-se que ajuste esta paginação.

Nesta segunda versão, a pesquisadora atende integralmente o exigido no parecer anterior, paginando corretamente o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

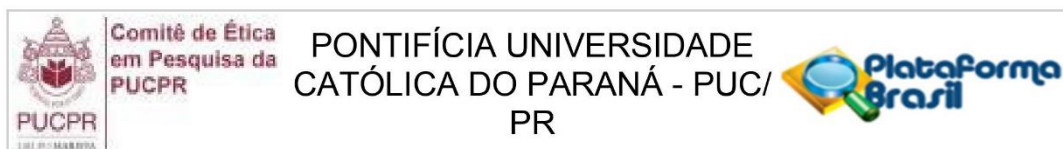
Projeto aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
----------------	---------	----------	-------	----------

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
 Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-901
 UF: PR Município: CURITIBA
 Telefone: (41)3271-2103 Fax: (41)3271-2103 E-mail: nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 2.919.827

Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1210660.pdf	18/09/2018 11:14:25		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Higidos_Corrigido_OK.docx	18/09/2018 09:09:21	Gabrielly Marques Moreira	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_AVE_Corrigido_OK.docx	18/09/2018 09:07:37	Gabrielly Marques Moreira	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Gaby_comOpenSim.docx	03/09/2018 22:35:29	Gabrielly Marques Moreira	Aceito
Folha de Rosto	Folha.pdf	03/09/2018 22:30:54	Gabrielly Marques Moreira	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

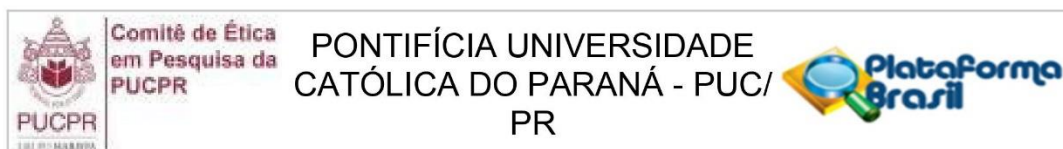
Necessita Apreciação da CONEP:

Não

CURITIBA, 26 de Setembro de 2018

Assinado por:
NAIM AKEL FILHO
 (Coordenador(a))

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
Bairro: Prado Velho **CEP:** 80.215-901
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 **Fax:** (41)3271-2103 **E-mail:** nep@pucpr.br



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DA EMENDA

Título da Pesquisa: ESTUDO DOS MOVIMENTOS DE PESSOAS COM AVE DURANTE UM JOGO DE VIDEOGAME

Pesquisador: Elisângela Ferretti Manffra

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 97904218.7.0000.0020

Instituição Proponente: Pontifícia Universidade Católica do Parana - PUCPR

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.993.126

Apresentação do Projeto:

O presente projeto trata-se de um estudo classificado como sendo de abordagem quantitativa, exploratória e transversal, cujo objetivo não é a avaliação da efetividade de um tratamento de reabilitação. Esta pesquisa será realizada no Laboratório de Motricidade Humana (LaMH) do Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde (PPGTS) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), localizado na Clínica Escola de Fisioterapia da PUCPR, na cidade de Curitiba, no endereço Av. Sen. Salgado Filho, 555 - Prado Velho.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

O objetivo deste projeto de dissertação de mestrado é descrever quantitativamente de que forma o jogo digital desenvolvido desafia o controle postural de indivíduos ps-AVE.

Objetivo Secundário:

- I) Determinar o comportamento da projeção vertical do centro de massa (CMv) de indivíduos ps-AVE e hígidos, durante a execução do sistema de jogos digitais;
- II) Determinar o comportamento do centro de pressão (CP) de indivíduos ps-AVE e hígidos, durante a execução do sistema de jogos digitais;
- III) Determinar o comportamento do indicador margem de estabilidade de indivíduos ps-AVE e

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155

Bairro: Prado Velho

CEP: 80.215-901

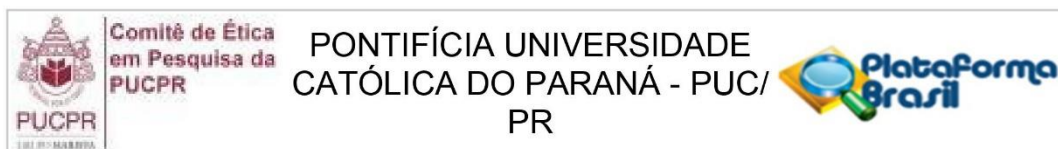
UF: PR

Município: CURITIBA

Telefone: (41)3271-2103

Fax: (41)3271-2103

E-mail: nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 2.993.126

hígidos, durante a execução do sistema de jogos digitais;

IV) Determinar o comportamento do indicador torque vertical (TV) de indivíduos ps-AVE e hígidos, durante a execução do sistema de jogos digitais;

V) Determinar a relação entre o comportamento das variáveis biomecânicas supracitadas e o desempenho obtido nos jogos digitais;

VI) Determinar os momentos articulares e musculares durante a permanência na postura ereta quieta e durante a realização de jogos digitais.

VII) Comparar o comportamento das variáveis biomecânicas supracitadas quando as tarefas funcionais são realizadas de forma cinesioterapêutica tradicional e durante a execução dos jogos digitais.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Nesta pesquisa, poderão haver possíveis desconfortos, como por exemplo, dor, cansaço, desequilíbrios e risco de cair. Entretanto, os pesquisadores estão cientes de que serão os responsáveis por realizar todos os procedimentos zelando pela segurança de todos os voluntários.

