

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

NICOLY DOMINIQUE SCROK CICARELLO

**ANÁLISE DA VARIABILIDADE DO CENTRO DE MASSA DURANTE A MARCHA
DE INDIVÍDUOS PÓS - ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO (AVE)**

CURITIBA

2022

NICOLY DOMINIQUE SCROK CICARELLO

**ANÁLISE DA VARIABILIDADE DO CENTRO DE MASSA DURANTE A
MARCHA DE INDIVÍDUOS PÓS - ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO
(AVE)**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde Área de concentração: 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

2022

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

C568a 2022	Cicarello, Nicoly Dominique Scrok Análise da variabilidade do centro de massa durante a marcha de indivíduos pós -acidente vascular encefálico (AVE) / Nicoly Dominique Scrok Cicarello ; orientadora: Elisangela Ferretti Manfra ; coorientadora: Ana Paula Cunha Loureiro. – 2022. 99 f. : il. ; 30 cm Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2022 Bibliografia: f. 67-78 1. Acidente vascular encefálico. 2. Equilíbrio postural. 3. Marcha humana. I. Manfra, Elisangela Ferretti ; Loureiro, Ana Paula Cunha. II. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. III. Título. CDD 20. ed. – 616.81
---------------	---



Programa de
**PÓS-GRADUAÇÃO
EM TECNOLOGIA EM SAÚDE
PUCPR**

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº 306

A Dissertação de Mestrado intitulada "ANÁLISE DA VARIABILIDADE DO CENTRO DE MASSA DURANTE A MARCHA DE INDIVÍDUOS PÓS ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO (AVE)" defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Nicolý Dominique Scrok Cicarello**, no dia **29 de abril de 2022**, 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. Elisangela Ferretti Manffra – (PUCPR)

Prof. Dr. Eduardo Mendonça Scheeren – (PUCPR)

Prof. Dr. Ana Raquel Lindquist - (UFRN)

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, 22 de junho de 2022

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

Rua Imaculada Conceição, 1155, Prado Velho, CEP 80215-901, Curitiba – PR, Brasil
Telefone: +55 41 3271-1657
E-mail: ppgts@pucpr.br

Dedico esta dissertação de mestrado a Deus e a minha família por me incentivarem a me tornar uma fisioterapeuta.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por ter me sustentado em todo o caminho que trilhei e por nunca me deixar desamparada: “Darei graças ao Senhor por sua justiça; ao nome do Senhor Altíssimo cantarei louvores” (Salmos 7:17). Agradeço também por toda a minha família, em especial pelos meus pais Marcos Rogério Scrok e Jacqueline Mendes de Moraes Scrok, que me apoiaram em todo o processo do mestrado de forma incondicional. Sou grata pela parceria das minhas irmãs Stéfany Evelyn Scrok e Emanuely Vitoria Scrok, que dividiram comigo todos os momentos. E acima de tudo, agradeço por meu marido Rodrigo Cesar Gonzalez Munster Cicarello não me deixar desistir em nenhum momento e por seu amor guiar meus dias e minhas escolhas.

Agradeço à Pontifícia Universidade Católica do Paraná e a Coordenação de Aperfeiçoamento e Pesquisa (CAPES) pelo incentivo a pesquisa e pela concessão de bolsa.

Agradeço a minha orientadora Prof.^a Dr^a Elisangela Ferretti Manffra pela compreensão em todos os momentos, pela paciência em me orientar e pela confiança depositada em mim em todos os momentos do mestrado. Sou grata também a minha coorientadora Prof.^a Dr^a Ana Paula Cunha Loureiro, que contribuiu com minha formação desde a graduação em fisioterapia até a conclusão do mestrado com muito carinho e compreensão em todos os momentos. Ambas são exemplos de profissionais que vou levar para o resto da vida em meu coração.

Agradeço de todo o meu coração a Gabrielly Marques Moreira por toda parceria, ajuda e por ser um exemplo de profissional e pesquisadora. Agradeço por todo conhecimento transmitido e pelos momentos compartilhados desde os projetos de iniciação científica até o mestrado.

Por fim, mas não menos importante, agradeço a Gisele Devetak Casarotti por ter compartilhado seus dados e seu conhecimento comigo, me ajudado a concluir o mestrado da melhor forma.

Obrigada!

“E disse-me: A minha graça te basta, porque o meu poder se aperfeiçoa na fraqueza. De boa vontade, pois, me gloriarei nas minhas fraquezas, para que em mim habite o poder de Cristo”.

2 Coríntios 12:9

RESUMO

Introdução: Ao considerarmos a complexidade da marcha humana e sua importância para a funcionalidade e independência dos indivíduos, é possível identificar que, na presença de alterações patológicas, como por exemplo em indivíduos pós acidente vascular encefálico (AVE), existem comprometimentos na marcha que levantam a necessidade de analisar e compreender adequadamente os fatores envolvidos na efetividade e segurança desta tarefa, sendo capaz de auxiliar nas estratégias de intervenção, na prática clínica do fisioterapeuta. O controle do centro de massa (CoM) é uma das variáveis que podem ser utilizadas para verificar a estabilidade corporal durante a marcha em pessoas com AVE. **Objetivo:** O objetivo deste trabalho foi analisar o comportamento do CoM ao longo da fase de apoio da marcha pós-AVE, considerando a sua variabilidade no eixo vertical (z) e médio lateral (y). **Método:** Este estudo utilizou uma base de dados cinemáticos da marcha já coletados previamente. As coletas foram realizadas com o sistema de captura e análise do movimento Vicon®. Os arquivos com as coordenadas dos marcadores e os eventos da marcha foram exportados em formato .c3d. A amostra total foi composta por 28 indivíduos, sendo 17 do grupo AVE (idade média de 60 anos e tempo médio pós-AVE de 38 meses) e 11 hígidos. Os indivíduos pós-AVE foram divididos em dois subgrupos de acordo com os estágios de recuperação motora da escala de Brunnstrom, sendo o subgrupo 3/4 de Brunnstrom com pior recuperação motora, e o subgrupo 5/6 de Brunnstrom com melhor recuperação motora. Com base nos arquivos com as coordenadas dos marcadores foi possível realizar o cálculo do CoM para os eixos x, y e z. Em seguida, foi realizado o cálculo do indicador valor médio da variabilidade do CoM ao longo de 35 passos selecionados de cada sujeito. A partir da variabilidade ao longo do tempo no eixo z, foi realizada a abordagem de mapeamento paramétrico estatístico (SPM) em função do tempo (t), utilizando a trajetória média do CoM dos 35 passos. A análise estatística foi realizada utilizando o software IBM SPSS (versão 22.0). **Resultados:** Na análise SPM encontrou-se diferença significativa nas trajetórias do CoM (z) quando comparado os pés parético vs não parético do grupo AVE ($p < 0,001$), e com o pé direito do grupo hígidos (pé parético vs pé direito ($p = 0,010$; $p < 0,001$; $p = 0,009$) e pé não parético vs pé direito ($p = 0,023$; $p = 0,002$)). O valor médio da variabilidade do CoM (y) dos hígidos diferiu dos indivíduos pós-AVE do subgrupo 3/4 de Brunnstrom ($p = 0,03$) e subgrupo 5/6 de Brunnstrom ($p = 0,06$). **Conclusão:** Quando analisado o indicador valor médio da variabilidade do CoM nos eixos y e z foi possível identificar que os indivíduos pós-AVE apresentam maior variabilidade que os indivíduos saudáveis. A maior variabilidade encontrada pode ser um indicativo de maior instabilidade e com isso levar um maior risco de quedas nessa população, mas na prática clínica podemos entender essa variabilidade como uma maior oportunidade para que essa população possa variar seus graus de liberdade, para adaptar seus movimentos às demandas do ambiente, principalmente no MINP, frente a instabilidade constante que é a tarefa da marcha. Com isso, se faz necessário que os fisioterapeutas desenvolvam diferentes formas de estimular a aquisição dessas diferentes estratégias nessa população.

Palavras-chaves: AVE; Centro de massa; Marcha; Variabilidade

ABSTRACT

Introduction: When considering the complexity of human gait and its importance for the functionality and independence of individuals, it is possible to identify that, in the presence of pathological alterations, such as in individuals after cerebrovascular accident (CVA), there are impairments in the gait that raise the need to properly analyze and understand the factors involved in the effectiveness and safety of this task, being able to assist in intervention strategies, in the physical therapist's clinical practice. Control of the center of mass (CoM) is one of the variables that can be used to verify body stability during gait in people with CVA. **Objective:** The objective of this study was to analyze the behavior of the CoM throughout the stance phase of the post-stroke gait, considering its variability in the vertical (z) and medial lateral (y) axis. **Method:** This study used a previously collected kinematic gait database. The collections were performed with the Vicon® motion capture and analysis system. Files with marker coordinates and march events were exported in .c3d format. The total sample consisted of 28 individuals, 17 from the stroke group (mean age of 60 years and mean post-stroke time of 38 months) and 11 healthy. Post-stroke individuals were divided into two subgroups according to the stages of motor recovery on the Brunnstrom scale, with Brunnstrom's subgroup 3/4 with worse motor recovery, and Brunnstrom's subgroup 5/6 with better motor recovery. Based on the files with the coordinates of the markers, it was possible to calculate the CoM for the x, y and z axes. Then, the average value of the CoM variability indicator was calculated over 35 selected steps for each subject. Based on the variability over time on the z axis, the statistical parametric mapping (SPM) as a function of time (t) approach was performed, using the average trajectory of the CoM of the 35 steps. Statistical analysis was performed using IBM SPSS software (version 22.0). **Results:** In the SPM analysis, a significant difference was found in the trajectories of the CoM (z) when comparing the paretic vs non-paretic feet of the CVA group ($p < 0.001$), and with the right foot of the healthy group (paretic foot vs right foot ($p = 0.010$; $p < 0.001$; $p = 0.009$) and non-paretic foot vs right foot ($p = 0.023$; $p = 0.002$)). The mean value of the variability of CoM (y) of healthy individuals differed from post-stroke individuals in the Brunnstrom 3/4 subgroup ($p = 0.03$) and Brunnstrom subgroup 5/6 ($p = 0.06$). **Conclusion:** When analyzing the indicator mean value of the variability of CoM in the y and z axes, it was possible to identify that post-stroke individuals have greater variability than healthy individuals. The greater variability found may be indicative of greater instability and thus lead to a greater risk of falls in this population, but in clinical practice we can understand this variability as a greater opportunity for this population to vary its degrees of freedom, to adapt its movements to the demands of the environment, mainly in the MINP, in face of the constant instability that is the task of the march. Thus, it is necessary for physical therapists to develop different ways to stimulate the acquisition of these different strategies in this population.

Key words: Stroke; Center of Mass; Gait; Variability

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Projeção vertical do Centro de Massa.....	24
Figura 2 - Ciclo da marcha.....	27
Figura 3 - Trajetória normal do CoM durante a marcha e seu deslocamento em relação à linha de progressão.....	31
Figura 4 - Representação dos três conjuntos de marcadores que formam os três modelos antropométricos propostos.....	39
Figura 5 - Modelo biomecânico utilizado.....	41
Figura 6 - Imagem representativa do posicionamento das câmeras no <i>Set up</i> experimental.....	41
Figura 7 - Correção de Offset do CoM plano transversal.....	46
Figura 8 – Exemplo da trajetória do CoM para cada uma das 35 passadas nos eixos y e z do voluntário pós-AVE P015.....	47
Figura 9 - Exemplo da trajetória do CoM para cada uma das 35 passadas nos eixos y e z do voluntário hígido H007.....	47
Figura 10 – Exemplo de valor médio e desvio padrão do CoM y e z de um voluntário pós-AVE.....	48
Figura 11 – Exemplo de valor médio e desvio padrão do CoM y e z de um voluntário hígido.....	49
Figura 12 - Comparação das trajetórias do CoM (z) quando comparado os pés parético e não parético do grupo AVE.....	51
Figura 13 - Comparação das trajetórias do CoM (z) quando comparado os pés direito e esquerdo do grupo hígidos.....	52
Figura 14 - Comparação das trajetórias do CoM (z) para o pé parético do grupo AVE com o pé direito do grupo hígidos.....	53

Figura 15 - Comparação das trajetórias do CoM (z) para o pé não parético do grupo AVE com o pé direito do grupo hígidos.....	53
Figura 16 - Comparação das trajetórias do CoM (z) para os pés paréticos nos subgrupos de Brunnstrom.....	54
Figura 17 - Comparação das trajetórias do CoM (z) para os pés não paréticos nos subgrupos de Brunnstrom.....	54
Figura 18 - Variabilidade do CoM (y) dos pés parético e não parético do grupo AVE e direito do grupo hígidos.....	55
Figura 19 - Variabilidade do CoM (z) dos pés parético e não parético do grupo AVE e direito do grupo hígidos.....	56
Figura 20 - Variabilidade do CoM (y) do pé parético dos subgrupos da Escala de Brunnstrom e os hígidos.....	57
Figura 21 - Variabilidade do CoM (y) do pé não parético dos subgrupos da Escala de Brunnstrom e os hígidos.....	58
Figura 22 - Variabilidade do CoM (z) do pé não parético dos subgrupos da Escala de Brunnstrom e os hígidos.....	59

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características gerais da amostra.....	42
Tabela 2 - Características clínicas do grupo AVE.....	43
Tabela 3 - Características dos subgrupos de Brunnstrom.....	44
Tabela 4 – Variabilidade do CoM (y) dos pés parético e não parético do grupo AVE e direito do grupo hígidos.....	96
Tabela 5 - Variabilidade do CoM (z) dos pés parético e não parético do grupo AVE e direito do grupo hígidos.....	97
Tabela 6 - Variabilidade do CoM (y) do pé parético e não parético dos subgrupos da Escala de Brunnstrom e os hígidos.....	98
Tabela 7 - Variabilidade do CoM (z) do pé parético e não parético dos subgrupos da Escala de Brunnstrom e os hígidos.....	99

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

APA – Ajustes posturais antecipatórios
AVD's – Atividades de vida diária
AVE – Acidente Vascular Encefálico
CoM – Centro de Massa
CoMv – Projeção vertical do Centro de Massa
CoP – Centro de Pressão
LaMH – Laboratório de motricidade humana
LASI – Espinha ilíaca ântero-superior direita
M0 – ponto médio dos marcadores
MINP – Membro inferior não parético
MIP – Membro inferior parético
ML – Médio-lateral
MMII – Membros inferiores
MMSS – Membros superiores
PC – Paralisia Cerebral
RASL - Espinha ilíaca ântero-superior esquerda
SNC – Sistema Nervoso Central
SPM – Mapeamento paramétrico estatístico
y – Eixo médio-lateral
z – Eixo vertical

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	OBJETIVOS	21
1.1.1	Objetivo Geral	21
1.1.2	Objetivos específicos	21
1.2	HIPÓTESES	21
2	REVISÃO DA LITERATURA	22
2.1	ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO (AVE)	22
2.2	CONTROLE POSTURAL	23
2.3	MARCHA NORMAL E MARCHA HEMIPARÉTICA PÓS-AVE	26
2.4	MOVIMENTO DO COM DURANTE A MARCHA NORMAL E PÓS-AVE 30	
2.5	MAPEAMENTO PARAMÉTRICO ESTATÍSTICO (SPM)	33
2.6	PRINCÍPIO DA ABUNDÂNCIA MOTORA E VARIABILIDADE DA MARCHA	34
2.7	CÁLCULOS DO COM	38
3	METODOLOGIA	40
3.1	COLETA DOS DADOS PRIMÁRIOS	40
3.1.1	Detalhamento da amostra	42
3.2	PROCESSAMENTO DOS DADOS SECUNDÁRIOS	44
3.2.1	Modelagem biomecânica	45
3.2.2	Cálculo da variabilidade do CoM	48
3.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA	49
3.3.1	Comparação das trajetórias do CoM	49
3.3.2	Comparação das variabilidades do CoM	50
4	RESULTADOS	51
4.1	ANÁLISE DA TRAJETÓRIA VERTICAL DO COM	51
4.2	VARIABILIDADE DO COM ENTRE PÉS	55
4.3	VARIABILIDADE DO COM ENTRE SUBGRUPOS DA ESCALA DE BRUNNSTROM	56
5	DISCUSSÃO	60
5.1	LIMITAÇÕES DA PESQUISA	64
6	CONCLUSÃO	65

REFERÊNCIAS.....	67
7 APÊNDICE A – ROTINA DE PROCESSAMENTO.....	79
8 APÊNDICE B - TABELA.....	96
9 APÊNDICE C – TABELA	97
10 APÊNDICE D – TABELA	98
11 APÊNDICE E – TABELA	99

1 INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é um acometimento de origem vascular de início rápido, com duração maior que 24 horas, ocasionando um déficit focal ou generalizado do sistema nervoso central (SNC) (OMS, 2006). O envelhecimento da população global e o acúmulo de fatores de risco ainda contribuem muito para o maior risco de um AVE ao longo da vida (VIRANI et al., 2020).

O AVE é considerado a segunda principal causa de mortes em nível global, afetando cerca de 13,7 milhões de pessoas e levando à morte cerca de 5,5 milhões por ano. A melhora das intervenções clínicas levou a uma diminuição da mortalidade causada principalmente pelo AVE isquêmico, que se apresentou como cerca de 87% dos casos entre 1990 e 2016 (JOHNSON et al., 2019; KURIAKOSE; XIAO, 2020; ROGER et al., 2011).

A incidência do AVE tende a aumentar com a idade, dobrando suas chances após os 55 anos. A maior incidência do AVE é na China, seguida do leste europeu e as menores taxas apresentam-se na América Latina (JOHNSON et al., 2019). No Brasil, estima-se que cerca de 2.231.000 pessoas tenham sofrido AVE em 2013, dos quais 658.000 apresentaram incapacidade grave (BENSENOR et al., 2015).

Os indivíduos acometidos pós AVE, permanecem com diversos déficits e incapacidades a longo prazo. O déficit de equilíbrio é considerado uma das principais alterações encontradas após um AVE, sendo a hemiparesia o déficit mais evidente (DA SILVA RIBEIRO et al., 2015), caracterizada pela perda parcial da função motora no dimídio oposto à lesão encefálica (WOELLNER et al., 2015), e associada a perda sensorial, influencia diretamente na manutenção da estabilidade postural (DO CARMO; KLEINER; BARROS, 2015; GHASSEMI et al., 2019).

Após o AVE, indivíduos hemiparéticos apresentam uma dificuldade em manter-se em posturas simétricas, principalmente quando envolvendo o controle de tronco, pois há uma tendência em descarregar maior peso sobre o membro inferior não parético (MINP) (GENTHON et al., 2008; MANSFIELD et al., 2012), tanto em tarefas simples, como permanecer em pé, como também em tarefas

dinâmicas e que exigem maior estabilidade do controle postural, como no caso da marcha. Além disso, essa assimetria pode levar a limitações nas atividades de vida diária (AVD's), medo de cair (SCHINKEL-IVY; INNESS; MANSFIELD, 2016), além de impactar na qualidade de vida dessa população (CESÁRIO; PENASSO; OLIVEIRA, 2006).

As alterações, tanto sensoriais quanto motoras, presentes no pós-AVE podem, de fato, comprometer a performance da marcha (GOLDIE; MATYAS; EVANS, 2001), levando a desenvolver um padrão incorreto da marcha, onde as principais alterações envolvem a redução da velocidade da marcha (CARMO et al., 2012; CHEN et al., 2003), alteração nas amplitudes articulares dos membros inferiores (MMII) (KIM et al., 2016a; STANHOPE et al., 2014), diferenças na descarga de peso (HSIAO et al., 2017) e assimetrias na fase de apoio e balanço de cada membro (AN et al., 2017a; CARMO et al., 2012). As alterações sensório-motoras presentes no pós-AVE junto com estratégias de compensação que precisam ser adotadas durante a execução dos movimentos, são observadas durante a marcha hemiparética (SCHMID et al., 2013; STANHOPE et al., 2014) e são evidenciadas, entre as muitas formas de análise da marcha, na observação cinemática com trajetórias angulares atípicas nos MMII (CHEN et al., 2003b; DEVETAK et al., 2019; KIM et al., 2016a).

Para desempenhar uma marcha segura é necessário controlar adequadamente o centro de massa (CoM) e conseguir reposicioná-lo, principalmente em situações imprevistas (WEERDESTeyN et al., 2008; WINTER, 1989). Em indivíduos pós-AVE esse controle do CoM pode indicar uma melhor ou pior estabilidade corporal durante a marcha (SCHEPERS et al., 2009).

O ato de caminhar é um fenômeno natural e com grande êxito para indivíduos saudáveis, mas ele requer um complexo controle neuromusculoesquelético em seu processo. A ativação muscular dos MMII, tronco e membros superiores (MMSS) em um certo padrão espaço temporal é necessária para garantir uma posição adequada das articulações para suportarem o avanço do peso corporal nos diferentes ciclos da marcha (DIETZ, 1996; GRUBEN; BOEHM, 2012; LI; FRANCISCO; ZHOU, 2018). Todavia, na presença de déficits neurológicos, o padrão de marcha dos pacientes perde parte do processamento de informações complexas (CLARK, 2015), e passa a ser

ditado, principalmente, pela função residual (BALABAN; TOK, 2014) e influenciado pelas alterações de força e de tônus muscular (HSU; TANG; JAN, 2003). Análises do controle interarticular nessa população revelaram redução dos torques em praticamente todos os graus de liberdade de ambos os MMII (CRUZ; DHAHER, 2008; SÁNCHEZ et al., 2017), o que reduz a qualidade dos movimentos, aumenta o gasto energético e influencia diretamente o processo de deambulação (FARRIS et al., 2015).

O número de diferentes combinações de ativação muscular e diferentes posicionamentos de cada articulação envolvida no membro inferior (MI) promovem uma abundância motora de sinergias (BERNSTEIN, 1967). Bernstein (1967), sugeriu que o cérebro permite uma flexibilidade considerável de ativação muscular específica para atingir o mesmo movimento (BERNSTEIN, 1967). Dessa forma, as atividades musculares não são controladas individualmente e podem ter uma grande flexibilidade, desde que todas sejam dimensionadas para garantir a posição de cada articulação dentro de uma faixa desejada de variação. Ou seja, para cada tarefa motora, sugere-se que o SNC não busca encontrar uma única configuração cinemática, mas se vale de todo o amplo conjunto de articulações e respectivos graus de liberdade para coordenar os movimentos e, conseqüentemente, garantir maior precisão ou menor variabilidade dessa tarefa (LATASH, 2000). Após um AVE esses mecanismos neurais são alterados, o que pode levar a uma variabilidade motora diferente, principalmente durante a marcha (CLARK et al., 2010).

Perry (2005) classifica a marcha como um meio natural do corpo para se deslocar de um local a outro. A abundância funcional, relacionada à variabilidade, permite aos membros inferiores se acomodar prontamente a degraus, mudanças de superfícies e obstáculos no caminho da progressão, favorecendo adequação da marcha de acordo com as demandas ambientais (Perry, 2005).

Durante a marcha o apoio em sequência dos membros inferiores tem o objetivo de deslocar o indivíduo de um local para outro de maneira ágil e com pouco consumo energético (HEBERT et al., 2017). O movimento do CoM na marcha representa os efeitos gerais da cinemática articular e do segmento

durante a progressão para frente. Por isso, tem sido utilizado como parâmetro na análise da marcha por uma série de estudos que investigam pacientes com diversas doenças (KOBAYASHI et al., 2012). Com relação a marcha pós-AVE, vários parâmetros baseados no CoM são utilizados para investigar as estratégias de controle postural dinâmico (DEVETAK et al., 2019).

Em um estudo que teve como objetivo identificar e analisar as alterações da média da trajetória do CoM durante ambos os ciclos de marcha, parético e não parético, de pacientes pós-AVE comparados a indivíduos saudáveis, obtiveram em seus resultados que a marcha após o AVE pode apresentar alterações nos membros inferiores principalmente na fase de suporte único do lado parético, mas também na fase de balanço, representado por maiores deslocamentos da trajetória do CoM (do Carmo, 2015). Outros estudos também analisaram a posição do CoM como variável de desempenho durante a marcha em esteira, mas para pessoas híginas (ROSENBLATT; HURT, 2019; VERREL; LÖVDÉN; LINDENBERGER, 2010; VITO et al., 2018).

A variabilidade da marcha é muitas vezes quantificada em termos de comprimento de passo e variabilidade de duração do passo, ambos relacionados ao risco de queda (MANSFIELD et al., 2015) e falta de equilíbrio (SCHINKEL-IVY; WONG; MANSFIELD, 2017) após um AVE. Especificamente, o aumento da variabilidade do comprimento do passo previu aumento das taxas de queda ($p=0,001$) (MANSFIELD et al., 2015) em indivíduos residentes na comunidade após a alta da reabilitação. Schinkel-Ivy et al. (2016 e 2017), observaram em seu estudo que indivíduos pós-AVE com características mais variáveis do passo apresentaram menor confiança em manter uma posição estável do corpo, levando-os a sugerir que maior variabilidade de duração do passo pode estar associada a um controle de equilíbrio mais reativo e, portanto, menos eficiente. A relação entre a variabilidade da marcha com o risco de queda e falta de equilíbrio sugere que essa variabilidade pode ser um forte preditor da atividade de deambulação (SCHINKEL-IVY; INNESS; MANSFIELD, 2016b; SCHINKEL-IVY; WONG; MANSFIELD, 2017). A variabilidade é um parâmetro importante para viabilizar a marcha eficiente e segura vários e estudos analisam seus parâmetros espaço temporais.

Quando se trata de estudos produzidos no campo da reabilitação voltados para a marcha, os mecanismos fisiológicos e/ou biomecânicos ainda não são bem definidos para orientar as intervenções fisioterapêuticas, e muitos experimentos não utilizam medidas que são ligadas com a intervenção para direcionarem os fisioterapeutas a melhorar a prática clínica (WONSETLER; BOWDEN, 2017).

A variabilidade do CoM durante a marcha pós-AVE pode trazer informações relevantes quanto ao controle motor desses indivíduos, visto que o movimento do CoM na marcha representa os efeitos gerais da cinemática articular e do segmento durante a progressão para frente. além de auxiliar os fisioterapeutas na melhor forma de trabalhar a recuperação da marcha dessa população, tendo como base a forma que eles tendem a variar, ou não, a trajetória do CoM, na fase de apoio simples, em cada um dos MMII.

Nenhum dos estudos encontrados comparou as trajetórias do CoM durante a fase de apoio simples, assim como não foram encontrados estudo que tenha utilizado a análise SPM para analisar a trajetória do CoM durante a marcha de indivíduos pós-AVE, acredita-se que o SPM possa ser aplicado para identificar em quais partes específicas do ciclo de marcha existe diferença ou correlação, comparadas as trajetórias do CoM de indivíduos hígidos. Frente a versatilidade funcional e a variabilidade da marcha, o presente estudo se deparou com a seguinte questão: a variabilidade na marcha deve ser considerada um fator ruim ou bom para indivíduos pós-AVE?

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo geral do presente estudo é analisar o centro de massa (CoM) durante a marcha de indivíduos pós-AVE comparados a hígidos.

1.1.2 Objetivos específicos

- I) Investigar a trajetória do CoM no eixo vertical (z) ao longo da porcentagem da fase de apoio.
- II) Investigar o indicador valor médio da variabilidade do CoM nos eixos y (médio-lateral) e z (vertical).

1.2 HIPÓTESES

Com relação ao objetivo específico I:

A trajetória do CoM (z) será maior para o grupo pós-AVE e apresentará maior diferença entre os MMII parético e não parético.

Com relação ao objetivo específico II:

O indicador valor médio da variabilidade do CoM y e z apresentará maior diferença para o grupo AVE e sua maior variação será no MIP.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO (AVE)

O AVE é uma doença ocasionada por alterações no fluxo sanguíneo para o encéfalo e pode ser de origem hemorrágica, isquêmica ou subaracnóidea, sendo o tipo isquêmico o mais prevalente e o mais incidente (HUI; TADI; PATTI, 2022; LOTZ et al., 2021). É considerado a primeira causa de morte e incapacidade no Brasil, no mundo apresenta-se como segunda doença neurológica mais prevalente e de mesma forma em mortalidade, além disso, é a terceira principal causa de invalidez (DIENER; HANKEY, 2020; MORAES et al., 2022).

O AVE isquêmico é causado por um aporte sanguíneo e de oxigênio deficientes para o cérebro; já o AVE hemorrágico tem como característica um extravasamento de sangue dentro ou no entorno das estruturas do sistema nervoso central (KURIAKOSE; XIAO, 2020).

Alguns fatores de risco para o AVE apresentam-se de forma modificável e outros de forma não modificável. A idade, sexo, etnia e características hereditárias são fatores que não podem ser alterados e podem ou não aumentar as chances de se ter um acidente vascular (ROGER et al., 2011b; VIRANI et al., 2020). Os fatores modificáveis tem uma importância muito grande, pois uma intervenção médica ou até mesmo pessoal adequada podem levar a drástica redução da incidência. Esses principais fatores são hipertensão, diabetes, falta de exercício físico, tabagismo, abuso de álcool e drogas, colesterol e dieta inadequada (KURIAKOSE; XIAO, 2020).

Após um AVE os indivíduos podem apresentar déficits sensoriais, cognitivos e motores, que podem levar a uma dificuldade de controlar o equilíbrio tanto em tarefas simples como ficar em pé, quanto em tarefas mais complexas como o andar, o que pode resultar em quedas após perturbações inesperadas (MANSFIELD; INNESS; MCILROY, 2018a).

Problemas musculoesqueléticos após um AVE normalmente envolvem o lado parético e podem não se tornar aparentes imediatamente ao AVE. A disfunção motora é um dos problemas mais frequentemente encontrados após

o AVE. O déficit motor é caracterizado por hemiparesia do lado oposto à lesão no hemisfério encefálico. A hipotonia usualmente está presente imediatamente após o AVE, tendo normalmente duração breve. Esse quadro de hipotonia evolui para hipertonia espástica, de maneira progressiva e lenta (FLANSBJER et al., 2005).

A espasticidade está presente em cerca de 60% dos pacientes, sendo definida como uma atividade muscular excessiva, inadequada e involuntária, podendo resultar em rigidez articular, perda de movimento e dor (FLANSBJER et al., 2005). Esses padrões patológicos e posturas fixas (CHOHAN; VENKATESH; HOW, 2019) comprometem a habilidade do paciente em produzir e regular o movimento voluntário. Ela pode ainda, acarretar diversas alterações biomecânicas e neuromusculares durante a marcha dinâmica (KNUTSSON; MARTENSSON, 1980).

O padrão da marcha dos pacientes hemiparéticos varia de acordo com a localização anatômica, a extensão da lesão, os mecanismos compensatórios desenvolvidos, o grau de tônus muscular, o controle motor seletivo preservado, o equilíbrio e as possíveis alterações da sensibilidade (FELLOWS; KAUS; THILMANN, 1994).

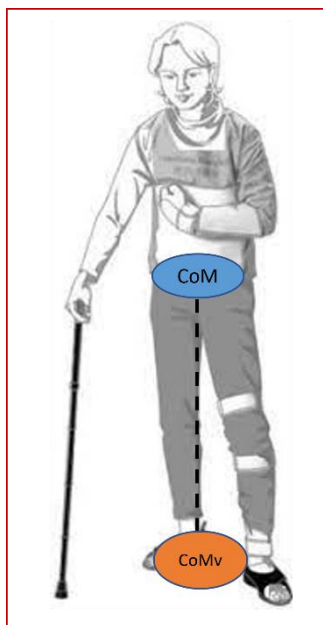
A marcha hemiparética é comum em pacientes com hemiparesia espástica e apresenta como alterações a velocidade, cadência, simetria, tempo e comprimento dos passos. Além disso, pessoas com hemiparesia tendem a apresentar durante a marcha hemiparética desajustes quanto à postura, equilíbrio, reações de proteção e alterações no tônus muscular e ativação neural, principalmente do lado parético. Essas alterações levam a dificuldade na iniciação e duração do passo e em determinar o quanto de força muscular será necessário para deambular (SCHUSTER et al., 2008).

2.2 CONTROLE POSTURAL

A manutenção do equilíbrio do corpo é atribuída ao sistema de controle postural, sendo considerado como a relação conjunta entre os sistemas nervoso, sensorial e motor, usados para gerar capacidade de controlar a posição do corpo

no espaço para se obter orientação, estabilidade e equilíbrio, seja estático ou dinâmico (DUARTE; FREITAS, 2010; MASSION, 1998). Este sistema tem o papel de sustentar, estabilizar e gerar equilíbrio, devido à contração dos músculos que tem a função de sustentar o corpo contra a ação da gravidade. Para manter o equilíbrio do corpo, alguns segmentos corporais são estabilizados e outros executam o movimento, deixando assim, a projeção vertical do Centro de Massa (COMv) (Figura 1) dentro da base de apoio. Durante a marcha o CoM é deslocado para frente a cada passo (BIGONGIARI et al., 2007; CARVALHO; ALMEIDA, 2009; DUARTE; FREITAS, 2010; MASSION, 1998; POLLOCK et al., 2000; WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2010a).

Figura 1 - Projeção vertical do Centro de Massa



Fonte: a autora, 2021

Legenda: CoM – centro de massa; CoMv – projeção vertical do centro de massa.

Para desempenhar essas funções, o sistema de controle postural precisa receber informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo, em relação à força de gravidade, e das outras forças internas e externas que agem sobre ele durante as ações motoras. Desta forma, as informações sensoriais são adquiridas por sensores presentes nos sistemas visual, vestibular e somatossensorial; a visão informa quanto ao ambiente, a velocidade e a direção dos movimentos; o conjunto vestibular na orelha interna detecta a posição e o movimento da cabeça no espaço pela integração das informações dos receptores periféricos localizados na orelha interna, e junto com a visão sua

relação com o ambiente; já os componentes somatossensoriais, compostos pelo fuso muscular, órgão tendinoso de Golgi e receptores articulares e cutâneos, passam as informações quanto a posição e velocidade dos segmentos corporais em relação a eles mesmos (JÚNIOR; BARELA, 2006).

Diante do excesso de informações sensoriais o SNC precisa realizar uma integração complexa, modulando essas informações de acordo com os níveis de processamento neural dependentes de questões como atenção, motivação e integridade das estruturas, que normalmente não estão ligadas ao controle consciente (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003). Depois dessa interação, o SNC elabora estratégias que representem soluções sensório-motoras para o controle da postura, gerando respostas neuromusculares, que junto a força muscular, flexibilidade, amplitude de movimento e as reações biomecânicas geram controle da ativação muscular de forma adequada para proporcionar estabilidade e permitir a execução dos movimentos com qualidade (CARVALHO; ALMEIDA, 2009; FERLA; GRAVE; PERICO, 2015). O sistema de controle do equilíbrio é grandemente adaptável, usando como base as experiências anteriores e os objetivos do indivíduo (MANSFIELD; INNESS; MCILROY, 2018; MCLLROY; MAKI, 1995).

Em condições em que o sistema sensorial se apresenta de forma intacta, há um funcionamento de forma harmônica e sem dificuldades. Entretanto, quando existe uma deficiência em algum desses sistemas, as habilidades do controle postural tornam-se comprometidas, principalmente diante de desordens neurológicas (CAMPOS et al., 2014).

As disfunções sensoriais, motoras, cognitivas e de linguagem que estão presentes após um AVE, interferem diretamente nessas estruturas e no funcionamento do SNC (CAMPOS et al., 2012a; TERRANOVA et al., 2012a). A hemiparesia é o déficit mais evidente (DA SILVA RIBEIRO et al., 2015), que acontece devido a uma lesão no neurônio motor superior (CAMPOS et al., 2012b; WOELLNER et al., 2015), influencia diretamente na manutenção da estabilidade postural (DO CARMO; KLEINER; BARROS, 2015; GHASSEMI et al., 2019). O AVE pode ainda ocasionar perturbações do equilíbrio (ORIHUELA-ESPINA et al., 2013) devido à fraqueza muscular e a espasticidade (NOVELETTO et al., 2018).

Pessoas com hemiparesia pós-AVE tendem a se apresentar de forma assimétrica quando sentados ou em pé, distribuindo mais peso sobre o lado não parético (GENTHON et al., 2008; MANSFIELD et al., 2011). Esta postura está presente na maioria dos indivíduos pós-AVE e pode representar uma estratégia em tentar contar pouco com o lado afetado para manter a estabilidade, devido a significativa falta de força e seus déficits sensoriais e motores (KAMPHUIS et al., 2013; MANSFIELD; INNESS; MCILROY, 2018).

O controle efetivo do equilíbrio é necessário para evitar quedas após um desequilíbrio. Esse controle pode ser classificado em duas categorias: a primeira tem como característica a manutenção dos pés no mesmo lugar e referem-se a estratégias de sinergias musculares associadas, que podem ser usadas para trazer o CoM para dentro da sua base de suporte (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2016); Já a segunda categoria são as reações com mudanças nos pés de apoio, que ocorrem durante a marcha. E essas são mais complexas, pois utilizam-se de movimentos rápidos dos membros para ajustar a base de suporte e trazer o CoM para dentro dela novamente (MAKI; MCILROY, 1997).

2.3 MARCHA NORMAL E MARCHA HEMIPARÉTICA PÓS-AVE

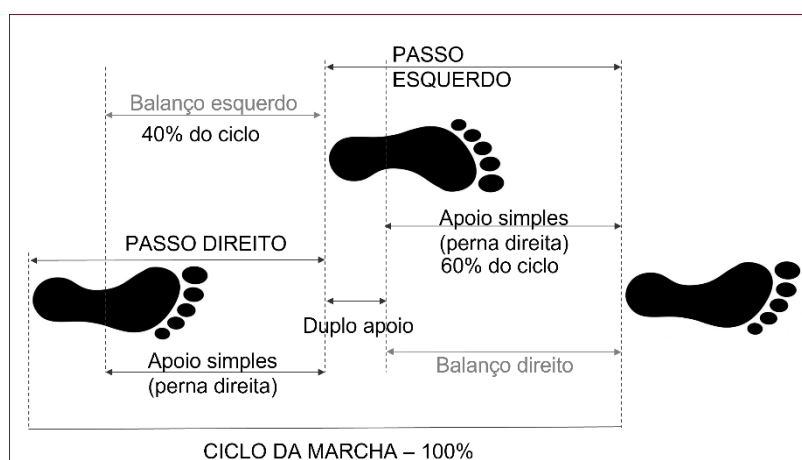
O ato de caminhar é essencial para a realização das AVDs, além de participação e interação social, sendo considerada uma atividade importante no cotidiano (CHIOU; BURNETT, 1985). Devido à complexidade da marcha e principalmente da marcha patológica, a análise biomecânica tridimensional é geralmente usada para identificar, quantificar e entender as deficiências de um paciente (MANSFIELD; INNESS; MCILROY, 2018; WREN et al., 2011).

O controle das habilidades de coordenação na deambulação é um aprendizado; o ser humano aprende a integrar numerosas variáveis presentes no sistema neuromuscular de forma uniforme, o que permite a locomoção de maneira razoável e eficiente (ROSE; GAMBLE, 1998).

O ciclo da marcha é dividido em duas fases, a de apoio e a de balanço; para fins de estudo, sua duração é definida em porcentagens, onde o tempo total

do ciclo é considerado 100%. A fase de apoio é definida como a parte do ciclo em que o pé está em contato com o solo e corresponde a 60% de sua duração. Já na fase de balanço, o pé deixa de fazer contato com o solo e avança em relação a posição do tronco, correspondendo a 40% do ciclo (Figura 2) (ROSE; GAMBLE, 1994). Na marcha normal as fases são simétricas e se repetem de forma sucessiva (ROSE; GAMBLE, 1998). Alterações no SNC e no sistema musculoesquelético podem levar a variados graus de disfunção motora e dificuldades importantes na marcha (HEBERT et al., 2017).

Figura 2 - Ciclo da marcha



Fonte: a autora, 2021

Quando estão presentes a uma situação que exige uma reação para não cair, indivíduos com hemiparesia pós-AVE enfrentam o desafio de escolher confiar no membro parético, seja para aceitar o peso total do corpo, ou para gerar força muscular de forma rápida para pisar e restabelecer o equilíbrio (MANSFIELD et al., 2012). Normalmente, indivíduos com AVE tendem a iniciar passos frente a um obstáculo com um membro (MANSFIELD et al., 2012), sendo este, preferencialmente, o membro não parético o escolhido (DE KAM et al., 2017; GRAY et al., 2017; LAKHANI et al., 2011; MANSFIELD et al., 2012; SALOT; PATEL; BHATT, 2016); isso acontece apesar da maior carga depositada no membro parético, deixando mais lento o início do passo com o membro não parético (INNESS et al., 2016).