Benefícios:

Esta pesquisa, além de contribuir para análises mais precisas sobre o controle postural de indivíduos ps-AVE, traz os seguintes benefícios aos participantes:

(I) Permite aos participantes receber informações adicionais sobre seu estado de saúde, pois durante os procedimentos experimentais serão aplicados testes e escalas funcionais que não realizadas anteriormente.

(II) Permite que as condições do controle postural e do equilíbrio sejam avaliadas por meio de recursos de alta precisão com plataformas de força;

(III) Apresenta aos voluntários um sistema de jogos digitais, cujas atividades são baseadas em exercícios utilizados na fisioterapia, de forma mais interativa.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Esta versão 3 é uma Emenda que se justifica pelo fato de na escrita do projeto original não ter sido descrito o procedimento da postura ereta quieta, a qual serão submetidos os voluntários da pesquisa, tanto os ps-AVE quanto os hígidos.

No projeto original essa etapa corresponde a um objetivo: determinar os momentos articulares e musculares durante a permanência na postura ereta quieta e durante a realização de jogos digitais.

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155

Bairro: Prado Velho

CEP: 80.215-901

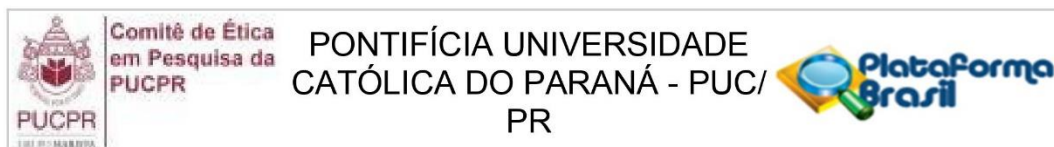
UF: PR

Município: CURITIBA

Telefone: (41)3271-2103

Fax: (41)3271-2103

E-mail: nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 2.993.126

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

A emenda não apresenta problemas e está informada corretamente.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Emenda aprovada.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_1240726_E1.pdf	19/10/2018 17:29:34		Aceito
Outros	TERMO_ADITIVO_CEP.docx	19/10/2018 17:24:13	Gabrielly Marques Moreira	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Ereta_TCLE_Higidos_Corrigido.docx	19/10/2018 17:22:12	Gabrielly Marques Moreira	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Gaby_comOpenSim.docx	03/09/2018 22:35:29	Gabrielly Marques Moreira	Aceito
Folha de Rosto	Folha.pdf	03/09/2018 22:30:54	Gabrielly Marques Moreira	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

CURITIBA, 31 de Outubro de 2018

Assinado por:
NAIM AKEL FILHO
 (Coordenador(a))

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
Bairro: Prado Velho **CEP:** 80.215-901
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 **Fax:** (41)3271-2103 **E-mail:** nep@pucpr.br

APÊNDICE B – ROTINA DE PROCESSAMENTOS DOS DADOS CINEMÁTICOS

```
%
%      Desempacota sinais de um arquivo c3d
%
%      Retirado Parte que entra com os parametros
%
%      Criado por Elisangela... Alterado por Thayane e Luiz Augusto
%
%
% Essa rotina precisa do pacote BiomechanicalToolKit (BTK)
% Documentação do BTK está em:
% http://biomechanical-toolkit.github.io/docs/Wrapping/Matlab/

clear;

%
%   Se vc esta jogando tudo dentro da pasta BTK (rotinas e os c3d...)
%   comente as linhas abaixo =)
%

%Adiciona o diret?rio onde est? o BTK eao path

% [diret]= uigetdir(matlabroot,'Selecione a pasta onde est?o os
arquivos BTK');
% if isequal(diret,0)
%     disp('Opera??o Cancelada')
% else
%     addpath (diret);
% end

%% SE N?O QUISE REPETIR A CADA VEZ QUE RODA A ROTINA: COMENTE AS 6
LINHAS
%% ACIMA E DESCOMENTE A LINHA ABAIXO EDITANDO O DIRETORIO, CLARO!
%addpath('C:\Program Files\MATLAB\R2020b\btk');
addpath('C:/Program Files/MATLAB/btk');
%addpath('/home/luiz/workspace/Arquivos Thayane/btk'); % Caminho para
o BTK precisa alterar este caminho

%
% Pede ao usu?rio que selecione o arquivo c3d
%

[file, diret]= uigetfile({'*.c3d', '*.*'},'Selecione o arquivo de
dados: ');
if isequal(file,0)
    disp('Opera??o Cancelada')
else
    addpath(genpath(diret));
    fullname=fullfile(diret, file);
    disp(['Usu?rio selecionou: ', fullname]);
end

%
%      Escolhe intervalo de dados <-----
```

```

%

VAL_MAX = 6000; % Indice maximo

VAL_MIN = 1; % Indice minimo

%
%   Extrai prefixo do nome';
%
% -- Fiz assim pra não ficar digitando grupo e etc...
%

pre = extractBefore(file, '_ereta_02.c3d');

if (strcmp(pre, ''))
    pre = extractBefore(file, '_ereta_01.c3d');
end
%
% Recupera a aquisição
%

[AQ, byteOrder, storageFormat] = btkReadAcquisition(fullname);

%
% Recupera os sinais analógicos e os marcadores
%

% M=btkGetMarkers(AQ);

A = btkGetAngles (AQ);

F = btkGetForces (AQ);

M = btkGetMoments (AQ);

%Recupera frequencia de amostragem

fa = btkGetAnalogFrequency(AQ); %dos sinais analógicos

%Gera parâmetros dos filtro Butterworth de 2a ordem com freq. de corte
de
%6Hz

fp = btkGetPointFrequency(AQ);
fc = 6.0;
Wn = 2*fc/fp;

[bbf,aaf] = butter(1,Wn); %Aqui é primeira ordem, mas vou usar
filtfilt e virará de 2a. ordem

%Pegar valores automaticamente com prefixos diferentes

%
%   NOMES DOS MARCADORES
%
```

```

%
Lstm={'_LASI','_SACR','_LHJC','_LKJC','_LAJC','_LTOE','_LTHI','_LKNE',
'_LTIB','_LANK','_LHEE'};
%
Rstm={'_RASI','_SACR','_RHJC','_RKJC','_RAJC','_RTOE','_RTHI','_RKNE',
'_RTIB','_RANK','_RHEE'};

%          NOMES DOS ÂNGULOS
%
Lsta =
{'_LPelvisAngles','_LHipAngles','_LKneeAngles','_LAnkleAngles','_LFoot
ProgressAngles','_LAbsAnkleAngle'};
Rsta =
{'_RPelvisAngles','_RHipAngles','_RKneeAngles','_RAnkleAngles','_RFoot
ProgressAngles','_RAbsAnkleAngle'};

%          NOMES DAS FORÇAS
%
Lstf =
{'_LGroundReactionForce','_LNormalisedGRF','_LAnkleForce','_LKneeForce',
'_LHipForce'};
Rstf =
{'_RGroundReactionForce','_RNormalisedGRF','_RAnkleForce','_RKneeForce',
'_RHipForce'};

%          NOMES DAS MOMENTOS
%
Lstm =
{'_LGroundReactionMoment','_LAnkleMoment','_LKneeMoment','_LHipMoment'
};
Rstm =
{'_RGroundReactionMoment','_RAnkleMoment','_RKneeMoment','_RHipMoment'
};

%
%   CONCATENA NOMES DOS MARCADORES, ÂNGULOS e FORÇAS COM PREFIXOS DO
SUJEITO
%

%   Lmarkers = strcat(pre,Lstm);      % Marcadores
%   Rmarkers = strcat(pre,Rstm);

Langles = strcat(pre,Lsta);          % Ângulos
Rangles = strcat(pre,Rsta);

Lforces = strcat(pre,Lstf);          % Forças
Rforces = strcat(pre,Rstf);

Lmoments = strcat(pre,Lstm);         % Momentos
Rmoments = strcat(pre,Rstm);

%
%   Filtra ângulos
%

for i=1:6
A.(Rangles{i}) = filtfilt(bbf,aaf,A.(Rangles{i})); % <-- Foi filtrado!
A.(Langles{i}) = filtfilt(bbf,aaf,A.(Langles{i})); %