Ao se comparar a marcha de indivíduos pós-AVE e saudáveis, a marcha hemiparética é caracterizada por um padrão espástico específico, que inclui a diminuição da cadência da marcha (passos/tempo), balanço do lado parético

com maior duração de tempo, aumento do tempo em posturas no lado não parético e assimetrias no comprimento dos passos (PATTERSON et al., 2010).

Indivíduos com hemiparesia tendem a apresentar uma distribuição de peso anormal sobre os MMII (GENTHON et al., 2008; HSIAO et al., 2017; MARTELLO et al., 2017), além disso, apresentam parâmetros espaciais e temporais da marcha desiguais (AN et al., 2017; MARTELLO et al., 2017), o que levam a um padrão assimétrico de deambulação aumentando o gasto energético necessário para essa atividade (AWAD et al., 2015).

A assimetria da marcha em indivíduos pós-AVE é relatada considerando as diferenças espaciais (comprimento do passo) e temporais (tempo de balanço) entre os membros. Essa assimetria temporal da marcha se caracteriza por passar a maior parte do tempo em um único apoio, ou seja, no membro não parético. Já a assimetria no comprimento do passo pode ser manifesta com passos mais curtos com o membro parético, devido a redução da fase de balanço do lado não parético, ou devido a redução da propulsão do membro parético em apoio simples (ROERDINK; BEEK, 2011).

A assimetria pode estar correlacionada tanto com o comprometimento sensório-motor (PATTERSON et al., 2008), quanto a espasticidade, a redução da força muscular e a perda na dissociação das cinturas escapular e pélvica, além da diminuição da percepção e da sensação nos MMII (LIN et al., 2006). Mas somente esses déficits sensório-motores presentes após um AVE não justificam totalmente a assimetria da marcha (PATTERSON et al., 2008). Uma possibilidade é a de que a assimetria possa estar relacionada à capacidade do indivíduo perceber e produzir movimentos rítmicos com precisão, mas essa questão ainda está sendo investigada (PATTERSON et al., 2018).

Com relação a velocidade da marcha, ela é frequentemente usada como uma medida clínica para verificar a capacidade de caminhar de forma segura, principalmente na comunidade (PERRY et al., 1995). A caminhada pós-AVE tende a ser mais lenta, e isso está relacionado com a redução da cadência e do comprimento do passo (BALABAN; TOK, 2014; BEYAERT; VASA; FRYKBERG, 2015; NADEAU; BETSCHART; BETHOUX, 2013). A força dos músculos do membro inferior se relaciona com a velocidade da caminhada. Pessoas com

diferentes níveis de gravidade pós-AVE e que possuem diminuição da força dos músculos flexores de quadril, extensores do joelho e flexores plantares, tem a diminuição da força relacionada com a velocidade da caminhada auto selecionada (JONKERS; DELP; PATTEN, 2009).

Vários estudos foram feitos nos últimos anos em relação aos componentes cinemáticos da marcha hemiparética (BOUDARHAM et al., 2013; FOTIADOU et al., 2018; LUCARELI; GREVE, 2006; WINTER, 1989) e encontraram algumas características tidas como consenso, tal como a redução da velocidade da marcha (CARMO et al., 2012; SHEFFLER; CHAE, 2015), diminuição do comprimento do passo, da passada e da duração do apoio sobre o MIP (CARMO et al., 2012). Além disso, o comportamento dos ângulos articulares dos membros inferiores também vem sendo investigado no plano sagital com relação a velocidade da marcha e comprimento do passo (HSIAO et al., 2017).

A cinemática articular dos MMII mostra alterações principalmente na amplitude de movimento do quadril, joelho e tornozelo, que podem estar presentes ao longo do ciclo da marcha (KIM et al., 2016a). No contato inicial do membro inferior parético, existe uma tendência ao aumento da flexão do joelho, bem como à redução da amplitude de movimento na etapa do ciclo onde ocorre a resposta a carga (LUCARELI; GREVE, 2006). Além disso, a deficiência de força nos músculos flexores dorsais e a presença de espasticidade dos flexores plantares do tornozelo parético alteram a mecânica do contato inicial do pé com o solo (OLNEY; RICHARDSB, 1996). Ao longo da fase de apoio do membro parético, o quadril e o tornozelo apresentam menor excursão angular (CHEN et al., 2003b) e ao final dessa fase, quando o pé perde o contato com o solo, o pico angular do joelho é significativamente menor (CHEN et al., 2005). Na fase de balanço o quadril, joelho e tornozelo paréticos também apresentam excursões angulares abaixo do normal (CHEN et al., 2003) e o pico de flexão do joelho é muito reduzido (CHEN et al., 2005). Já no membro não parético, as articulações do quadril, joelho, tornozelo, assim como a pelve, também podem apresentar amplitudes diminuídas no plano sagital, e em pessoas com maior comprometimento e pior recuperação motora, o pico de flexão do joelho na fase de balanço acontece mais tardiamente (CHEN et al., 2003b).

As alterações da cinemática articular relacionadas com alterações das trajetórias do CoM durante a marcha faz com que o CoM se mova para cima e para baixo, atingindo um máximo durante o suporte de um único membro e um mínimo durante o duplo apoio, sendo que o trabalho necessário para esse movimento vertical do CoM é de aproximadamente 50% do trabalho total para caminhada. Compreender essas condições cinemáticas que resultam em excursão vertical do CoM pode fornecer *insights* para tratamentos específicos (GOTTSCHELL; KRAM, 2003).

2.4 MOVIMENTO DO COM DURANTE A MARCHA NORMAL E PÓS-AVE

A estabilidade dinâmica é um componente importante e crítico para a caminhada, ela pode ser definida como a habilidade de manter uma locomoção funcional, mesmo com pequenos distúrbios cinemáticos, buscando reduzir o risco de quedas (ENGLAND; GRANATA, 2007).

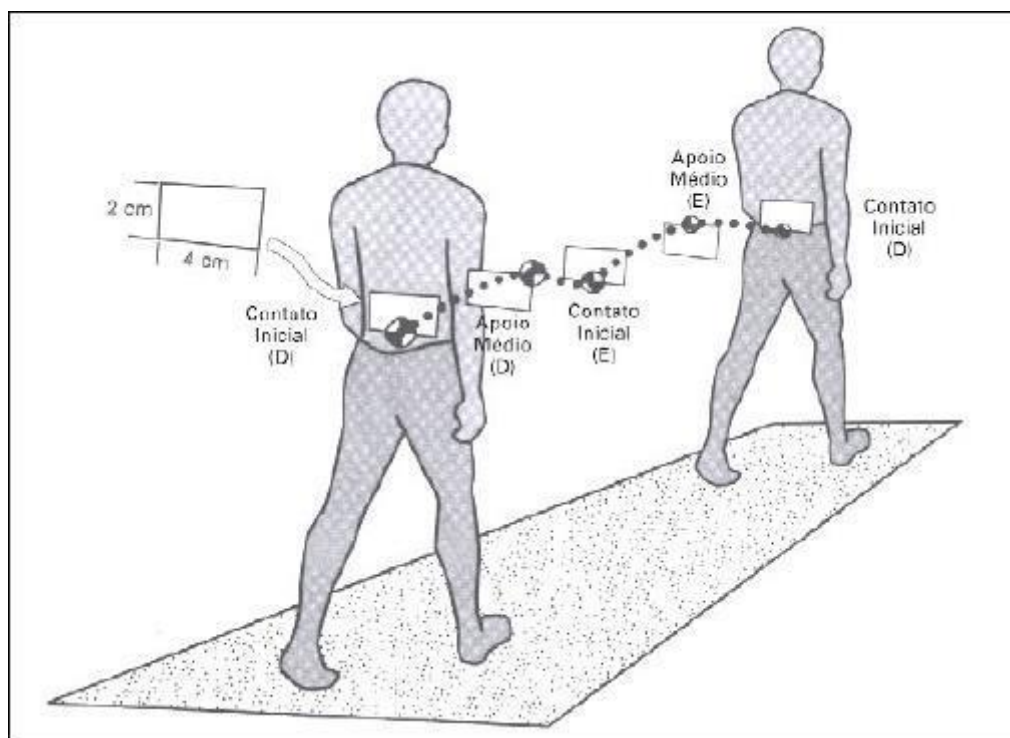
Uma das grandezas considerada essencial para analisar o equilíbrio é o centro de massa, pois se trata de uma variável passiva, regida pelo controle postural (WINTER, 2009).

O CoM é definido como um ponto teórico, onde se considera que está aplicada todas as forças do corpo, sendo que este ponto se refere ao CoM total, definido a partir de uma média ponderada do CoM de cada segmento do corpo (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2016). Em condições de equilíbrio, a projeção vertical do CoM é mantida dentro da base de suporte, durante a marcha o CoM é “lançado” para fora da base de suporte e “recuperado” quando se dá um novo passo para reposicionar a base de suporte (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2010b).

Medir os parâmetros dos movimentos do CoM que é invisível, durante a marcha, tem sido um grande desafio. Uma primeira tentativa foi restringir o movimento do CoM ao movimento visível do sacro, sendo essa aproximação mais minimalista, devido ao fato de o movimento do CoM ser afetado pelos movimentos dos segmentos corporais individuais, enquanto os marcadores sacrais não (SCHEPERS et al., 2009b). No entanto, essa simplificação ajudou a

reforçar as suspeitas de que o CoM se move para cima e para baixo e acelera e desacelera durante cada passo, como um pêndulo invertido (Figura 3) (TESIO; ROTA, 2019).

Figura 3 - Trajetória normal do CoM durante a marcha e seu deslocamento em relação à linha de progressão



Fonte: PERRY, 2005

O desempenho do CoM possibilita compreender um pouco mais do controle postural, principalmente, quando se investiga indicadores como a amplitude de deslocamento, aceleração e velocidade (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2010b). Vários estudos têm verificado o COM durante a marcha (TESIO; ROTA, 2019), de forma a tentar entender como o deslocamento suave do centro de massa do corpo é essencial para a marcha eficiente, por exemplo.

Na marcha pós-AVE alguns estudos utilizaram a análise do CoM como uma nova estratégia de reabilitação para entender os custos de energia da caminhada em pacientes hemiparéticos, ajudando-os a reduzir ativamente o deslocamento vertical excessivo do CoM por meio de *biofeedback*, o que mostrou resultados positivos quanto a redução de 30% do custo de energia após a intervenção (MASSAAD; LEJEUNE; DETREMBLEUR, 2010).

O movimento do pêndulo normalmente é analisado no plano sagital. Mas a maior parte do trabalho para mover o sistema corporal e seus segmentos, pode ser observado também no plano frontal (TESIO; LANZI; DETREMBLEUR, 1998). A cada passo, o CoM oscila lateralmente em direção a perna de apoio, em seguida, balança em direção a perna oposta se preparando para o próximo passo, produzindo um mecanismo semelhante a um pêndulo invertido no plano frontal. Esse movimento nos planos sagital e frontal durante um passo segue um caminho curvo em torno da linha de progressão.

Um estudo do movimento do CoM em 3D com adultos saudáveis em várias velocidades de caminhada foi publicado em 2011 por Minetti, Cisotti e Mian, mostrou que ele se move de forma que parece um 'oito', e projeções em um plano desta figura foram demonstradas em dois estudos. O primeiro estudo mostrou o movimento em 3D do CoM com 3 populações diferentes: adultos saudáveis, pacientes com substituição unilateral da articulação do quadril e pacientes com hemiparesia pós-AVE (IIDA; YAMAMURO, 1981); o segundo analisou o movimento do CoM no plano frontal em crianças com várias formas de paralisia cerebral e controles saudáveis (MASSAAD et al., 2004). Após isso a forma de 'oito' foi matematicamente modelada e confirmada (MINETTI; CISOTTI; MIAN, 2011).

As trajetórias do CoM e suas oscilações laterais fornecem um foco para a avaliação do equilíbrio durante a deambulação, de modo que os déficits de equilíbrio podem levar a uma queda principalmente em caminhadas com deslocamentos laterais (CUMMING; KLINEBERG, 1994; WEERDESTEYN et al., 2008).

Em relação ao comportamento do CoM durante a marcha hemiparética, observou-se que os déficits motores, sensoriais e de coordenação dos movimentos dos segmentos corporais levam a uma trajetória alterada (DEAN; KAUTZ, 2015; DO CARMO; KLEINER; BARROS, 2015), sobretudo durante a fase de apoio do membro inferior parético (DO CARMO; KLEINER; BARROS, 2015c; KOBAYASHI et al., 2012; NOTT; NEPTUNE; KAUTZ, 2014), o que resulta em uma maior instabilidade durante a marcha (SAID et al., 2008).

O estudo de Bonnyaud et al. (2015) teve como objetivo analisar o deslocamento vertical e médio-lateral do CoM em pacientes hemiparéticos e compará-los com indivíduos saudáveis durante a marcha e o giro do teste TUG, tendo como parâmetro analisar a amplitude e velocidade do deslocamento do CoM nas direções médio-lateral (ML) e vertical. O deslocamento lateral do CoM foi maior e mais rápido durante a marcha, já o deslocamento vertical do CoM foi maior durante o giro nos voluntários pós-AVE comparados aos indivíduos saudáveis (respectivamente $p < 0,01$ e $p < 0,05$). O deslocamento e a velocidade do CoM durante o giro do TUG foram correlacionados com o desempenho do TUG, tanto dos voluntários pós-AVE quanto saudáveis, essas correlações foram significativas nos indivíduos saudáveis, mas não apresentaram correlação no desempenho dos indivíduos pós-AVE (BONNYAUD et al., 2015). Em outro estudo, com o objetivo de analisar quantitativamente o efeito da órtese tornozelo-pé na capacidade de marcha e investigar a correlação entre melhorias no movimento do tronco e capacidade de marcha em indivíduos pós-AVE, foi observada a velocidade de caminhada, deslocamento do centro de massa e movimentos pélvicos em 20 pacientes hemiparéticos pós-AVE, com e sem órtese tornozelo-pé, usando análise tridimensional do movimento. O uso de órtese tornozelo-pé melhorou a velocidade de caminhada, rotação e inclinação pélvica e deslocamentos laterais e verticais do centro de massa ($P < 0,01$), além disso, foi encontrada correlação significativa entre as melhorias na capacidade da marcha e o deslocamento do centro de massa nas direções vertical e lateral ($P < 0,01$).

2.5 MAPEAMENTO PARAMÉTRICO ESTATÍSTICO (SPM)

A metodologia de mapeamento paramétrico estatístico (SPM) foi desenvolvida para analisar curvas biomecânicas e trajetórias cinemáticas unidimensionais. Caracteriza-se por duas vantagens principais: (i) os resultados são apresentados diretamente no espaço de amostragem original, de modo que seu contexto biomecânico espaço-temporal é imediatamente aparente, e (ii) não há necessidade de discretizar os dados, o que pode levar a interpretações errôneas dos resultados (PATAKY, 2010), causado pela simplificação excessiva.

Em um estudo foi analisada a marcha em plano inclinado de 68 jovens adultos de ambos os sexos, onde partindo da posição em pé, cada participante executou três tarefas: 1- iniciar a marcha em posição horizontal; 2- iniciar a marcha a partir da posição inclinada com dorsiflexão dos tornozelos; e 3- iniciar a marcha com flexão plantar do tornozelo. A análise de mapeamento paramétrico estatístico foi realizada em todo o centro de pressão (CoP) e no centro de massa (CoM). O deslocamento do CoM foi maior na direção médio-lateral (ML) durante ajustes posturais antecipatórios (APA) na condição 2; além disso, o CoM se moveu mais rápido na direção ML durante os APA na condição 2, mas mais lento início da marcha para a condição 3. Dessa forma, concluiu-se que a característica predominante durante o início da marcha em superfícies inclinadas, incluindo APA, parece ser o deslocamento do COM (VIEIRA et al., 2017).

No estudo de Papageorgiou et al. (2019), que teve como objetivo identificar as relações entre prejuízos clínicos e desvios de marcha em crianças com paralisia cerebral (PC), teve a amostra composta por 367 crianças com paralisia cerebral, divididas em dois grupos com base na sintomatologia clínica. Todas as crianças foram submetidas a uma análise tridimensional da marcha e um exame clínico padronizado. A marcha foi inspecionada em nível vetorial e em nível articular individual (movimentos articulares da pelve, quadril, joelho e tornozelo). O SPM foi aplicado para identificar partes específicas do ciclo de marcha que exibem relações entre os desvios de marcha de ambos os grupos e os escores de comprometimento de espasticidade, fraqueza, seletividade e amplitude passiva de movimento. Os resultados mostraram que o vetor e a maioria dos movimentos individuais estavam relacionados com os escores compostos (PAPAGEORGIOU et al., 2019).

2.6 PRINCÍPIO DA ABUNDÂNCIA MOTORA E VARIABILIDADE DA MARCHA

A variabilidade do movimento humano pode ser descrita como as variações normais que ocorrem no desempenho motor em várias repetições de uma tarefa (STERGIOU; HARBOURNE; CAVANAUGH, 2006). Essa

variabilidade é intrínseca a todos os sistemas biológicos e pode ser observada com bastante facilidade. Se uma pessoa tentar repetir o mesmo movimento duas vezes, as duas ações nunca serão idênticas (STERGIOU; DECKER, 2011).

Após o experimento feito por Bernstein em 1920 sobre o problema dos graus de liberdade e a redundância motora, seus resultados mostraram que o SNC não busca uma única configuração cinemática para a execução de uma tarefa, mas utiliza um conjunto de configurações igualmente válidas para garantir a precisão de seu desempenho (LATASH, 2000). Em seu experimento, Bernstein observou os movimentos realizados repetidamente por ferreiros profissionais e verificou que a variabilidade das trajetórias articulares do membro superior envolvido na tarefa era maior do que a variabilidade da ponta do martelo que atingia o alvo. Com isso ele sugeriu que as articulações compensam os erros umas das outras, de forma conjunta, com o objetivo de preservar a trajetória da variável de desempenho, nesse caso a trajetória do martelo (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2007).

Compreender o mecanismo central do controle motor pode ser o maior desafio para compreender a análise dos movimentos em organismos biológicos, superando a dificuldade da mecânica do movimento (GELFAND; LATASH, 1998). Segundo Scholz, Schöner e Latash (2000), as tarefas que envolvem movimentos multiarticulares necessitam de planejamento e caracterização espaço-temporal das trajetórias a serem realizadas. A natureza dessa trajetória precisa ser capaz de variar diante de eventuais modificações nas condições da tarefa e, adicionalmente, o sistema de controle precisa orientar o sistema efetor em tempo adequado, garantindo o aproveitamento máximo dos graus de liberdade disponíveis e otimizando a realização dos movimentos necessários para a realização da tarefa (SCHOLZ; SCHÖNER; LATASH, 2000).

Em seu estudo, Latash (2008) define as variáveis elementares como sendo aquelas produzidas por elementos aparentes de um sistema de multielementos que podem ser alteradas uma de cada vez pelo controlador; enquanto a variável de desempenho é o termo usado para descrever a saída global desse sistema de multielementos, e cujo papel é de suma importância para a execução da tarefa (LATASH, 2008).

Quando se está interessado na cinemática de um membro multiarticulado, as rotações articulares independentes podem ser vistas como as variáveis elementares, enquanto a trajetória de um ponto final no espaço externo pode ser vista como a variável de desempenho (LATASH, 2008). Esse “ponto final” é determinado no presente estudo pela trajetória do CoM.

Assim como outros sinais fisiológicos, as medidas da marcha não são constantes, mas flutuam com o tempo e mudam quando cada passo é dado, mesmo em ambientes controlados (TERRIER; SCHUTZ, 2003). Em estudos anteriores foi possível identificar que a variabilidade da marcha é uma característica quantificável da caminhada que pode ser alterada em quadros relevantes clinicamente, como em quedas, fragilidade e doenças neurodegenerativas (HAUSDORFF et al., 1998; HERMAN et al., 2005; SCHAAFSMA et al., 2003; SHERIDAN et al., 2003); fatores fisiológicos podem afetar a dinâmica da marcha o que inclui o controle neural, função motora e controle postural, além de alterações menores na fisiologia subjacente, o que inclui alterações cardiovasculares e de saúde mental, e que podem também influenciar na variabilidade da marcha (HAUSDORFF et al., 1998, 2003, 2004; HERMAN et al., 2005; SCHAAFSMA et al., 2003). Ou seja, a variabilidade é definida como flutuações em características espaço-temporais de um passo a outro na caminhada (GABELL; NAYAK, 1984) e que reflete a consistência e estabilidade da marcha (HAUSDORFF, 2005).