```

```

end

%
%   Filtra forças
%

for i=1:5
F.(Rforces{i}) = filtfilt(bbf,aaf,F.(Rforces{i})); % <-- Foi filtrado!
F.(Lforces{i}) = filtfilt(bbf,aaf,F.(Lforces{i})); %
end

%
%   Filtra Momentos
%

for i=1:4
M.(Rmoments{i}) = filtfilt(bbf,aaf,M.(Rmoments{i})); % <-- Foi
filtrado!
M.(Lmoments{i}) = filtfilt(bbf,aaf,M.(Lmoments{i})); %
end

%Cria vetores de marcadores E OS FILTRA (ANTES DISSO TEM QUE DEFINIR O
%FILTRO!!!)

% LASI=filtfilt(bbf,aaf,M.(Lmarkers{1}));
% RASI=filtfilt(bbf,aaf,M.(Rmarkers{1}));
% SACR=filtfilt(bbf,aaf,M.(Lmarkers{2}));
%
% RHJC=filtfilt(bbf,aaf,M.(Rmarkers{3}));
% LHJC=filtfilt(bbf,aaf,M.(Lmarkers{3}));
%
% RKJC=filtfilt(bbf,aaf,M.(Rmarkers{4}));
% LKJC=filtfilt(bbf,aaf,M.(Lmarkers{4}));
%
% RAJC=filtfilt(bbf,aaf,M.(Rmarkers{5}));
% LAJC=filtfilt(bbf,aaf,M.(Lmarkers{5}));
%
% RTOE=filtfilt(bbf,aaf,M.(Rmarkers{6}));
% LTOE=filtfilt(bbf,aaf,M.(Lmarkers{6}));

%
%----- Ângulos -----
%
%
%
%
% Ordem dos Angulos:
'_LPelvisAngles','_LHipAngles','_LKneeAngles','_LAnkleAngles','_LFootP
rogressAngles','_LAbsAnkleAngle'
%
'_RPelvisAngles','_RHipAngles','_RKneeAngles','_RAnkleAngles','_RFootP
rogressAngles','_RAbsAnkleAngle'
%

```

```

%
% A linha debaixo ordena as colunas dos angulos - para não precisar
% ficar
% reeditando o código! =)
%

MATRIZ_ANG = [A.(Langles{1}), A.(Langles{2}), A.(Langles{3}),
A.(Langles{4}), A.(Langles{5}), A.(Langles{6}), A.(Rangles{1}),
A.(Rangles{2}), A.(Rangles{3}), A.(Rangles{4}), A.(Rangles{5}),
A.(Rangles{6})];

%
% *** Rotina relimita o tama de VAL_MAX caso seja maior que o tamanho
% dos
% dados de aquisição!!!
%

if (VAL_MAX > (length(A.(Langles{1}))))

                                VAL_MAX = length(A.(Langles{1}));

end

%
%

%
%MATRIZ_ANG2 = [A.(Langles{3}), A.(Rangles{3})]; % <--- coluna pra
% testes
%

%
% Calcula valores relativos (Angulos) a cada coluna da MATRIZ
% (media, var, excur, RMS)
%

for i = 1:36 % Laço que calcula por coluna

    %i = 1; % Para teste

    MATRIZ_C = MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),i); % Seleciona coluna
    das coordenadas delimitado pelo intervalo

%
% Cálculos para os sinais de ângulos
%

    OUT_ANG(1, i) = mean(MATRIZ_C); % <-- Calcula média;

    OUT_ANG(2, i) = max(MATRIZ_C) - min(MATRIZ_C); % <-- Calcula
    Excursão;

    OUT_ANG(3, i) = var(MATRIZ_C); % <-- Calcula
    variância

```

```

        OUT_ANG(4, i) = rms(MATRIZ_C); % <-- Gera valor
RMS;

end

% 3a Pelvis (L e R); 1a, 2a e 3a do HIP (L e R), 1a Knee (L e R) e 1a
Ankle (L e R);

OUT_ANG2 = [OUT_ANG(4,3), OUT_ANG(4,21), OUT_ANG(4,4), OUT_ANG(4,5),
OUT_ANG(4,6), OUT_ANG(4,22), OUT_ANG(4,23), OUT_ANG(4,24),
OUT_ANG(4,7), OUT_ANG(4,25), OUT_ANG(4,10), OUT_ANG(4,28)]; % Saida
para planilha

%
%   Calcula velocidades RMS geral (Angulos) a cada coluna da MATRIZ
%

for i = 1:36 % Laço que calcula por coluna

    %i = 1; % Para teste

    MATRIZ_C = MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),i); % Seleciona coluna
das coordenadas

    %
    %   N armazena tam. do vetor de amostragem < -----
    %

    N = length(MATRIZ_C);

%
%   Cálculos para os sinais de velocidade de ângulos
%

for j = 2:N % Laço que calcula por linha

    %i = 2; % Para teste

    MATRIZ_C2(j - 1) = MATRIZ_C(j) - MATRIZ_C(j-1);

end

    MATRIZ_C2 = MATRIZ_C2';

    MATRIZ_C2 = MATRIZ_C2 * fp; % divide pelo
tempo de aquisição

    RMS_VEL(i) = rms(MATRIZ_C2); % <-- Gera valor
RMS das velocidades

end

% Calc velocidade Pelve (R e L)

```

```

RMS_VEL2 = [RMS_VEL(3), RMS_VEL(21)]; % Saida para planilha

%
% Cálculo do Correlação cruzada da variância (sem a média) entre
% ângulos L e R nos 3 eixos
%

for i = 1:18 % Laço que calcula por linha

    %i = 1; % Para teste

    MATRIZ_C = MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),i); % Seleciona coluna
das coordenadas L

    MATRIZ_C2 = MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),(i+18)); % Seleciona
coluna das coordenadas R

    N2 = round((length(MATRIZ_C))/2); % <-- Ponto central

    [XCOV, lag] = xcov(MATRIZ_C, MATRIZ_C2, N2,'coeff'); % Seleciona
coluna das coordenadas

    XCOV_ANG(:,i) = XCOV; % <-- Matriz de corr. var. entre L e R

    lag_ANG(:,i) = lag/fp; % <-- matriz atraso entre L e R

    [val_max_XCOV,i_max_XCOV] = max(abs(XCOV)); % <-- Armazena Valor
Máximo da Corr. Cruz. Var.

    lag_max_XCOV = lag(i_max_XCOV)/fp; % <-- Normaliza atraso em
função da var.

    sinc_lag_zero_XCOV = abs(XCOV(N2)); % <-- Armazena sincronismo do
atraso entre L e R

    XCOV_DATA(1,i) = val_max_XCOV; %Gera matriz

    XCOV_DATA(2,i) = lag_max_XCOV; %Gera matriz

    XCOV_DATA(3,i) = sinc_lag_zero_XCOV; %Gera matriz

    XCOV_DATA(4,i) = XCOV(i_max_XCOV); %Gera matriz

end

%Saida XCOV para: 1a, 2a e 3a do HIP, 1a Knee (L e R) e 1a Ankle (L e
R);

    XCOV_DATA2(1,:) = [XCOV_DATA(1, 4), XCOV_DATA(1, 5), XCOV_DATA(1,
6), XCOV_DATA(1, 7), XCOV_DATA(1, 10)]; % Saida para planilha

    XCOV_DATA2(2,:) = [XCOV_DATA(2, 4), XCOV_DATA(2, 5), XCOV_DATA(2,
6), XCOV_DATA(2, 7), XCOV_DATA(2, 10)]; % Saida para planilha;

```



```

        XCOV_DATA2(3,:) = [XCOV_DATA(3, 4), XCOV_DATA(3, 5), XCOV_DATA(3,
6), XCOV_DATA(3, 7), XCOV_DATA(3, 10)]; % Saida para planilha;

%
%   Cálculo do IA
%
%

for i=1:18

    %i = 1;

    IA_mean(1,i) = (abs(OUT_ANG(1, (i+18)) -
OUT_ANG(1,i))) / (abs(OUT_ANG(1, (i+18))) + abs(OUT_ANG(1,i))); % Para
mean

    IA_exc(1,i) = (abs(OUT_ANG(2, (i+18)) -
OUT_ANG(2,i))) / (abs(OUT_ANG(2, (i+18))) + abs(OUT_ANG(2,i))); % Para
exc

    IA_var(1,i) = (abs(OUT_ANG(3, (i+18)) -
OUT_ANG(3,i))) / (abs(OUT_ANG(3, (i+18))) + abs(OUT_ANG(3,i))); % Para
var

end

%Saida IA_mean para: 1a, 2a e 3a do HIP, 1a Knee (L e R) e 1a Ankle (L
e R);

IA_mean2(1,:) = [IA_mean(1, 4), IA_mean(1, 5), IA_mean(1, 6),
99999999, IA_mean(1, 7), 99999999, IA_mean(1, 10)]; % Saida para
planilha

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%
%
%----- Saida -----
%
%

%
%   Extrair para planilha em excel
%
%   Gera o nome com o prefixo

fileout = strcat(pre, '_SEM_MOM_XCOV.xlsx');

fullname = strcat(diret, fileout);

%
%   3a Pelvis (L e R); 1a, 2a e 3a do HIP (L e R), 1a Knee (L e R) e
1a Ankle (L e R);

    writematrix(OUT_ANG2, fullname, 'Sheet', 'RMS dos angulos
selecionados'); % RMS HIP(3 eixos), 1a coluna knee, 1a ankle, 3a
Pelvis