O aumento da variabilidade da marcha, como comprimento do passo, tempo de passada e tempo de balanço está relacionada ao risco de quedas e limitações de mobilidade em idosos (BRACH et al., 2001, 2007; HAUSDORFF; RIOS; EDELBERG, 2001). Em seu estudo Guimaraes e Isaacs (1980) sugeriram que idosos caidores caminhavam com maior variabilidade da marcha, tanto no comprimento quanto no tempo do passo, em comparação com idosos não caidores (GUIMARAES; ISAACS, 1980).

A variabilidade de algumas características da marcha pode aumentar à medida que a velocidade da marcha diminui (ALMARWANI et al., 2016; BEAUCHET et al., 2009), embora esse efeito não tenha sido identificado na caminhada em esteira (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2007). Esse achado pode

mostrar que, ao caminhar em solo, a deambulação mais lenta pode ser mais desafiadora para o controle motor da marcha do que a caminhada em ritmo normal (HAUSDORFF; DANION, 2004).

Os segmentos corporais se movem de forma coordenada para controlar a trajetória do CoM durante a caminhada, e o controle sinérgico dos abundantes segmentos corporais é necessário para ter sucesso na tarefa de caminhada (LATASH, 2012). O desempenho bem-sucedido de uma determinada tarefa motora depende da coordenação adequada da atividade muscular. Para produzir uma caminhada bem coordenada em linha reta, os músculos podem ser organizados em grupos que serão ativados (NEPTUNE; CLARK; KAUTZ, 2009). Acredita-se que a falta de coordenação é mediada principalmente por uma perda de sinais de controle apropriados para os músculos dos membros, e muitas vezes é expressa quando fraqueza e espasticidade não são graves (BEER; DEWALD; RYMER, 1999). A coordenação muscular prejudicada em indivíduos pós-AVE pode afetar as estratégias de controle de equilíbrio utilizadas durante a marcha. A regulação de todo o momento angular do corpo e a soma do momento angular dos segmentos corporais sobre o CoM é importante para manter o equilíbrio e prevenir quedas (NOTT; NEPTUNE; KAUTZ, 2014; PIJNAPPELS; BOBBERT; VAN DIEËN, 2004).

Os problemas de coordenação ou dificuldades em coordenar movimentos multiarticulares são um marco nas patologias neurológicas. Entretanto, os problemas de coordenação multiarticulares não são imediatamente visíveis apenas observando uma articulação por vez; em vez disso, deve-se observar múltiplas articulações. Os problemas no sistema musculoesquelético incluem fraqueza, perda da amplitude de movimento, espasticidade, contraturas e mudanças no alinhamento. Propriedades passivas do sistema músculo-tendíneo contribuem para o desenvolvimento do torque durante a deambulação. Portanto, a rigidez articular anormal e a amplitude de movimento limitada não apenas reduzem o movimento articular, mas também afetam a capacidade dos músculos em gerar potência em diversas velocidades (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2010). Essas incoordenações musculares e articulares afetam a variabilidade do CoM nos indivíduos pós-AVE.

Faz-se importante ressaltar que, até o presente momento, estudos de variabilidade da marcha têm focado em parâmetros espaço-temporais e não na variabilidade do CoM e suas trajetórias.

2.7 CÁLCULOS DO COM

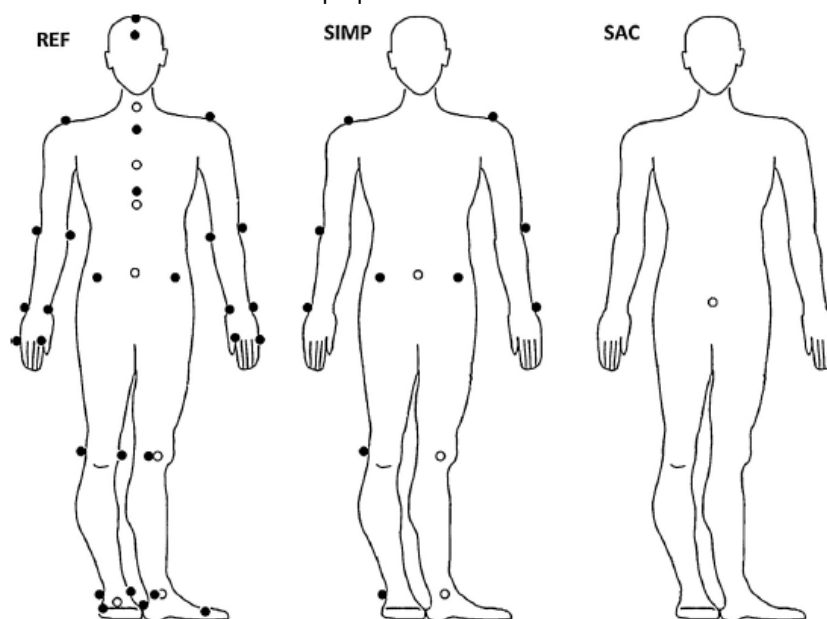
Examinar o CoM do corpo inteiro é um método que está sendo usado para quantificar o equilíbrio dinâmico e a energia gasta durante a marcha. Um método comum para estimar a posição do CoM é aplicar um modelo antropométrico a um conjunto de marcadores e calcular a soma ponderada das posições do CoM de cada segmento. Vários modelos antropométricos estão disponíveis para realizar tal cálculo, mas poucos estudos consideram como esses modelos antropométricos afetam os cálculos do CoM do corpo inteiro durante a marcha (CATENA; CHEN; CHOU, 2017).

Em seu estudo Catena; Chen e Chou (2017) analisaram um único passo de dados de marcha de 103 jovens adultos, sendo comparado o movimento do CoM de corpo inteiro e calculado a partir de 4 modelos antropométricos diferentes (Plagenhoef et al., 1983; Winter, 1990; de Leva, 1996; Pavol et al., 2002). Encontraram que os cálculos de movimento anterior-posterior não são relativamente afetados pelo modelo antropométrico. No entanto, movimentos medial-laterais e verticais são significativamente afetados pelo uso de diferentes modelos antropométricos. Dessa forma, sugerem que os pesquisadores escolham cuidadosamente um modelo antropométrico para se adequar às populações de seus estudos quando interessado em movimentos medial-laterais ou verticais do COM (CATENA; CHEN; CHOU, 2017).

Em seu estudo Tisserand et al. (2016) pegaram uma amostra de vinte e quatro sujeitos (jovens e idosos, homens e mulheres) que realizaram três diferentes tarefas de equilíbrio: postura quieta, marcha e recuperação do equilíbrio. Três modelos diferentes, baseados em um método segmentar, foram usados para estimar a posição absoluta tridimensional do CoM durante esses movimentos: um modelo de referência baseado em 38 marcadores, um modelo simplificado de 13 marcadores e um modelo de marcador único (sacral) (Figura

4). Dessa forma, as estimativas do CoM do modelo simplificado proposto, aproximaram-se mais do modelo de referência do que as estimativas do modelo de marcador único, sacral. Com isso, concluem que o modelo simplificado proposto produziu estimativas tridimensionais precisas para o CoM com um número limitado de marcadores, ressaltando que esse pode reduzir os tempos experimentais e de pós-processamento quando usados em estudos que avaliam a estabilidade dinâmica em seres humanos (TISSERAND et al., 2016).

Figura 4 - Representação dos três conjuntos de marcadores que formam os três modelos antropométricos propostos



Fonte: Tisserand et al., 2016.

Legenda: Os marcadores utilizados para o modelo SIMP são apresentados no centro. O modelo SAC é apresentado à direita. Os círculos brancos representam marcadores colocados na parte de trás em relação à posição atual da imagem.

3 METODOLOGIA

Este estudo foi realizado com uma base de dados de marcha já coletados para uma tese de doutorado do mesmo grupo de pesquisa a que esta dissertação está vinculada (CASAROTTI, 2020).

3.1 COLETA DOS DADOS PRIMÁRIOS

O estudo passou por apreciação junto ao Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR) e recebeu parecer positivo (CAAE: 88420218.6.0000.0020; Parecer n. 2.663.034/2018).

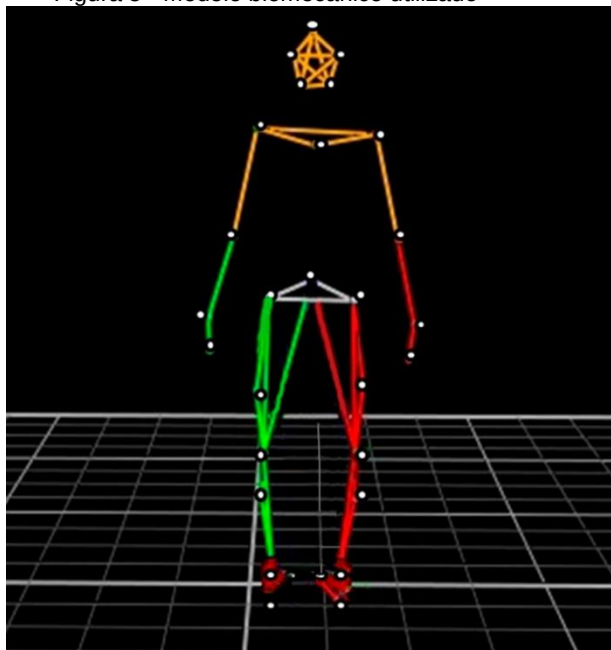
A coleta de dados foi de acordo com a legislação de ética em pesquisa com seres humanos sendo realizada no Laboratório de Motricidade Humana (LaMH) do Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da PUCPR. O período de configuração do *setup* experimental e de coletas compreendeu os meses de junho, julho, agosto e setembro de 2018.

Os voluntários foram até o LaMH para a realização das avaliações clínicas, antropométricas e a aplicação das escalas de interesse. Após essas avaliações cada voluntário foi devidamente preparado para a realização da análise cinemática da marcha. Para os participantes hígidos não foi necessária a aplicação de escalas motoras.

A montagem do *setup* experimental aconteceu no início das coletas e envolveu a organização do laboratório, definição do posicionamento das câmeras e configuração da área de coleta.

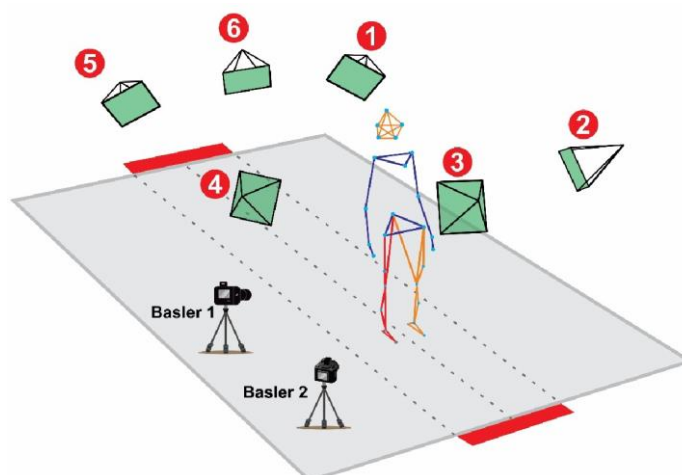
O modelo biomecânico empregado para a colocação dos marcadores foi uma junção dos modelos: *Plug-in-Gait Upper Body*, criado para tronco e membros superiores e o *Plug-in-Gait Sacro*, criado para membros inferiores (Figura 5) ("VICON MOTION SYSTEMS LTD," 2018). O uso dessa junção de modelos, composto por 29 marcadores reflexivos.

Figura 5 - Modelo biomecânico utilizado



Fonte: adaptado de MOREIRA, 2019.

As coletas de dados cinemáticos foram realizadas com o sistema de captura e análise do movimento *Vicon®* (Denver, USA), disponível no LaMH, que conta com 6 câmeras infravermelhas de captura óptica (modelo Bonita B10) e duas câmeras de vídeo (*Basler*) para captura simultânea de imagem (Figura 6). O *software* responsável pela captura e processamento inicial dos dados foi o *Nexus* (versão 2.7) e os dados foram amostrados a uma frequência 100 Hz.

Figura 6 - Imagem representativa do posicionamento das câmeras no *Set up* experimental

Fonte: Casarotti (2020). Arte: Carla Rinaldin.

Legenda: As câmeras de radiação infravermelha estão representadas acima na imagem pelos quadrados verdes e respectivos números de 1 a 6. As câmeras de vídeos foram posicionadas no solo (± 45 CoM de altura), estando uma delas instalada transversalmente à área de percurso dos participantes (Basler 1) e a outra na diagonal desse mesmo percurso (Basler 2). A linha pontilhada no solo é imaginária e representa a área por onde os participantes foram orientados a deambular.

Os dados cinemáticos brutos foram processados utilizando a versão 2.7 do *software Nexus* (“VICON MOTION SYSTEMS LTD,” 2018), seguindo o procedimento padrão para exame de marcha. Essa etapa envolveu a reconstrução dos marcadores e a identificação manual dos eventos da marcha, com o auxílio das imagens gravadas pelas câmeras de vídeo. A partir da identificação prévia dos eventos da marcha, foram definidos os ciclos e suas respectivas fases (apoio e balanço) referentes a cada membro inferior. A fase de apoio simples de um lado teve seu início definido no instante onde foi identificada a perda de contato do pé contralateral com o solo (*Foot off*), e seu final marcado pelo instante onde foi identificado o contato desse mesmo pé contralateral com o solo novamente (*Foot contact*).

A área de coleta correspondia a um trajeto de 6 m, onde eles deveriam deambular sem auxílio de outra pessoa ou de dispositivos de locomoção (órteses, bengalas, muletas etc.). A velocidade de deambulação foi de livre escolha do participante (velocidade confortável autosselecionada), que foi convidado a realizar o trajeto supracitado repetidas vezes.

Os arquivos contendo as coordenadas dos marcadores, identificação dos eventos da marcha e cálculo dos parâmetros espaço temporais de cada trajeto de 6 metros coletado foram exportados em formato *.c3d*.

3.1.1 Detalhamento da amostra

A amostra do estudo foi composta por 28 indivíduos, sendo 17 do grupo AVE e 11 hígidos. As características gerais dos dois grupos são apresentadas na Tabela (1).

Tabela 1 - Características gerais da amostra.

Características	Grupo Hígido (n=11)	Grupo AVE (n=17)	p valor
Idade (anos)	59,6 ($\pm 4,9$)	60,2 ($\pm 8,9$)	0,84
Massa Corporal (kg)	74,4 ($\pm 9,6$)	77,8 ($\pm 13,4$)	0,474
Estatuta (CoM)	170,7 ($\pm 9,2$)	165,7 ($\pm 9,9$)	0,194
Gênero (M / F)	8 _ 3	12 \ 5	---
Dominância (E / D)	1 / 10	2 / 15	---

Legenda: Valores expressos em média e (desvio-padrão). M: Masculino. F: Feminino. E: Esquerda. D: Direita. p-valor: Teste *T-Student* para amostras independentes, considerando a distribuição normal para essas variáveis em ambos os grupos.

Fonte: Casarotti (2020).

A Tabela (2) apresenta as características dos participantes do grupo AVE. O tempo pós-AVE do grupo foi em média de 38 meses ($\pm 41,5$).

Tabela 2 - Características clínicas do grupo AVE.

ID	Tempo pós-AVE (meses)	Etiologia do AVE	Lado da Hemiparesia (D / E)	Recuperação Motora de Brunnstrom
A01	68	I	D	3
A02	89	I	D	3
A03	63	H	D	5
A04	5	I	E	6
A05	127	I	E	6
A06	58	I	E	3
A07	8	H	D	6
A08	12	I	D	3
A09	6	I	E	3
A010	3	I	D	6
A011	5	I	D	3
A012	9	I	E	4
A013	111	H	D	3
A014	12	I	D	6
A015	9	H	D	5
A016	5	I	E	6
A017	57	I	D	3

Legenda: ID: identificação do participante. E: esquerdo. D: direito. I: isquêmico. H: hemorrágico.

Fonte: Casarotti (2020).

Os voluntários do grupo pós-AVE foram divididos em dois subgrupos, de acordo com a pontuação obtida na avaliação dos estágios de recuperação motora da escala de Brunnstrom, visto que é uma escala que leva em consideração o controle motor seletivo, e este é importante para entender o comportamento e a trajetória do CoM. Esta escala é dividida em 7 estágios: 1- flacidez; 2- aparecimento de sinergias básicas dos membros; 3- aparecem movimentos sinérgicos completos; 4- alguns componentes de movimento fora de sinergia; 5- sinergias perdem sua dominância sobre o comportamento motor e aparecem os movimentos combinados; 6- a sinergia desaparece; 7- controle

motor quase normal. O presente estudo foi constituído pelo subgrupo 3/4 de Brunnstrom onde foram alocados os indivíduos com pior recuperação motora, compreendidos na fase de recuperação 3 e 4 da escala (n=9); e subgrupo 5/6 de Brunnstrom, foram alocados os indivíduos com melhor recuperação motora, ou seja, pontuação 5 e 6 (n=8) e suas características estão dispostas na Tabela (3).

Tabela 3 - Características dos subgrupos de Brunnstrom

Identificação	Tempo pós-AVE (meses)	Etiologia do AVE	Lado da Hemiparesia	Recuperação Motora de Brunnstrom
Subgrupo B 3/4 (n=9)				
A01	68	Isquêmico	D	3
A02	89	Isquêmico	D	3
A06	58	Isquêmico	E	3
A08	12	isquêmico	D	3
A09	6	Isquêmico	E	3
A011	5	Isquêmico	D	3
A012	9	Isquêmico	E	4
A013	111	hemorrágico	D	3
A017	57	Isquêmico	D	3
Subgrupo B 5/6 (n=8)				
A03	63	hemorrágico	D	5
A04	5	Isquêmico	E	6
A05	127	Isquêmico	E	6
A07	8	hemorrágico	D	6
A010	3	Isquêmico	D	6
A014	12	Isquêmico	D	6
A015	9	hemorrágico	D	5
A016	5	Isquêmico	E	6

Legenda: D – direito; E - esquerdo

Fonte: a autora (2022)

3.2 PROCESSAMENTO DOS DADOS SECUNDÁRIOS

Em ambiente *Matlab*, os arquivos *.c3d* com as coordenadas dos marcadores foram processados em uma rotina desenvolvida para fazer a seleção de 35 passos de cada voluntário, advindos dos trajetos coletados de cada indivíduo, sendo desconsiderado o tempo de aceleração inicial e desaceleração final de cada um desses trajetos. Além disso, foi realizada a filtragem do sinal dos marcadores com um filtro passa-baixa do tipo *Butterworth* de segunda ordem, com frequência de corte de 6Hz e a normalização do tempo

do passo de 0 a 100% usando interpolação com *splines* cúbicas para alinhar todos os dados cinemáticos e permitir a comparação entre os passos em cada unidade percentual.

Posteriormente a esse processo, foi realizado o cálculo do CoM conforme as equações citadas na próxima sessão.

3.2.1 Modelagem biomecânica

A partir do arquivo *.c3d* com os eventos da marcha e as coordenadas dos marcadores foi possível realizar o cálculo do CoM com base no artigo de Tisserand et al, (2016), que propôs um modelo simplificado de 9 segmentos corporais, sendo eles: cabeça e tronco; braço (direito e esquerdo); antebraço e mão (direito e esquerdo); coxa (direito e esquerdo); perna e pé (direito e esquerdo) (TISSERAND et al., 2016). Esses foram delimitados pelos seguintes marcadores: acrômio (direito e esquerdo); espinha ilíaca ântero-superior (direito e esquerdo); epicôndilo lateral do úmero (direito e esquerdo); processo estilóide da ulna (direito e esquerdo); epicôndilo lateral do fêmur (direito e esquerdo); maléolo lateral da fíbula (direito e esquerdo); processo espinhoso de S1. Os percentis de massa de cada um dos segmentos corporais e sua localização foram descritos conforme Dumas et al, (2007), (DUMAS et al., 2007). Desta forma, o CoM foi calculado baseado na média ponderada de cada um desses respectivos segmentos e para cada um dos eixos, sendo o y – médio-lateral (ML) e z (vertical), de acordo com as equações 1 e 2 apresentadas a seguir.