```

```

writematrix(RMS_VEL2, fullname, 'Sheet','VEL_RMS_Pelve');

writematrix(XCOV_DATA2, fullname, 'Sheet','XCOV_ANG');

writematrix(IA_mean2, fullname, 'Sheet','IA_mean');

%writematrix(IA_exc, fullname, 'Sheet','IA_exc');

writematrix(OUT_ANG, fullname, 'Sheet','exc_var_rms');

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%
%
%                               Plota Gráficos
%
%
%
%                               Plota angulos
%
%
% MATRIZ_C = MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),:); % Seleciona coluna das
coordenadas
%
% N = length(MATRIZ_C);
%
% n = 1:N;
%
% plot(n, MATRIZ_C(:,2), 'r', n, MATRIZ_C(:,8),'b'); % plota angulos
%
% ----- Plots forças e simetria -----
%
% MATRIZ_C = MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),:); % Seleciona coluna das
coordenadas
%
% % N = length(SimetriDescar);
% %
% % n = 1:N;
% %
% % plot(n, SimetriDescar) % <-- Plot de teste
%
% %plot(n, MATRIZ_FORCE((VAL_MIN:VAL_MAX),3), n,
MATRIZ_FORCE((VAL_MIN:VAL_MAX), 6)) % <-- Plot de teste
%
%
% ----- Lado a lado
%
N = length(MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),4));

%n = 1:N;

n = (VAL_MIN:VAL_MAX);

```

```

N3 = length(XCOV_ANG); % Numero de amostras do XCOV

%n2 = ([1:N3])/(N3/2) - 1; % Matriz de indice de amostras
do XCOV

% Plot do HIP

subplot(3, 2, 1);

plot(n, MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),4), n,
MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX), 22)) % <-- Plot de teste

grid on

title('HiP Joint Center sagittal ?');

subplot(3, 2, 2);

x_point = XCOV_DATA(2,4);
y_point = XCOV_DATA(4,4);

plot(lag_ANG(:,4), XCOV_ANG(:,4), x_point, y_point, 'r*') % <-- Plot
de teste

grid on

title('HiP Joint Center XCOV sagittal ?');

subplot(3, 2, 3);

plot(n, MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),5), n,
MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX), 23)) % <-- Plot de teste

grid on

title('HiP Joint Center frontal  $\hat{I}$ ');

subplot(3, 2, 4);

x_point = XCOV_DATA(2,5);
y_point = XCOV_DATA(4,5);

plot(lag_ANG(:,5), XCOV_ANG(:,5), x_point, y_point, 'r*'); % <-- Plot
de teste

title('HiP Joint Center XCOV frontal  $\hat{I}$ ');

subplot(3, 2, 5);

plot(n, MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),6), n,
MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX), 24)) % <-- Plot de teste

```

```

title('HiP Joint Center trans ?');

subplot(3, 2, 6);

x_point = XCOV_DATA(2,6);
y_point = XCOV_DATA(4,6);

plot(lag_ANG(:,6), XCOV_ANG(:,6), x_point, y_point, 'r*'); % <-- Plot
de teste

title('HiP Joint Center XCOV trans ?');

%%% Plot do Knee

figure;

subplot(3, 2, 1);

plot(n, MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),7), n,
MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX), 25)) % <-- Plot de teste

title('Knee Joint Center sagittal ?');

subplot(3, 2, 2);

x_point = XCOV_DATA(2,7);
y_point = XCOV_DATA(4,7);

plot(lag_ANG(:,7), XCOV_ANG(:,7), x_point, y_point, 'r*'); % <-- Plot
de teste

title('Knee Joint Center XCOV sagittal ?');

subplot(3, 2, 3);

plot(n, MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),8), n,
MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX), 26)) % <-- Plot de teste

title('Knee Joint Center frontal  $\hat{i}$ ');

subplot(3, 2, 4);

x_point = XCOV_DATA(2,8);
y_point = XCOV_DATA(4,8);

plot(lag_ANG(:,8), XCOV_ANG(:,8), x_point, y_point, 'r*'); % <-- Plot
de teste

title('Knee Joint Center XCOV frontal  $\hat{i}$ ');

subplot(3, 2, 5);