Equação 1:

Equação 2:

$$CoM\ y = \frac{\sum_i^n m_i y_i}{M} \quad CoM\ z = \frac{\sum_i^n m_i z_i}{M}$$

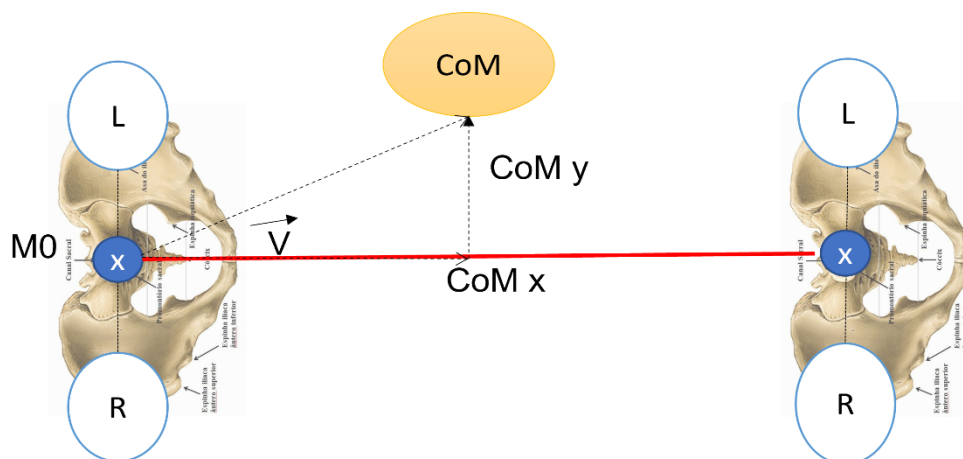
Legenda: *CoM y / CoM z* – centro de massa em cada um dos eixos (y e z); *n* – número de segmentos; *i* - i-ésimo segmento; *M* – massa total do corpo; *m_i* - massa da i-ésimo segmento; *y_i / z_i* - localização do CoM em cada um dos eixos (y e z).

Fonte: a autora (2022).

Após o cálculo do CoM foi necessária uma correção de *Offsets* das trajetórias em cada um dos eixos. Para o eixo vertical subtraiu-se a coordenada vertical z do CoM do seu valor médio ao longo do passo; para o plano transversal

y a referência foi a trajetória do ponto médio dos marcadores LASI e RASI (espinha ilíaca ântero-superior direito e esquerdo)(M0), onde esse M0 foi marcado no início e no final de cada passo e traçada uma trajetória de referência, de onde, a partir dela, é criado um vetor do CoM em cada ponto, em seguida esse vetor é decomposto em duas componentes, onde uma é o CoM AP e CoM ML y, em relação ao M0 determinado, conforme é mostrado na Figura (7).

Figura 7 - Correção de Offset do CoM plano transversal



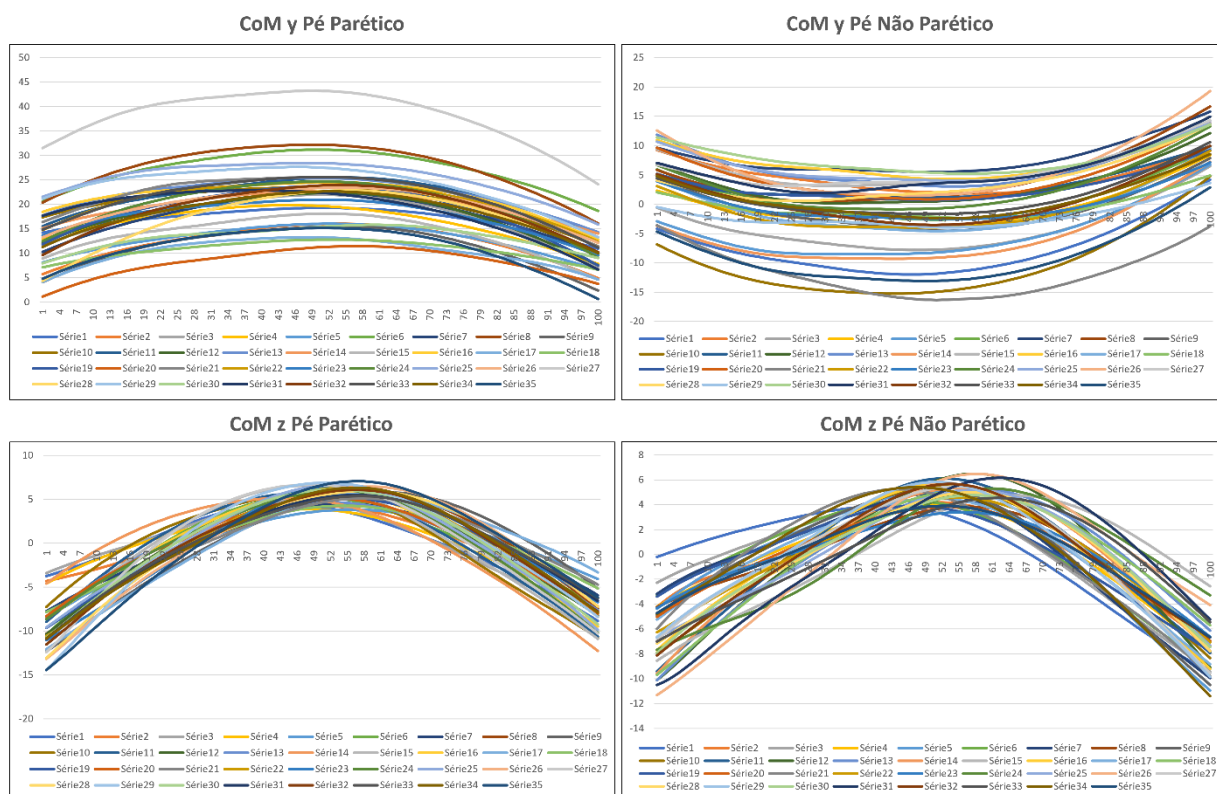
Legenda: L – LASI; R – RASI; CoM – centro de massa em cada ponto; M0 – ponto médio entre LASI e RASI; Linha vermelha – trajetória de referência; Setas tracejadas – decomposição dos vetores do CoM, V – vetor de velocidade.

Fonte: a autora (2022)

Nas Figuras (8) e (9) estão apresentadas as trajetórias do CoM y e z das 35 passadas de um voluntário pós-AVE e um hígido, respectivamente. O voluntário pós-AVE é o A014, sexo feminino, 66 anos, hemiparético à direita, com 12 meses pós-AVE e estatura 154,4 cm. O voluntário hígido é o H007, sexo masculino, 57 anos e estatura 182,0 cm.

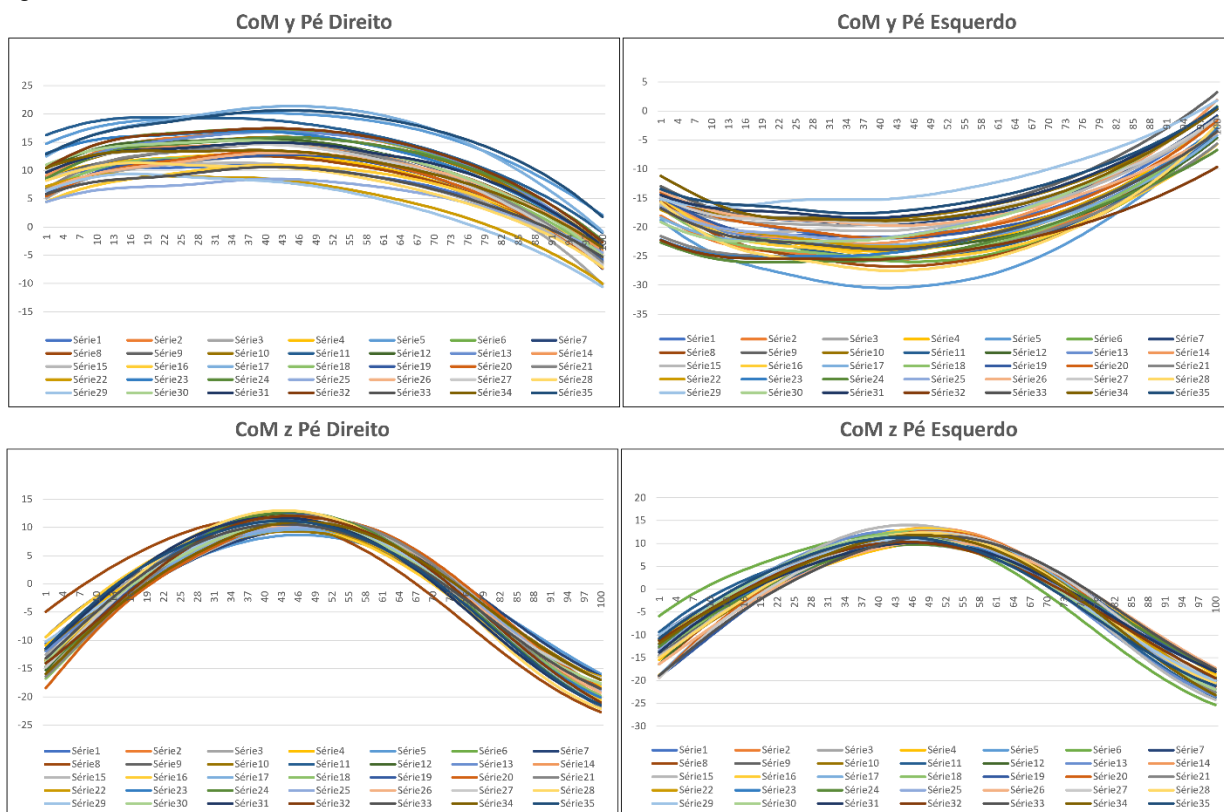
Com relação ao CoM y em nosso estudo determinamos que as trajetórias dos pés parético dos indivíduos pós-AVE e o direito dos hígidos apresentariam valores positivos de deslocamento do CoM, desta forma as curvas apresentam concavidade para baixo. Já para os pés não parético AVE e esquerdo dos hígidos foi determinado que apresentariam valores negativo e com isso, a concavidade das curvas apresenta-se para cima. Essas diferenças são demonstradas nas Figuras (8) e (9).

Figura 8 – Exemplo da trajetória do CoM para cada uma das 35 passadas nos eixos y e z do voluntário pós-AVE P015



Fonte: a autora (2022).

Figura 9 - Exemplo da trajetória do CoM para cada uma das 35 passadas nos eixos y e z do voluntário hígido H007



Fonte: a autora (2022).

3.2.2 Cálculo da variabilidade do CoM

A variabilidade do CoM foi calculada usando as equações de variância e desvio padrão. Cada um dos voluntários da amostra (AVE e hígidos) possuía 35 passos, cada passo foi dividido em 100 pontos e para cada um desses pontos foi calculada a média, a variância (equação 3) e o desvio padrão (equação 4). Desta forma, cada passo resultou em 100 valores de variância, um para cada amostra. As Figuras (10) e (11) mostram o valor médio e o desvio padrão calculado para um voluntário pós-AVE e um hígido. Por fim, foi feita a média das variâncias ao longo de todas as amostras, chegando ao valor da variabilidade média de cada um dos sujeitos. O valor médio da variabilidade do CoM foi escolhido como indicador de interesse para o estudo.

Equação 3:

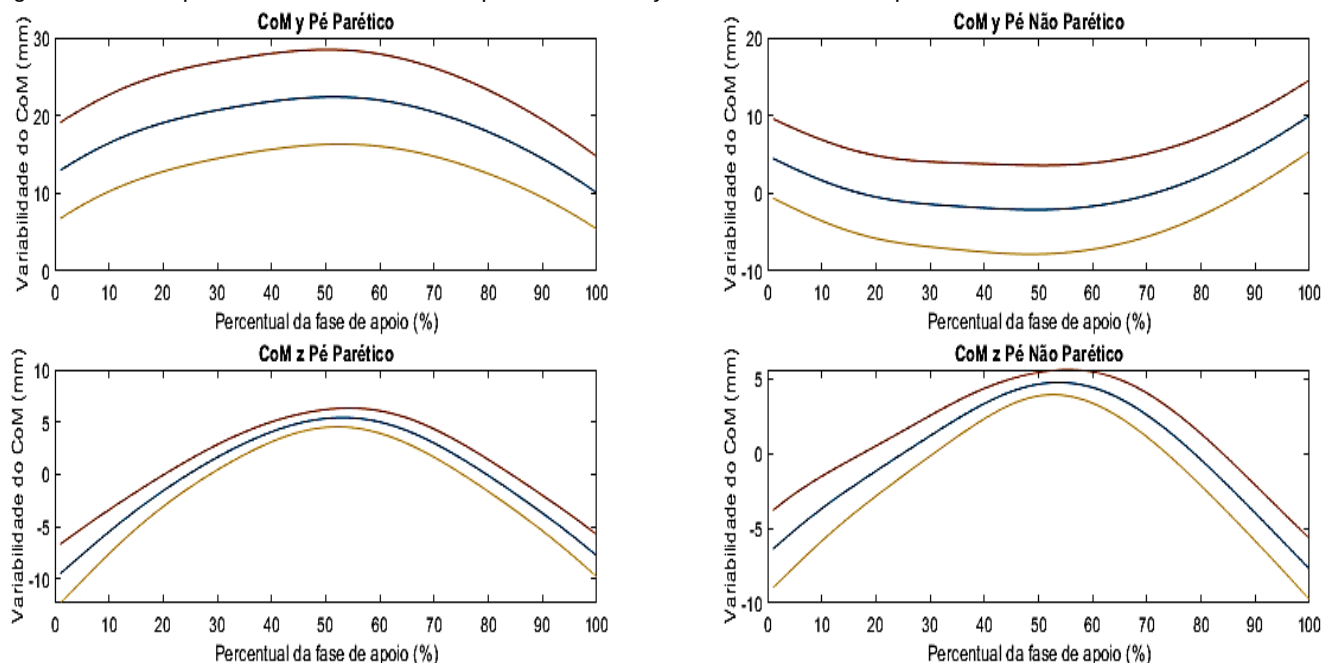
$$\sigma^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n}$$

Equação 4:

$$DP = \sqrt{\sigma^2}$$

Legenda: σ^2 - variância; x_i - valor analisado; $\bar{x}$ - média aritmética dos passos; n - número de passos; DP - desvio padrão.

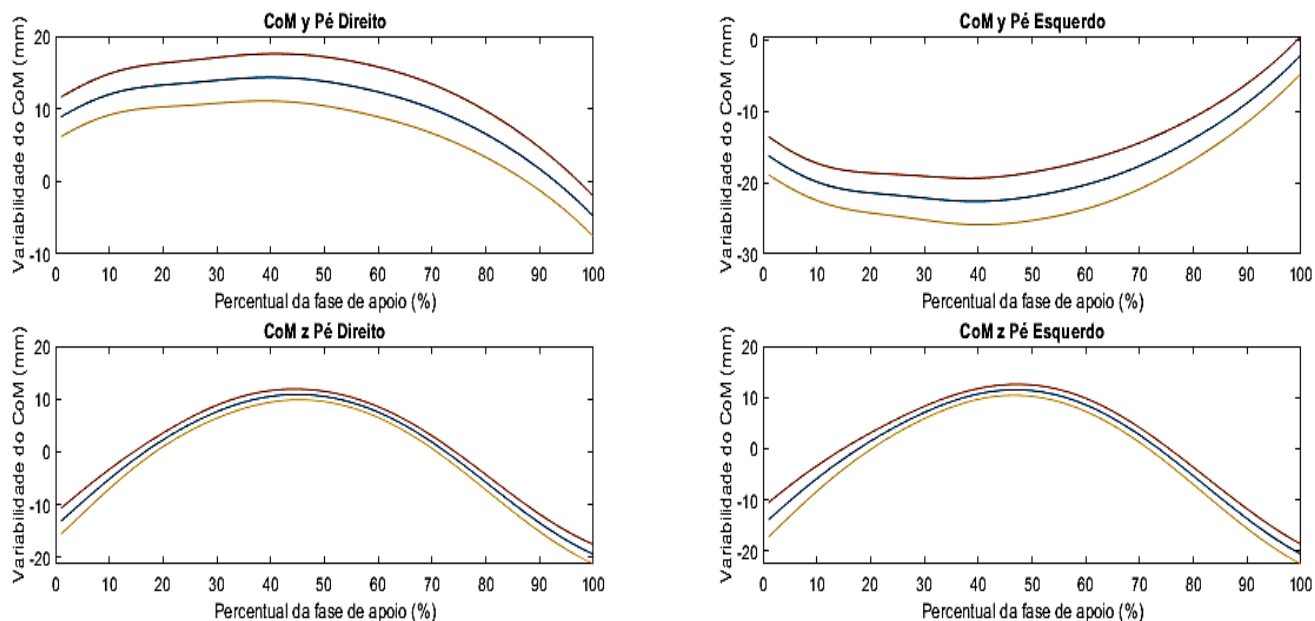
Figura 10 – Exemplo de valor médio e desvio padrão do CoM y e z de um voluntário pós-AVE



Fonte: a autora, 2022

Legenda: Linha azul: Valor médio da variabilidade do CoM. Linha vermelha: Valor médio da variabilidade +1 DP (desvio-padrão). Linha amarela: Valor médio da variabilidade -1 DP (desvio-padrão).

Figura 11 – Exemplo do valor médio e desvio padrão do CoM y e z de um voluntário hígido



Fonte: a autora, 2022

Legenda: Linha azul: Valor médio da variabilidade do CoM. Linha vermelha: Valor médio da variabilidade +1 DP (desvio-padrão). Linha amarela: Valor médio da variabilidade -1 DP (desvio-padrão).

3.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

3.3.1 Comparação das trajetórias do CoM

A partir da trajetória do CoM ao longo do tempo no eixo z, foi realizada a abordagem SPM em função do tempo (t), utilizando a trajetória média do CoM (z) dos 35 passos de cada sujeito. Usamos o pacote de código aberto 'spm1D' (versão 0.4.7) para *Matlab* (<https://spm1d.org/>) aplicando o teste *t-student* pareado para comparar as trajetórias dentro do grupo e o teste *t-student* independente para comparar as trajetórias do CoM entre os grupos, o nível de significância foi definido como (α) em 0,05.

3.3.2 Comparação das variabilidades do CoM

Para essa análise estatística foi utilizado o software IBM SPSS (versão 22.0). A normalidade dos dados foi avaliada com o teste de *Shapiro-Wilk*, revelando uma distribuição não normal. Por meio do teste de *Wilcoxon* foi constatado que não houve diferença nos indicadores entre os pés dos voluntários hígidos, portanto, apenas o pé direito foi adotado nas análises de comparação com os pés dos indivíduos pós-AVE. Para comparação entre os pés (parético e não parético do grupo AVE e direito dos hígidos) ou categorias de Brunnstrom optou-se por uma análise de variâncias de uma via com aplicação do teste *ANOVA*, que pode ser utilizado mesmo em dados não normais (BLANCA et al., 2017). O pressuposto de homogeneidade de variância foi avaliado por meio do teste de *Levene*. Considerando a heterogeneidade de variância, a correção de *Welch* foi aplicada e a avaliação *post-hoc* foi feita por meio da técnica de *Games-Howell*. Em caso de homogeneidade de variância, a avaliação *post-hoc* foi feita pela correção de *Bonferroni* (FIELD, 2015). Em todos os testes o nível de significância adotado foi de $p=0.05$.