```

```

plot(n, MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),9), n,
MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX), 27)) % <-- Plot de teste

title('Knee Joint Center trans ?');

subplot(3, 2, 6);

x_point = XCOV_DATA(2,9);

y_point = XCOV_DATA(4,9);

plot(lag_ANG(:,9), XCOV_ANG(:,9), x_point, y_point, 'r*'); % <-- Plot
de teste

title('Knee Joint Center XCOV trans ?');

%%% Plot do Ankle

figure;

subplot(3, 2, 1);

plot(n, MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),10), n,
MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX), 28)) % <-- Plot de teste

title('Ankle Joint Center sagittal ?');

subplot(3, 2, 2);

x_point = XCOV_DATA(2,10);

y_point = XCOV_DATA(4,10);

plot(lag_ANG(:,10), XCOV_ANG(:,10), x_point, y_point, 'r*'); % <--
Plot de teste

title('Ankle Joint Center XCOV sagittal ?');

subplot(3, 2, 3);

plot(n, MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),11), n,
MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX), 29)) % <-- Plot de teste

title('Ankle Joint Center frontal  $\hat{I}$ ');

subplot(3, 2, 4);

x_point = XCOV_DATA(2,11);

y_point = XCOV_DATA(4,11);

plot(lag_ANG(:,11), XCOV_ANG(:,11), x_point, y_point, 'r*'); % <--
Plot de teste

title('Ankle Joint Center XCOV frontal  $\hat{I}$ ');

```

```

subplot(3, 2, 5);

plot(n, MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),12), n,
MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX), 30)) % <-- Plot de teste

title('Ankle Joint Center trans ?');

subplot(3, 2, 6);

x_point = XCOV_DATA(2,12);

y_point = XCOV_DATA(4,12);

plot(lag_ANG(:,12), XCOV_ANG(:,12), x_point, y_point, 'r*'); % <--
Plot de teste

title('Ankle Joint Center XCOV trans ?');

%%% Plot do Pelvis

figure;

subplot(3, 2, 1);

plot(n, MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),1), n,
MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX), 19)) % <-- Plot de teste

title('Pelvis Joint Center sagittal ?');

subplot(3, 2, 2);

x_point = XCOV_DATA(2,1);

y_point = XCOV_DATA(4,1);

plot(lag_ANG(:,1), XCOV_ANG(:,1), x_point, y_point, 'r*'); % <-- Plot
de teste

title('Pelvis Joint Center XCOV sagittal ?');

subplot(3, 2, 3);

plot(n, MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),11), n,
MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX), 29)) % <-- Plot de teste

title('Ankle Joint Center frontal f');

subplot(3, 2, 4);

x_point = XCOV_DATA(2,11);

y_point = XCOV_DATA(4,11);

```

```

plot(lag_ANG(:,11), XCOV_ANG(:,11), x_point, y_point, 'r*'); % <--
Plot de teste

title('Ankle Joint Center XCOV frontal  $\hat{f}$ ');

subplot(3, 2, 5);

plot(n, MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX),3), n,
MATRIZ_ANG((VAL_MIN:VAL_MAX), 21)) % <-- Plot de teste

title('Pelvis Joint Center trans ?');

subplot(3, 2, 6);

x_point = XCOV_DATA(2,3);

y_point = XCOV_DATA(4,3);

plot(lag_ANG(:,3), XCOV_ANG(:,3), x_point, y_point, 'r*'); % <-- Plot
de teste

title('Pelvis Joint Center XCOV trans ?');

```

APÊNDICE C – ROTINA DE PROCESSAMENTOS DOS DADOS CINÉTICOS

```
%
%      Desempacota sinais de um arquivo c3d
%
%      Retirado Parte que entra com os parametros
%
%      Criado por Elisangela... Alterado por Thayane e Luiz Augusto
%
%

clear;

%Adiciona o diretório onde está o BTK ao path

% [diret]= uigetdir(matlabroot,'Selecione a pasta onde estão os
arquivos BTK');
% if isequal(diret,0)
%     disp('Operação Cancelada')
% else
%     addpath (diret);
% end

%% SE NÃO QUISE REPETIR A CADA VEZ QUE RODA A ROTINA: COMENTE AS 6
LINHAS
%% ACIMA E DESCOMENTE A LINHA ABAIXO EDITANDO O DIRETÓRIO, CLARO!
%addpath('C:/Program Files/MATLAB/btk');
%addpath('/home/luiz/workspace/Arquivos Thayane/btk'); % Caminho para
o BTK precisa alterar este caminho
addpath('C:\Program Files\MATLAB\R2020b\btk');
%
% Pede ao usuário que selecione o arquivo c3d
%

[file, diret]= uigetfile({'*.c3d', '*..*'},'Selecione o arquivo de
dados: ');

if isequal(file,0)

    disp('Operação Cancelada')

else

    addpath(genpath(diret));

    fullname=fullfile(diret, file);

    disp(['Usuário selecionou: ', fullname]);
end

VAL_MAX = 6000; % Índice máximo

VAL_MIN = 1; % Índice mínimo
```



```

%
%   Extrai prefixo do nome';
%
% -- Fiz assim pra não ficar digitando grupo e etc...
%

pre = extractBefore(file, '_ereta_02.c3d');

if (strcmp(pre, ''))
    pre = extractBefore(file, '_ereta_01.c3d');
end

%
% Recupera a aquisição
%

[AQ, byteOrder, storageFormat] = btkReadAcquisition(fullname);

F = btkGetForces (AQ);

M = btkGetMoments (AQ);

[forceplates, forceplatesInfo] = btkGetForcePlatforms(AQ);

%Recupera frequencia de amostragem da plataforma de força
fa_pf=forceplatesInfo.frequency;

%Gera parâmetros dos filtro Butterworth de 2a ordem com freq. de corte
de
%6Hz

fp = btkGetPointFrequency(AQ);
fc = 6.0;
Wn = 2*fc/fp;

[bbf,aaf] = butter(1,Wn); %Aqui é primeira ordem, mas vou usar
filtfilt e virará de 2a. ordem

%Pegar valores automaticamente com prefixos diferentes

%           NOMES DAS FORÇAS
%
Lstf =
{'_LGroundReactionForce', '_LNormalisedGRF', '_LAnkleForce', '_LKneeForce',
'_LHipForce'};
Rstf =
{'_RGroundReactionForce', '_RNormalisedGRF', '_RAnkleForce', '_RKneeForce',
'_RHipForce'};

%           NOMES DAS MOMENTOS
%
Lstm =
{'_LGroundReactionMoment', '_LAnkleMoment', '_LKneeMoment', '_LHipMoment'};

```

```

Rstm =
{'_RGroundReactionMoment', '_RAnkleMoment', '_RKneeMoment', '_RHipMoment'
};

%
%   CONCATENA NOMES COM PREFIXOS DO SUJEITO
%
Lforces = strcat(pre,Lstf);      % Forças
Rforces = strcat(pre,Rstf);

Lmoments = strcat(pre,Lstm);     % Momentos
Rmoments = strcat(pre,Rstm);

%
%   Filtra forças
%

for i=1:5
F.(Rforces{i}) = filtfilt(bbf,aaf,F.(Rforces{i})); % <-- Foi filtrado!
F.(Lforces{i}) = filtfilt(bbf,aaf,F.(Lforces{i})); %
end

%
%   Filtra Momentos
%

for i=1:4
M.(Rmoments{i}) = filtfilt(bbf,aaf,M.(Rmoments{i})); % <-- Foi
filtrado!
M.(Lmoments{i}) = filtfilt(bbf,aaf,M.(Lmoments{i})); %
end

%----- FORÇAS -----
%
%
%
% A linha debaixo ordena as colunas das forças - para não precisar
ficar
% reeditando o código! =)
%

    MATRIZ_FORCE = [F.(Lforces{1}), F.(Rforces{1})];

%
%----- MOMENTOS -----
%
%
%
% A linha debaixo ordena as colunas das forças - para não precisar
ficar
% reeditando o código! =)
%
```

```

MATRIZ_MOMENTS = [M.(Lmoments{1}), M.(Rmoments{1})];

%
% Calculos COP cada pé COP_L e COP_R
%
c = (0.0825/2); % Metade da altura da plataforma 82.5mm

COP_AP_L = -(MATRIZ_MOMENTS((VAL_MIN:VAL_MAX),2) + c *
MATRIZ_FORCE((VAL_MIN:VAL_MAX),1))./MATRIZ_FORCE((VAL_MIN:VAL_MAX),3);
%
COP_ML_L = (MATRIZ_MOMENTS((VAL_MIN:VAL_MAX),1) - c *
MATRIZ_FORCE((VAL_MIN:VAL_MAX),2))./MATRIZ_FORCE((VAL_MIN:VAL_MAX),3);

COP_AP_R = -(MATRIZ_MOMENTS((VAL_MIN:VAL_MAX),5) + c *
MATRIZ_MOMENTS((VAL_MIN:VAL_MAX),4))./MATRIZ_FORCE((VAL_MIN:VAL_MAX),6
); %
COP_ML_R = (MATRIZ_MOMENTS((VAL_MIN:VAL_MAX),4) - c *
MATRIZ_MOMENTS((VAL_MIN:VAL_MAX),5))./MATRIZ_FORCE((VAL_MIN:VAL_MAX),6
);

%
% Calculo dos coeficientes de contribuição vertical L e R
%

COF_VL =
MATRIZ_FORCE((VAL_MIN:VAL_MAX),3)./(MATRIZ_FORCE((VAL_MIN:VAL_MAX),3)
+ MATRIZ_FORCE((VAL_MIN:VAL_MAX),6));
COF_VR =
MATRIZ_FORCE((VAL_MIN:VAL_MAX),6)./(MATRIZ_FORCE((VAL_MIN:VAL_MAX),3)
+ MATRIZ_FORCE((VAL_MIN:VAL_MAX),6));

%
% Média ponderada de cada COP segundo coef. de contribuição
vertical
% Eq.1 do artigo (net COP)
%

net_COP_AP = (COP_AP_L .*COF_VL) + (COP_AP_R .*COF_VR); % net
COP_AP

net_COP_ML = (COP_ML_L .*COF_VL) + (COP_ML_R .*COF_VR);

%
% net_COP sem média só com oscilação
%

net_COP_AP_osc = net_COP_AP - mean(net_COP_AP);

net_COP_ML_osc = net_COP_ML - mean(net_COP_ML);

%
% Média simples de cada COP segundo coef. de contribuição vertical
L e R (= 0.5)
% Eq.3 do artigo (COPc)
%
```

```

COPc_AP = (COP_AP_L + COP_AP_R)/2; % COPc_AP do artigo

COPc_ML = (COP_ML_L + COP_ML_R)/2;

%
% COPc sem média só com oscilação
%

COPc_AP_osc = COPc_AP - mean(COPc_AP);

COPc_ML_osc = COPc_ML - mean(COPc_ML);

%
%
% COP vertical
% Eq.4 do artigo (COPv)
%
%
%
% COPv_AP = net_COP_AP - COPc_AP; % COPv_AP do artigo
%
%
% COPv_ML = net_COP_ML - COPc_ML;

%
% COP vertical sem oscilação
% Eq.4 do artigo (COPv)
%

COPv_AP = net_COP_AP_osc - COPc_AP_osc; % COPv_AP do artigo

COPv_ML = net_COP_ML_osc - COPc_ML_osc;

%
% RMS do COPc sem média só com oscilação
%

RMS_COPc_AP_osc = rms(COPc_AP_osc);

RMS_COPc_ML_osc = rms(COPc_ML_osc);

%
% RMS do COPv
%

RMS_COPv_AP = rms(COPv_AP);

RMS_COPv_ML = rms(COPv_ML);

%
% Cálculo da Correlação cruzada da variância (sem a média) entre
% ângulos
% COPc e COPv AP
%

MATRIZ_C = COPc_AP(VAL_MIN:VAL_MAX); % Seleciona coluna das
coordenadas L