4 RESULTADOS

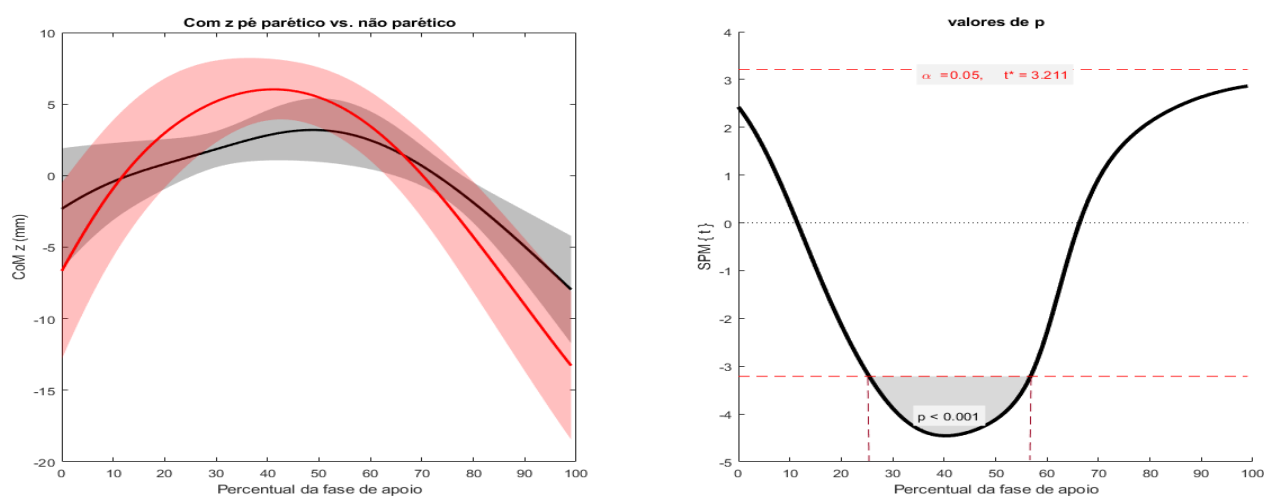
Os resultados das análises estatísticas da variabilidade do CoM foram divididos em três categorias: a primeira comparação foi a análise feita utilizando o método SPM onde as trajetórias do CoM z dos pés parético e não parético do grupo AVE foram comparados com o pé direito dos hígidos e os pés direito e esquerdo dos hígidos comparados entre si; a segunda comparação tratou da variabilidade do CoM entre os pés, em que foi analisado o pé parético versus pé não parético versus pé direito, para cada um dos eixos; a terceira comparação verificou a variabilidade do CoM entre os subgrupos da Escala de Brunnstrom, comparando o pé parético versus o pé não parético para cada um dos três eixos x, y e z.

Dessa forma, os resultados serão apresentados nas seções a seguir.

4.1 ANÁLISE DA TRAJETÓRIA VERTICAL DO COM

Na análise de campo vetorial SPM encontrou-se diferença significativa nas trajetórias do CoM z quando comparados os lados parético e não parético do grupo AVE. Na Figura (12) é possível observar o ponto em que essa diferença se torna presente, de 25 a 57% do percentual da fase de apoio das passadas.

Figura 12 - Comparação das trajetórias do CoM z quando comparado os pés parético e não parético do grupo AVE

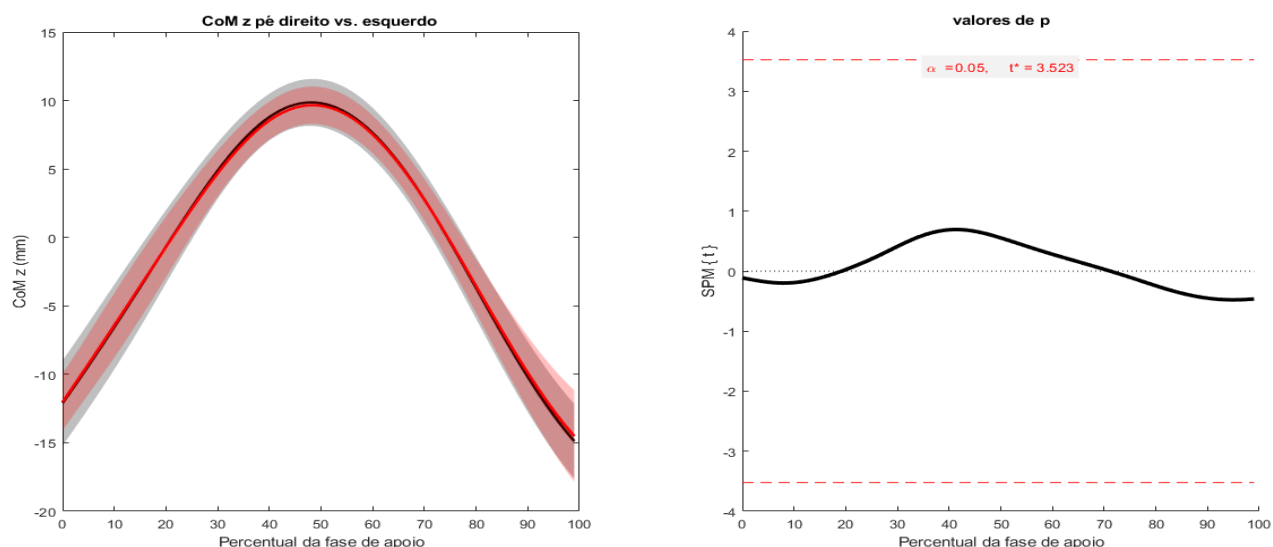


Fonte: a autora, 2022.

Legenda: linha preta – média das 35 trajetórias do pé parético; região sombreada cinza – desvio padrão da média das 35 trajetórias do pé parético; linha vermelha – média das 35 trajetórias do pé não parético; região sombreada vermelha – desvio padrão da média das 35 trajetórias do pé não parético.

A mesma análise foi feita para o grupo dos hígidos comparando o pé direito e esquerdo. Nessa análise não foi identificada significância estatística (Figura 13).

Figura 13 - Comparação das trajetórias do CoM z quando comparado os pés direito e esquerdo do grupo hígidos



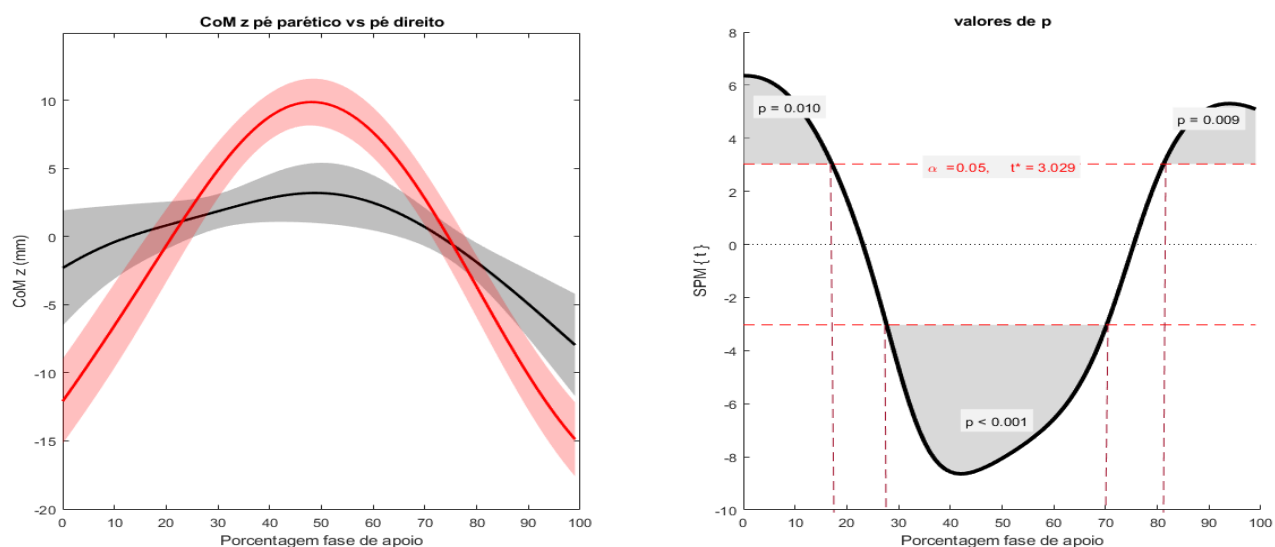
Fonte: a autora, 2022.

Legenda: linha preta – média das 35 trajetórias do pé parético; região sombreada cinza – desvio padrão da média das 35 trajetórias do pé parético; linha vermelha – média das 35 trajetórias do pé não parético; região sombreada vermelha – desvio padrão da média das 35 trajetórias do pé não parético.

Na Figura (14) é apresentada a análise de campo vetorial SPM quando feita a comparação da trajetória do CoM z para o pé parético (grupo AVE) com o pé direito (grupo hígidos). É possível observar que houve diferença nos períodos de 0 a 17%; 28 a 70% e 82 a 100% do percentual da fase de apoio.

Na Figura (15) é apresentada a análise SPM quando feita a comparação da trajetória do CoM z do pé não parético (grupo AVE) com o pé direito (grupo hígidos). Nesse caso, é possível identificar que houve diferença nas trajetórias entre instantes de 3 a 18% e 39 a 68% da fase de apoio. Em ambas as análises foram encontradas significância nas comparações, pé parético versus pé direito e pé não parético versus pé direito.

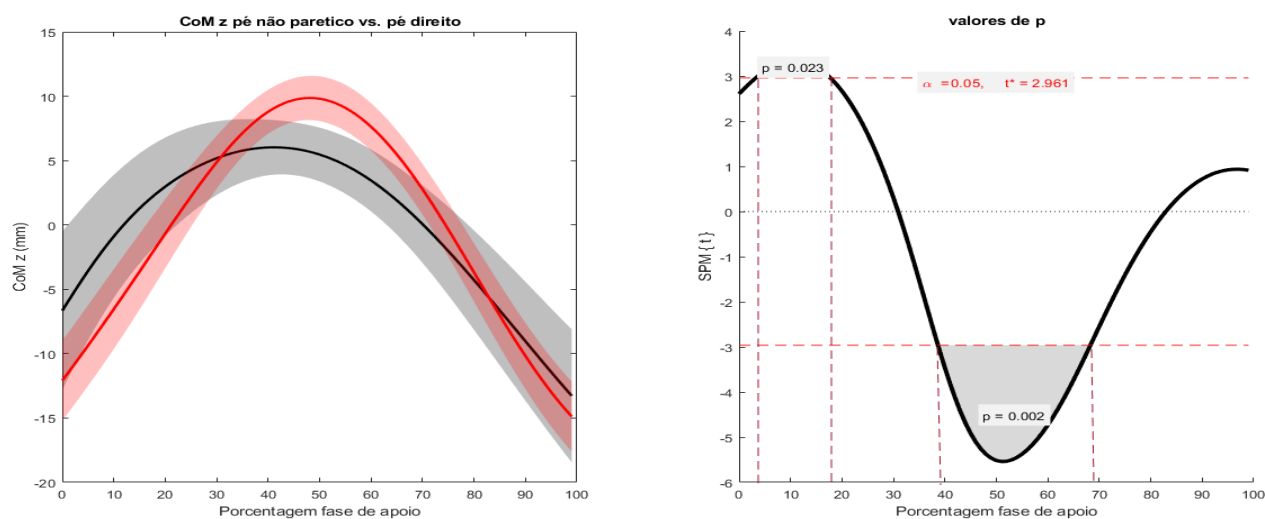
Figura 14 - Comparação das trajetórias do CoM z para o pé parético do grupo AVE com o pé direito do grupo hígidos



Fonte: a autora, 2022.

Legenda: linha preta – média das 35 trajetórias do pé parético; região sombreada cinza – desvio padrão da média das 35 trajetórias do pé parético; linha vermelha – média das 35 trajetórias do pé não parético; região sombreada vermelha – desvio padrão da média das 35 trajetórias do pé não parético.

Figura 15 - Comparação das trajetórias do CoM z para o pé não parético do grupo AVE com o pé direito do grupo hígidos



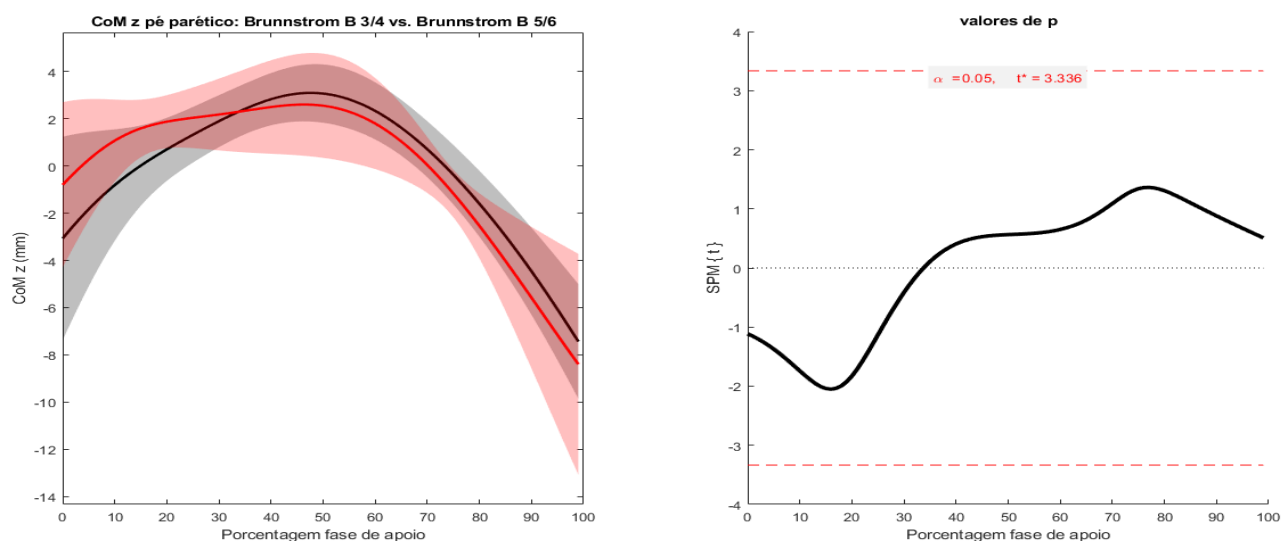
Fonte: a autora, 2022.

Legenda: linha preta – média das 35 trajetórias do pé parético; região sombreada cinza – desvio padrão da média das 35 trajetórias do pé parético; linha vermelha – média das 35 trajetórias do pé não parético; região sombreada vermelha – desvio padrão da média das 35 trajetórias do pé não parético.

Não houve significância estatística na análise de campo vetorial SPM quando feita a comparação das trajetórias do CoM z entre os pés paréticos dos subgrupos de Brunnstrom. O mesmo aconteceu para os pés não paréticos,

também comparados entre os subgrupos de Brunnstrom, como é mostrado nas Figuras (16) e (17).

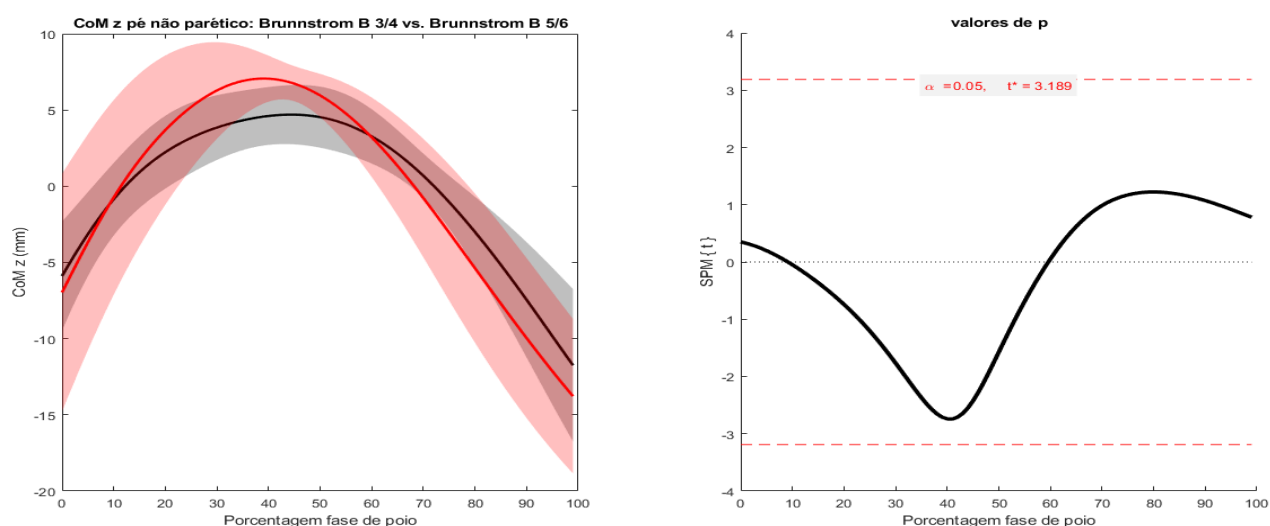
Figura 16 - Comparação das trajetórias do CoM z para os pés paréticos nos subgrupos de Brunnstrom



Fonte: a autora, 2022.

Legenda: linha preta – média das 34 trajetórias do pé parético do subgrupo 3/4 de Brunnstrom; região sombreada cinza – desvio padrão da média das 35 trajetórias do pé parético do subgrupo 3/4 de Brunnstrom; linha vermelha – média das 35 trajetórias do pé parético do subgrupo 5/6 de Brunnstrom; região sombreada vermelha – desvio padrão da média das 35 trajetórias do pé parético do subgrupo 5/6 de Brunnstrom.

Figura 17 - Comparação das trajetórias do CoM z para os pés não paréticos nos subgrupos de Brunnstrom



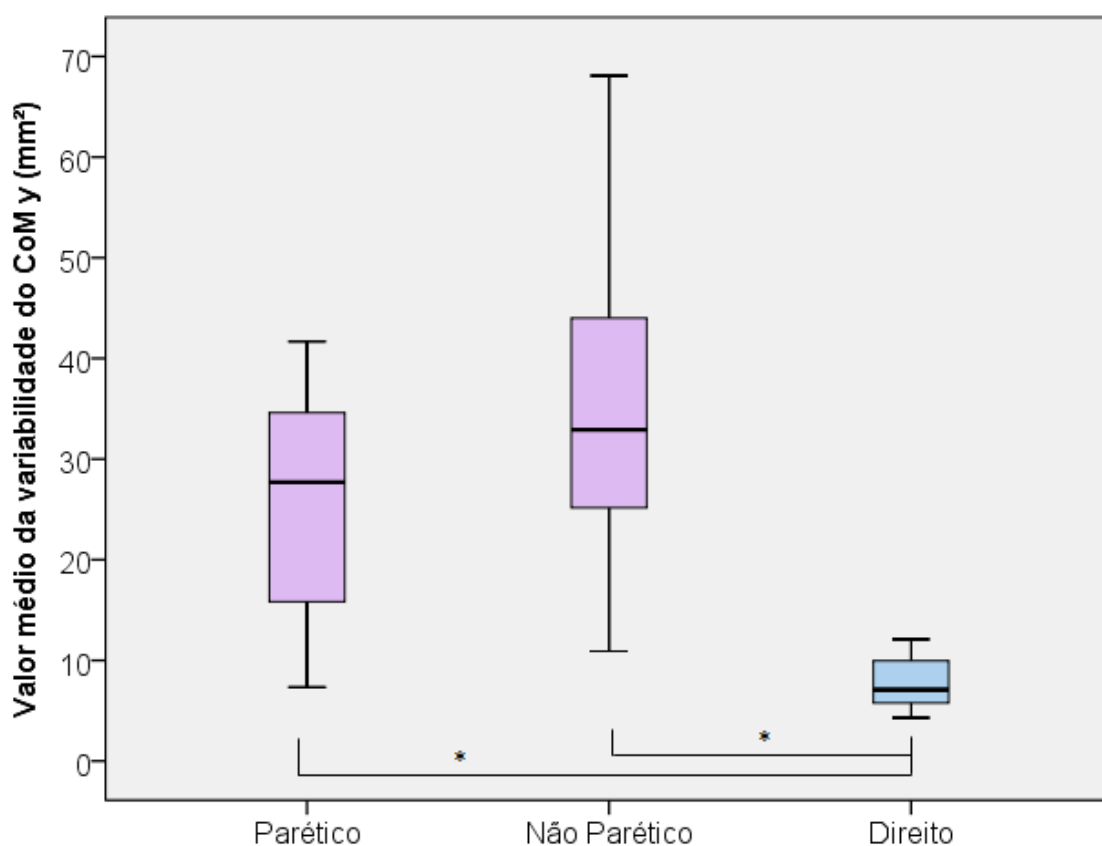
Fonte: a autora, 2022.

Legenda: linha preta – média das 34 trajetórias do pé não parético do subgrupo 3/4 de Brunnstrom; região sombreada cinza – desvio padrão da média das 35 trajetórias do pé não parético do subgrupo 3/4 de Brunnstrom; linha vermelha – média das 35 trajetórias do pé não parético do subgrupo 5/6 de Brunnstrom; região sombreada vermelha – desvio padrão da média das 35 trajetórias do pé não parético do subgrupo 5/6 de Brunnstrom.

4.2 VARIABILIDADE DO COM ENTRE PÉS

Na comparação do valor médio da variabilidade do CoM y entre os pés, o pé direito dos hígidos diferiu dos pés parético ($p=0,001$) e não parético dos indivíduos pós-AVE ($p=0,001$). Porém, essa diferença não foi observada entre os pés parético e não parético do grupo AVE (Tabela 4 no APÊNDICE B). Na Figura (18) é apresentada a variabilidade do CoM y entre pés.

Figura 18 - Variabilidade do CoM y dos pés parético e não parético do grupo AVE e direito do grupo hígidos

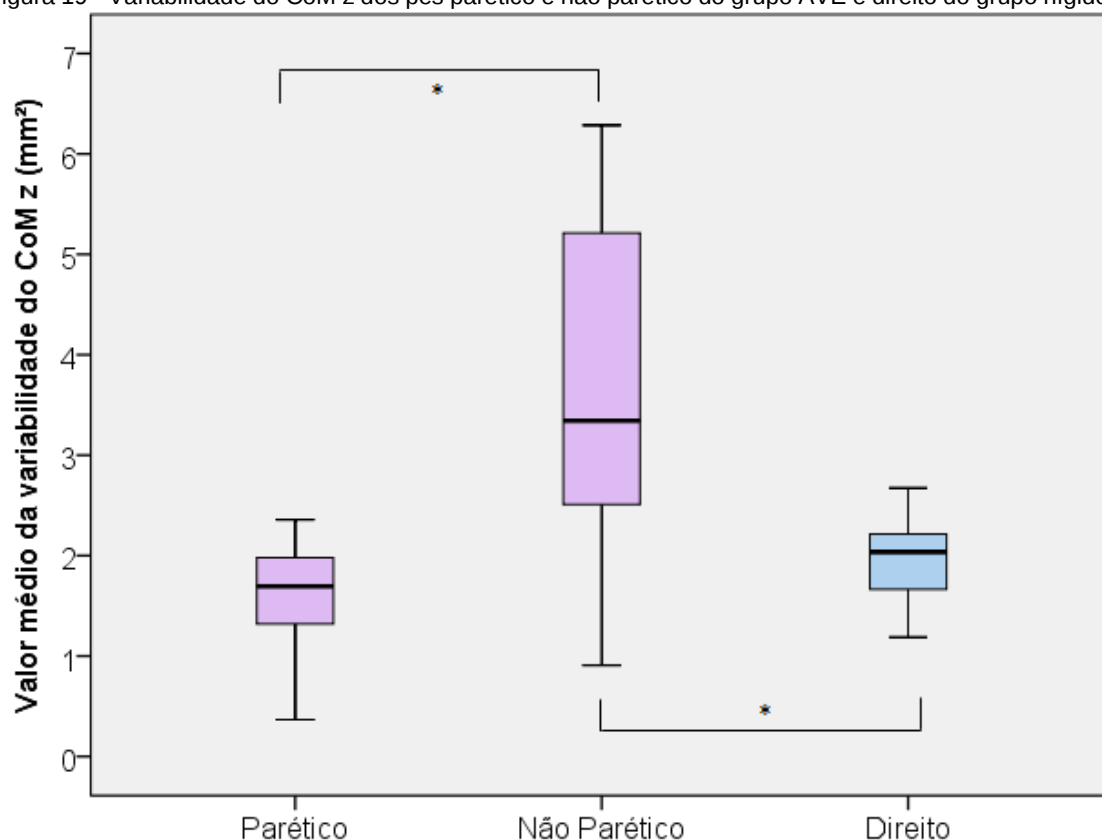


Fonte: a autora, 2022

Legenda: Caixas roxas representam o grupo AVE e a caixa azul representa o grupo hígido.

Na comparação do valor médio da variabilidade do CoM z, o pé não parético diferiu do pé parético dos indivíduos pós-AVE ($p=0,03$) e do pé direito dos indivíduos hígidos ($p=0,02$), exibindo maior variabilidade do CoM. A variabilidade do CoM z entre o pé parético do grupo AVE e o pé direito dos hígidos não apresentou diferença (Tabela 5 no APÊNDICE C). Na Figura (19) é apresentada a variabilidade do CoM z entre pés parético do grupo AVE e direito dos hígidos.

Figura 19 - Variabilidade do CoM z dos pés parético e não parético do grupo AVE e direito do grupo hígidos



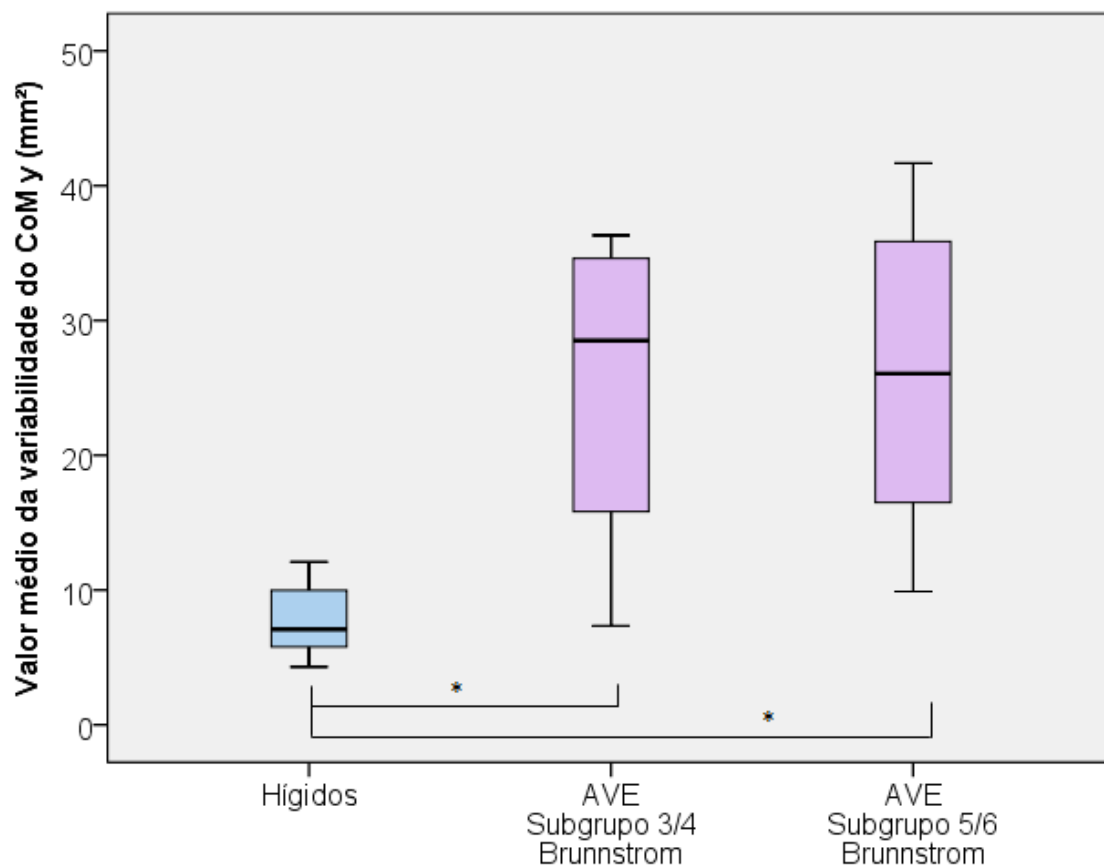
Fonte: a autora, 2022.

Legenda: Caixas roxas representam o grupo AVE e a caixa azul representa o grupo hígido.

4.3 VARIABILIDADE DO COM ENTRE SUBGRUPOS DA ESCALA DE BRUNNSTROM

O valor médio da variabilidade do CoM y dos hígidos diferiu dos indivíduos pós-AVE do subgrupo 3/4 ($p=0,03$) e subgrupo 5/6 ($p=0,06$). Entretanto, não houve diferença no pé parético entre os indivíduos pós-AVE dos subgrupos Brunnstrom (Tabela 6 no APÊNDICE D). Na Figura (20) é apresentada a variabilidade do CoM y do pé parético entre os subgrupos da escala de Brunnstrom.

Figura 20 - Variabilidade do CoM y do pé parético dos subgrupos da Escala de Brunnstrom e os hígidos

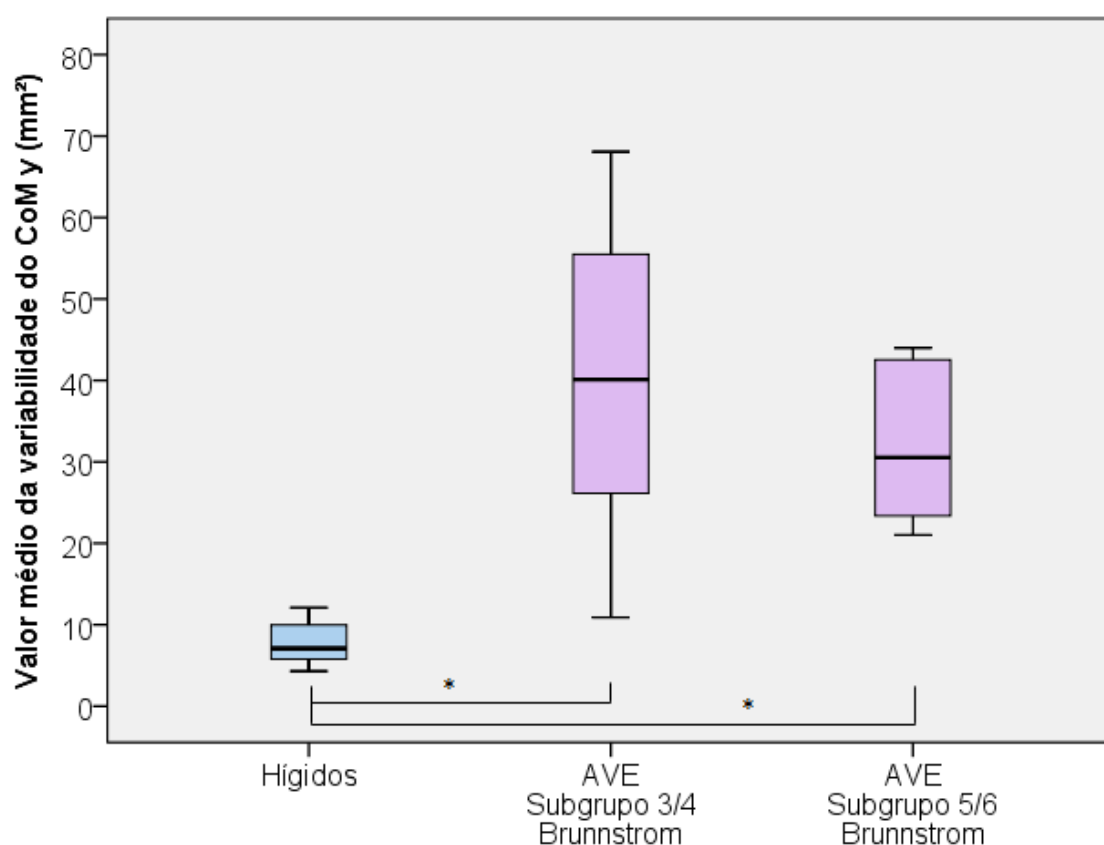


Fonte: a autora, 2022.

Legenda: Caixas roxas representam o grupo AVE e a caixa azul representa o grupo hígido.

O mesmo ocorreu com relação ao pé não parético. O valor médio da variabilidade do CoM y dos indivíduos pós-AVE dos subgrupos de Brunnstrom diferiram dos hígidos ($p=0,01$; $p=0,02$, respectivamente). A variabilidade do CoM y do pé não parético entre os voluntários dos subgrupos não exibiu diferença (Tabela 6 no APÊNDICE D). Na Figura (21) está apresentada a variabilidade do CoM y do pé não parético entre os subgrupos da escala de Brunnstrom.

Figura 21 - Variabilidade do CoM y do pé não parético dos subgrupos da Escala de Brunnstrom e os hígidos



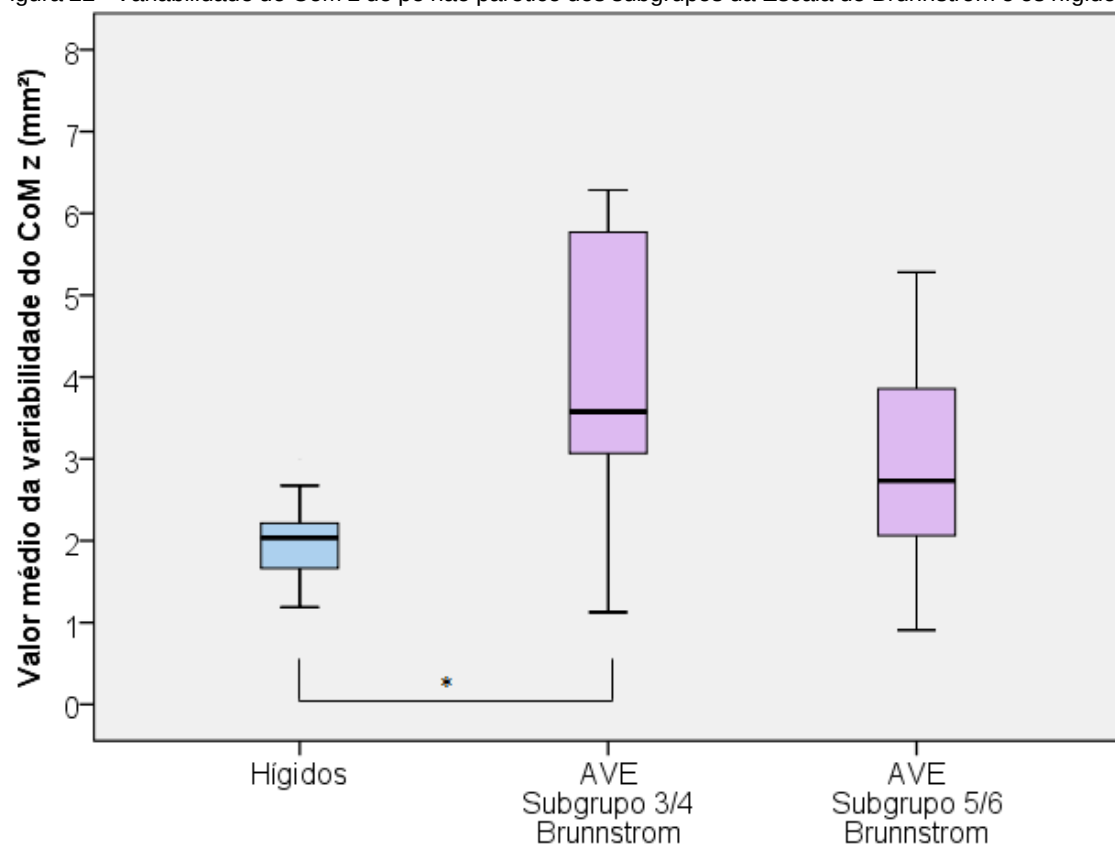
Fonte: a autora, 2022.

Legenda: Caixas roxas representam o grupo AVE e a caixa azul representa o grupo hígido.

Não houve diferença no valor médio da variabilidade do CoM z entre os subgrupos 3/4 e 5/6 de Brunnstrom do pé parético dos indivíduos pós-AVE e o pé direito dos hígidos. Na Tabela (7) no (APÊNDICE E) estão apresentados os valores medianos e intervalos interquartílicos (1 e 3) do CoM z.

Com relação ao pé não parético, o valor médio da variabilidade do CoM z diferiu entre os indivíduos do subgrupo 3/4 de Brunnstrom e os voluntários hígidos ($p=0,01$). Na Figura (22) está apresentada a variabilidade do CoM z do pé não parético entre os subgrupos de Brunnstrom.

Figura 22 - Variabilidade do CoM z do pé não parético dos subgrupos da Escala de Brunnstrom e os hígidos



Fonte: a autora, 2022.

Legenda: Caixas roxas representam o grupo AVE e a caixa azul representa o grupo hígido.

5 DISCUSSÃO

O principal objetivo desse estudo foi analisar o CoM e sua variabilidade ao longo da marcha de pessoas com hemiparesia pós-AVE comparada com pessoas híginas.

Na análise do SPM encontramos que a trajetória do CoM z dos voluntários do grupo AVE teve diferença comparando o pé parético ao pé não parético, o que corrobora para os achados de Do Carmo et al. (2015), que analisou a trajetória do CoM de indivíduos pós-AVE e encontrou um comportamento não simétrico na trajetória do CoM quando comparadas as fases de apoio dos MMII (DO CARMO; KLEINER; BARROS, 2015). Déficits motores, como fraqueza muscular, além da espasticidade presentes no pós-AVE podem ser a causa primária dessas alterações na trajetória do CoM observada no estudo de Do Carmo (2015), assim como no presente.

Para os voluntários híginos essa diferença nos MMII não foi encontrada, o que corrobora com os achados de Sadeghi et al. (2000), no qual é citado que poucas ou nenhuma diferença funcional, relacionada a assimetria, pode ser encontrada em indivíduos saudáveis e estar relacionada à contribuição de cada membro na execução das tarefas de propulsão e controle durante a caminhada (SADEGHI et al., 2000). Desta forma, ambos os membros apresentaram comportamentos equivalentes.

Quando comparados os pés parético e não parético do grupo AVE com o direito dos híginos foi encontrada diferença nas trajetórias verticais (z) do CoM durante a fase de apoio, o que também foi encontrado no estudo de Do Carmo et al. (2015), quando comparada a trajetória do CoM de cada um dos membros do grupo AVE com o grupo controle, tanto para a fase de apoio quanto para a fase de balanço, embora nosso estudo não tenha investigado a fase de balanço (DO CARMO; KLEINER; BARROS, 2015d).

O nosso estudo difere Do Carmo et al (2015) visto que eles analisaram apenas a média da fase de apoio e em nosso estudo analisamos as trajetórias completas do CoM e através da análise SPM foi possível identificar as diferenças em cada subfase do apoio simples.

Quando a comparação da trajetória do CoM z foi comparada entre os pés parético e não parético nos subgrupos da Escala de Brunnstrom, não houve diferença estatística, pois ambos os subgrupos apresentaram padrões de curva semelhantes não havendo diferenças entre os subgrupos. Mas é possível ver que a curva do MINP do grupo com melhor recuperação motora (B 5/6) de Brunnstrom (Figura 17) se assemelha mais com o formato da curva dos MMII dos hígidos (Figura 13). Fato que pode indicar que os membros inferiores com maior capacidade de dissociação entre os graus de liberdade articulares, ou seja, com recuperação motora clinicamente maior, tem melhor controle dos movimentos dos MMII o que reflete na trajetória do CoM.

Com relação às análises de variabilidade do CoM y entre os pés foi possível observar que houve diferença entre os grupos, no qual pés parético e não parético diferiram dos hígidos, mas não tiveram diferenças entre os MMII do grupo AVE. Já para o CoM z o pé não parético diferiu dos hígidos e do pé parético do grupo AVE. Esses resultados mostram que o MINP apresentou maior variabilidade nos dois eixos (y e z) indicando um maior controle muscular e articular que permitiu que esse membro realizasse mais movimentos compensatórios articulares e ajustes que o MIP. Esse resultado vai ao encontro com o estudo de Fotiadou et al. (2018), que indicou que quase todos os parâmetros cinemáticos e cinéticos foram maiores na perna não parética do que na perna parética. Outro ponto levantado por Fotiadou et al. (2018) é de que a espasticidade pode causar restrições nos movimentos do MIP, enquanto o membro não parético apresentou trajetórias menos restritas e, conseqüentemente, mais opções de padrões alternativos de marcha dentro dos diferentes ciclos (FOTIADOU et al., 2018b). Dessa forma, o MINP pode ter que fazer correções funcionais para equilibrar a incapacidade do MIP, aumentando desta forma a variabilidade do membro.

Outro estudo que confirma esses resultados é o de Kim et al. (2016), que teve como objetivo identificar as diferenças cinemáticas das articulações primárias e secundárias, além de identificar diferenças de mecanismos que alteram o desempenho da marcha de sobreviventes de AVE. Os autores mostraram que para o MINP, os parâmetros incluindo as amplitudes de movimento (ADMs) do tornozelo, joelho, quadril, inclinação pélvica e rotação

pélvica foram significativamente ou altamente correlacionados com o comprimento do passo e o comprimento da passada, e moderada ou altamente correlacionados com a velocidade da marcha (KIM et al., 2016b). O que mostra que MINP possui maior possibilidade de combinações articulares para compensar o movimento do MIP.

Outro fator a ser considerado é que pode resultar na diferença da variabilidade do CoM entre os membros inferiores de indivíduos pós-AVE é a assimetria causada pela falta de coordenação dos membros inferiores. Celestino et al. (2021) verificou que a limitação do movimento de flexão do joelho, que é presente na marcha de indivíduos pós-AVE, pode ser considerada um distúrbio chave que leva ao comprometimento da coordenação dos membros inferiores (CELESTINO et al., 2021). Este fator pode justificar a diferença da variabilidade entre os membros encontrada no presente estudo, onde o MINP precisa compensar essa restrição da flexão do joelho do MIP para manter a marcha funcional.