```

```

MATRIZ_C2 = COPv_AP(VAL_MIN:VAL_MAX); % Seleciona coluna das
coordenadas R

N2 = round((length(MATRIZ_C))/2); % <-- Ponto central

[XCOV_COP_AP, lag] = xcov(MATRIZ_C, MATRIZ_C2, N2, 'coeff'); %
Seleciona coluna das coordenadas

lag_COP_AP = lag/fp; % <-- matriz atraso entre L e R

[val_max_XCOV_COP_AP, i_max_XCOV_AP] = max(abs(XCOV_COP_AP)); % <--
Armazena Valor Máximo da Corr. Cruz. Var.

lag_max_XCOV_COP_AP = lag(i_max_XCOV_AP)/fp; % <-- Normaliza
atraso em função da var.

sinc_lag_zero_XCOV_COP_AP = abs(XCOV_COP_AP(N2)); % <-- Armazena
sincronismo do atraso entre L e R

%Saida XCOV para: 1a coluna AP

XCOV_DATA(1,1) = val_max_XCOV_COP_AP; %Gera matriz

XCOV_DATA(2,1) = lag_max_XCOV_COP_AP; %Gera matriz

XCOV_DATA(3,1) = sinc_lag_zero_XCOV_COP_AP; %Gera matriz

XCOV_DATA(4,1) = XCOV_COP_AP(i_max_XCOV_AP); %Gera matriz

%
% Cálculo do Correlação cruzada da variância (sem a média) entre
ângulos
% COPc e COPv ML
%

MATRIZ_C = COPc_ML(VAL_MIN:VAL_MAX); % Seleciona coluna das
coordenadas L

MATRIZ_C2 = COPv_ML(VAL_MIN:VAL_MAX); % Seleciona coluna das
coordenadas R

N2 = round((length(MATRIZ_C))/2); % <-- Ponto central

[XCOV_COP_ML, lag] = xcov(MATRIZ_C, MATRIZ_C2, N2, 'coeff'); %
Seleciona coluna das coordenadas

lag_COP_ML = lag/fp; % <-- matriz atraso entre L e R

[val_max_XCOV_COP_ML, i_max_XCOV_ML] = max(abs(XCOV_COP_ML)); % <--
Armazena Valor Máximo da Corr. Cruz. Var.

lag_max_XCOV_COP_ML = lag(i_max_XCOV_ML)/fp; % <-- Normaliza
atraso em função da var.

```

```
sinc_lag_zero_XCOV_COP_ML = abs(XCOV_COP_ML(N2)); % <-- Armazena
sincronismo do atraso entre L e R

%Saida XCOV para: 2a coluna ML

XCOV_DATA(1,3) = val_max_XCOV_COP_ML; %Gera matriz
XCOV_DATA(2,3) = lag_max_XCOV_COP_ML; %Gera matriz
XCOV_DATA(3,3) = sinc_lag_zero_XCOV_COP_ML; %Gera matriz
XCOV_DATA(4,3) = XCOV_COP_AP(i_max_XCOV_ML); %Gera matriz

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%
%----- Saída -----
%
%
%
%
%
%
% Extrair para planilha em excel
%
% Gera o nome com o prefixo

fileout = strcat(pre,'_COP_CORR.xlsx');

fullname=strcat(diret,fileout);

writematrix(RMS_COPc_AP_osc, fullname, 'Sheet','RMS_COPc_AP_osc');
writematrix(RMS_COPv_AP, fullname, 'Sheet','RMS_COPv_AP');
writematrix(RMS_COPc_ML_osc, fullname, 'Sheet','RMS_COPc_ML_osc');
writematrix(RMS_COPv_ML, fullname, 'Sheet','RMS_COPv_ML');
writematrix(XCOV_DATA, fullname, 'Sheet','XCOV_DATA_AP_e_ML');

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%
%
%
%
% Plota Gráficos
%
%
%
%
%
%
%
% Plot dos COPS
%
%
%
% Plots COP AP e ML com médias
%
```

```

N = length(COPc_AP);
%
n = 1:N;
%
% %
% % Plot AP
% %
%
figure;
%
subplot(3, 1, 1);
%
plot(n, COPc_AP) % <-- Plot de teste
%
title('COPc AP');
%
subplot(3, 1, 2);
%
plot(n, COPc_AP_osc) % <-- Plot de teste
%
title('COPc AP só oscilação');
%
subplot(3, 1, 3);
%
plot(n, COPv_AP) % <-- Plot de teste
%
title('COPv AP');
%
% %
% % Plot ML
% %
%
figure;
%
subplot(3, 1, 1);
%
plot(n, COPc_ML) % <-- Plot de teste
%
title('COPc ML');
%
subplot(3, 1, 2);
%
plot(n, COPc_ML_osc) % <-- Plot de teste
%
title('COPc ML só oscilação');
%
subplot(3, 1, 3);
%
plot(n, COPv_ML) % <-- Plot de teste
%
title('COPv ML');
%
figure; plot(COP_ML_L, COP_AP_L, 'b', COP_ML_R, COP_AP_R, 'r',
net_COP_ML, net_COP_AP, 'y');
title('COP AP x COP ML');

```