Saunders, Inman e Eberhart (1953), em seu clássico estudo sobre caminhada humana procuraram identificar características cinemáticas ou "determinantes de marcha" que impactassem na excursão do CoM. Eles identificaram três determinantes: rotação pélvica; obliquidade pélvica; e flexão do joelho no suporte simples, o que minimizaria o deslocamento vertical do CoM. Com isso, eles propuseram que a rotação pélvica elevaria o CoM em seu ponto baixo, durante o duplo apoio, enquanto a obliquidade pélvica e a flexão do joelho diminuiriam o ponto alto da excursão do CoM durante a posição de apoio único. A ação coordenada do joelho e tornozelo foram descritas como importantes para suavizar a transição do CoM entre seus pontos altos e baixos (SAUNDERS; INMAN; EBERHART H., 1953).

Grandes deslocamentos da pelve e do tórax junto com a baixa dissociação desses segmentos durante a marcha são demonstrados na literatura, principalmente em pacientes que apresentam deficiências motoras maiores e com um prognóstico ruim em relação a recuperação da marcha e do equilíbrio (DE BUJANDA et al., 2003; HACOMON et al., 2012). Porém, mesmo pacientes que apresentam boa recuperação motora e marcha funcional, podem

apresentar alterações em seus padrões de marcha quando comparados a pessoas saudáveis (CHEN et al., 2003).

Em seu estudo Öken; Yavuzer (2008), determinaram a assimetria espaço-temporal e cinemática da marcha em pacientes hemiparéticos após um AVE e compararam os subgrupos da Escala de Recuperação Motora de Brunnstrom quanto à razão de assimetria. Encontraram que no grupo com pior recuperação motora, as taxas de assimetria de comprimento do passo, extensão de quadril e joelho na fase de apoio e a cinemática do tornozelo foram significativamente maiores do que no grupo com melhor recuperação motora ($P > 0,05$), afirmando que o padrão de assimetria pode variar entre os subgrupos de AVE (Öken; Yavuzer, 2008). No nosso estudo, observamos que a variabilidade do CoM (y e z) não apresentou diferença estatística entre os subgrupos de Brunnstrom, diferindo apenas dos hígidos. Esse resultado pode indicar que independente do estágio de recuperação motora os indivíduos pós-AVE tendem manter um padrão de variação combinada com ajustes musculares e articulares parecidos, que geram o mesmo resultado tarefa de controle, dar o passo.

A diferença na variabilidade dos membros inferiores do grupo pós-AVE mostrou-se evidente em todos os resultados encontrados, levando a uma diferença quanto à variabilidade do CoM nos MMII. Essa variabilidade mostrou-se mais evidente no MINP o que a princípio pode parecer contraditório, visto que o membro com maior comprometimento motor deveria apresentar maior variabilidade nesse controle do CoM. Mas ao observamos outros estudos e pensarmos que esses indivíduos tendem a manter um padrão fixado no MIP (CAMPOS et al., 2012b; TERRANOVA et al., 2012b), isso impede que esse membro consiga fazer ajustes e modificações frente a tarefa motora dinâmica que é a marcha, já o MINP possui essa possibilidade de se ajustar e compensar a falta de movimentos do outro membro. Desta forma, para essa população, essa versatilidade no MINP permite que os ajustes sejam feitos e que a execução da tarefa motora seja efetiva, independente da variação dos padrões a serem usados para isso. O que, a primeira vista, pode ser encarado como algo muito variável, na verdade, do ponto de vista clínico é válido, pois representa uma gama de alternativas que permitam ao indivíduo desempenhar uma tarefa de forma independente e funcional, como é o caso da marcha.

Zukowski et al., (2019), em seu estudo objetivaram as relações entre atividade ambulatorial espontânea e diária e a variabilidade da marcha durante a caminhada, tanto de uma única quanto dupla tarefa, em ambientes de baixa e alta distração em adultos pós-AVE. Concluíram que a variabilidade da duração do passo em um ambiente de alta distração, com ou sem uma tarefa cognitiva adicional, está relacionada à atividade de deambulação em sobreviventes de AVE na comunidade e sugerem que avaliações que incorporam demandas de atenção na caminhada real podem ser adições úteis à prática clínica (ZUKOWSKI et al., 2019).

5.1 LIMITAÇÕES DA PESQUISA

Uma limitação encontrada no presente estudo é com relação ao número de voluntários ser pequeno em relação aos subgrupos de Brunnstrom. Além disso, a tarefa motora analisada contempla apenas uma parte do ciclo da marcha (fase de apoio simples), sugere-se que em estudos futuros seja ampliado para as demais fases da marcha, para melhor compreensão de como um membro pode interferir na fase do outro.

6 CONCLUSÃO

A trajetória do CoM no eixo vertical (z) ao longo da porcentagem da fase de apoio e o indicador valor médio da variabilidade do CoM nos eixos y (médio-lateral) e z (vertical) investigados nessa dissertação fornecem informações relevantes para o entendimento das estratégias do controle postural durante a marcha de pessoas pós-AVE mostrando como cada um dos membros inferiores pode interferir na variabilidade da trajetória do CoM.

A trajetória do CoM no eixo vertical mostrou que os indivíduos pós-AVE apresentam maior diferença quando comparados seus MMII em relação aos controles hígidos, o que pode demonstrar que os déficits sensório-motores presentes no pós-AVE comprometem o controle do CoM para essa população. Além disso, quando separamos os voluntários com melhor e pior comprometimento motor não foi encontrada diferença estatística entre os MMII, mas o MINP do subgrupo 5/6 de Brunnstrom apresentou a curva da trajetória do CoM z mais parecida com a dos hígidos, indicando que os membros inferiores com maior capacidade de dissociação entre os graus de liberdade articulares têm melhor controle da trajetória do CoM.

A maior variabilidade encontrada pode ser um indicativo de maior instabilidade e com isso levar um maior risco de quedas nessa população, mas na prática clínica podemos entender essa variabilidade como uma maior oportunidade para que essa população possa variar seus graus de liberdade, principalmente no MINP, frente a instabilidade constante que é a tarefa da marcha.

Aprofundar o conhecimento das alterações típicas do padrão de comportamento motor de indivíduos acometidos por AVE, pode levar à melhor compreensão dos mecanismos e estratégias motoras e, por consequência, fundamentar avanços no planejamento de tratamentos e de pesquisas clínicas. Desta forma, os parâmetros do CoM, tanto em sua trajetória quanto em relação a sua variabilidade, podem ser um grande aliado no entendimento da variabilidade da marcha desta população, proporcionando uma nova visão de como trabalhar a aquisição e aperfeiçoamento da marcha durante o

atendimento, visto que a variabilidade pode refletir os deficitis de controle do movimento.

REFERÊNCIAS

- ALMARWANI, M. et al. Challenging the motor control of walking: Gait variability during slower and faster pace walking conditions in younger and older adults. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 66, p. 54–61, 1 set. 2016.
- AN, C. M. et al. Relationship between dynamic balance and spatiotemporal gait symmetry in hemiplegic patients with chronic stroke. **Hong Kong Physiotherapy Journal**, v. 37, p. 19–24, 1 dez. 2017a.
- AN, C. M. et al. Relationship between dynamic balance and spatiotemporal gait symmetry in hemiplegic patients with chronic stroke. **Hong Kong Physiotherapy Journal**, v. 37, p. 19–24, 1 dez. 2017b.
- AWAD, L. N. et al. Walking speed and step length asymmetry modify the energy cost of walking after stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 29, n. 5, p. 416–423, 9 jun. 2015.
- BALABAN, B.; TOK, F. **Gait Disturbances in Patients With Stroke**PM and RElsevier Inc., , 2014.
- BEAUCHET, O. et al. Walking speed-related changes in stride time variability: Effects of decreased speed. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 6, n. 32, p. 1–6, 2009.
- BEER, R.; DEWALD, J.; RYMER, Z. Disturbances of voluntary movement coordination in stroke: problems of planning or execution? **Progress in Brain Research**, v. 123, p. 455–460, 1999.
- BENSENOR, I. M. et al. Prevalence of stroke and associated disability in Brazil: National health survey - 2013. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 73, n. 9, p. 746–750, 1 set. 2015.
- BERNSTEIN, N. A. **The Co-ordination and Regulation of Movements**. 1. ed. New York: Oxford: T. Pergamon Press, 1967.
- BEYAERT, C.; VASA, R.; FRYKBERG, G. E. **Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies**Neurophysiologie CliniqueElsevier Masson SAS, , 2015.
- BIGONGIARI, A. et al. Corporal oscillation during static biped posture in children with palsy. **Electromyography and clinical neurophysiology**, v. 3, n. 47, p. 131–136, 2007.
- BLANCA, M. J. et al. Non-normal data: Is ANOVA still a valid option? **Psicothema**, v. 29, n. 4, p. 552–557, 2017.
- BONNYAUD, C. et al. Dynamic stability and risk of tripping during the timed up and go test in hemiparetic and healthy subjects. **PLoS ONE**, v. 10, n. 10, p. 1–14, 15 out. 2015.

BOUDARHAM, J. et al. Variations in Kinematics during Clinical Gait Analysis in Stroke Patients. **PLoS ONE**, v. 8, n. 6, 17 jun. 2013.

BRACH, J. S. et al. Gait Variability in Community-Dwelling Older Adults. **J Am Geriatr Soc**, v. 49, n. 12, p. 1646–1650, 2001.

BRACH, J. S. et al. Gait Variability and the Risk of Incident Mobility Disability in Community-Dwelling Older Adults. **journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES**, v. 62A, n. 9, p. 983–988, 2007.

CAMPOS, T. F. et al. Comparação dos instrumentos de avaliação do sono, cognição e função no acidente vascular encefálico com a classificação internacional de funcionalidade, incapacidade e saúde (CIF)*. **Rev Bras Fisioter**, v. 16, n. 1, p. 23–29, 2012a.

CAMPOS, T. F. et al. Grau neurológico e funcionalidade de pacientes crônicos com acidente vascular cerebral: Implicações para a prática clínica. **Arquivos Ciência e Saúde**, v. 21, n. 1, p. 28–33, 2014.

CARMO, A. A. et al. Three-dimensional kinematic analysis of upper and lower limb motion during gait of post-stroke patients. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 45, n. 6, p. 537–545, jun. 2012.

CARVALHO, R. L.; ALMEIDA, G. L. Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural. v. 17, n. 2, p. 156–160, 2009.

CASAROTTI, G. F. D. **Análise das Sinergias Cinemáticas Atuantes no Controle do Centro de Massa Durante a Marcha Pós Acidente Vascular Cerebral Por Meio da Abordagem Uncontrolled Manifold**. Curitiba: Pontifícia Universidade Católica do Paraná, nov. 2020.

CATENA, R. D.; CHEN, S. H.; CHOU, L. S. Does the anthropometric model influence whole-body center of mass calculations in gait? **Journal of Biomechanics**, v. 59, p. 23–28, 5 jul. 2017.

CESÁRIO, C.; PENASSO, P.; OLIVEIRA, A. P. Impacto da disfunção motora na qualidade de vida em pacientes com Acidente Vascular Encefálico. **Revista Neurociências**, v. 14, n. 1, p. 6–9, 2006.

CHEN, C. L. et al. Gait Performance with Compensatory Adaptations in Stroke Patients with Different Degrees of Motor Recovery. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 12, p. 925–935, dez. 2003.

CHEN, G. et al. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. **Gait and Posture**, v. 22, n. 1, p. 51–56, ago. 2005.

CHIOU, I. I. L.; BURNETT, C. N. Values of activities of daily living. A survey of stroke patients and their home therapists. **Physical Therapy**, v. 65, n. 6, p. 901–906, 1985.

CHOHAN, S. A.; VENKATESH, P. K.; HOW, C. H. Long-term complications of stroke and secondary prevention: An overview for primary care physicians. **Singapore Medical Journal**, v. 60, n. 12, p. 616–620, 2019.

CLARK, D. J. et al. Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke. **Journal of Neurophysiology**, v. 103, n. 2, p. 844–857, fev. 2010.

CLARK, D. J. Automaticity of walking: Functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 9, n. MAY, 5 maio 2015.

CRUZ, T. H.; DHAHER, Y. Y. Evidence of abnormal lower-limb torque coupling after stroke: An isometric study. **Stroke**, v. 39, n. 1, p. 139–147, jan. 2008.

CUMMING, R. G.; KLINEBERG, R. J. Fall Frequency and Characteristics and the Risk of Hip Fractures. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 42, n. 7, p. 774–778, 1994.

DA SILVA RIBEIRO, N. M. et al. Virtual rehabilitation via Nintendo Wii® and conventional physical therapy effectively treat post-stroke hemiparetic patients. **Topics in Stroke Rehabilitation**, 2015.

DE BUJANDA, E. et al. Associations between lower limb impairments, locomotor capacities and kinematic variables in the frontal plane during walking in adults with chronic stroke. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 35, n. 6, p. 259–264, nov. 2003.

DE KAM, D. et al. The Next Step in Understanding Impaired Reactive Balance Control in People with Stroke: The Role of Defective Early Automatic Postural Responses. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 31, n. 8, p. 708–716, 1 ago. 2017.

DEAN, J. C.; KAUTZ, S. A. Foot placement control and gait instability among people with stroke. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 52, n. 5, p. 577–590, 2015.

DEVETAK, G. F. et al. Center of mass in analysis of dynamic stability during gait following stroke: A systematic review. **Gait and Posture**, v. 72, p. 154–166, 1 jul. 2019.

DIENER, H. C.; HANKEY, G. J. Primary and Secondary Prevention of Ischemic Stroke and Cerebral Hemorrhage: JACC Focus Seminar. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 75, n. 15, p. 1804–1818, 21 abr. 2020.

DIETZ, V. INTERACTION BETWEEN CENTRAL PROGRAMS AND AFFERENT INPUT IN THE CONTROL OF POSTURE AND LOCOMOTION. **J. Biomechanics**, v. 29, n. 7, p. 841–844, 1996.

DO CARMO, A. A.; KLEINER, A. F. R.; BARROS, R. M. L. Alteration in the center of mass trajectory of patients after stroke. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 22, n. 5, p. 349–356, 2015.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 14, n. 3, p. 183–192, 2010.

DUMAS, R.; CHÈZE, L.; VERRIEST, J. P. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 3, p. 543–553, 2007.

ENGLAND, S. A.; GRANATA, K. P. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. **Gait and Posture**, v. 25, n. 2, p. 172–178, fev. 2007.

FARRIS, D. J. et al. Revisiting the mechanics and energetics of walking in individuals with chronic hemiparesis following stroke: From individual limbs to lower limb joints. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 12, n. 1, p. 1–12, 27 fev. 2015.

FELLOWS, S. J.; KAUS, C.; THILMANN, A. F. Voluntary movement at the elbow in spastic hemiparesis. **Annals of Neurology: Official Journal of the American Neurological Association and the Child Neurology Society**, v. 36, n. 3, p. 397–407, 1994.

FERLA, F. L.; GRAVE, M.; PERICO, E. Fisioterapia no tratamento do controle de tronco e equilíbrio de pacientes pós AVC. **Rev Neurocienc**, v. 23, n. 2, p. 211–217, 2015.

FIELD, ANDY. **Discovering statistics using IBM SPSS statistics**. 4. ed. Los Angeles: Sage, 2015.

FLANSBJER, U. B. et al. Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 37, n. 2, p. 75–82, mar. 2005.

FOTIADOU, S. et al. Reproducibility of gait kinematics and kinetics in chronic stroke patients. **NeuroRehabilitation**, v. 42, n. 1, p. 53–61, 2018.

GABELL, A.; NAYAK, U. S. L. The Effect of Age on Variability in Gait. **Journal of Gerontology**, v. 39, n. 6, p. 662–666, 1984.

GELFAND, I. M.; LATASH, M. L. On the Problem of Adequate Language in Motor Control. **Motor Control**, v. 2, n. 4, p. 306–313, 1998.

GENTHON, N. et al. Posturography in patients with stroke: Estimating the percentage of body weight on each foot from a single force platform. **Stroke**, v. 39, n. 2, p. 489–491, fev. 2008.

GHASSEMI, M. et al. Development of an EMG-controlled Serious Game for Rehabilitation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. PP, n. c, p. 1, 2019.

GOLDIE, P. A.; MATYAS, T. A.; EVANS, O. M. Gait after stroke: Initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 8, p. 1057–1065, 2001.

GOTTSCHALL, J. S.; KRAM, R. Energy cost and muscular activity required for propulsion during walking. **J Appl Physiol**, v. 94, p. 1766–1772, 2003.

GRAY, V. L. et al. Lateral Perturbation-Induced Stepping: Strategies and Predictors in Persons Poststroke. **Journal of Neurologic Physical Therapy**, v. 41, n. 4, p. 222–228, 1 out. 2017.

GRUBEN, K. G.; BOEHM, W. L. Force direction pattern stabilizes sagittal plane mechanics of human walking. **Human Movement Science**, v. 31, n. 3, p. 649–659, jun. 2012.

GUIMARAES, R. M.; ISAACS, B. Characteristics of the gait in old people who fall. **Int Rehab Med**, v. 2, n. 4, p. 177–180, 1980.

HACMON, R. R. et al. Deficits in intersegmental trunk coordination during walking are related to clinical balance and gait function in chronic stroke. **Journal of Neurologic Physical Therapy**, v. 36, n. 4, p. 173–181, dez. 2012.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M.; DERRICK, T. R. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 4. ed. São Paulo: Manole, 2016.

HAUSDORFF, J. M. et al. Gait Variability and Basal Ganglia Disorders Stride-to-Stride. **Movement disorders**, v. 13, n. 3, p. 428–437, 1998.

HAUSDORFF, J. M. et al. Balance and gait in older adults with systemic hypertension. **American Journal of Cardiology**, v. 91, n. 5, p. 643–645, 1 mar. 2003.

HAUSDORFF, J. M. et al. Gait unsteadiness and fall risk in two affective disorders: A preliminary study. **BMC Psychiatry**, v. 4, 24 nov. 2004.

HAUSDORFF, J. M. Gait variability: methods, modeling and meaning. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 2, n. 19, p. 1–9, 2005.

HAUSDORFF, J. M.; DANION, F. Stride variability: Beyond length and frequency (multiple letters). **Gait and Posture**, v. 20, n. 3, p. 304–305, 2004.

HAUSDORFF, J. M.; RIOS, D. A.; EDELBERG, H. K. Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 8, p. 1050–1056, 2001.

HEBERT, S. et al. Marcha Normal e Patológica. In: RAMALHO, J. R. (Ed.). **Ortopedia e traumatologia: princípios e prática**. 5. ed. Porto Alegre: Artmed, 2017. p. 35–55.

HERMAN, T. et al. Gait instability and fractal dynamics of older adults with a “cautious” gait: Why do certain older adults walk fearfully? **Gait and Posture**, v. 21, n. 2, p. 178–185, 2005.

HSIAO, H. Y. et al. Control of lateral weight transfer is associated with walking speed in individuals post-stroke. **Journal of Biomechanics**, v. 60, p. 72–78, 26 jul. 2017.

HSU, A. L.; TANG, P. F.; JAN, M. H. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n. 8, p. 1185–1193, 1 ago. 2003.

HUI, C.; TADI, P.; PATTI, L. **Ischemic Stroke**. [s.l: s.n.].

IIDA, H.; YAMAMURO, T. **KINETIC ANALYSIS OF THE CENTER OF GRAVITY OF THE HUMAN BODY IN NORMAL AND PATHOLOGICAL GAITSJ. Biomechanics**. [s.l: s.n.].

INNESS, E. L. et al. Reactive stepping after stroke: Determinants of time to foot off in the paretic and nonparetic limb. **Journal of Neurologic Physical Therapy**, v. 40, n. 3, p. 196–202, 1 jun. 2016.

JOHNSON, C. O. et al. Global, regional, and national burden of stroke, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. **The Lancet Neurology**, v. 18, n. 5, p. 439–458, 1 maio 2019.

JONKERS, I.; DELP, S.; PATTEN, C. Capacity to increase walking speed is limited by impaired hip and ankle power generation in lower functioning persons post-stroke. **Gait and Posture**, v. 29, n. 1, p. 129–137, jan. 2009.

JORDAN, K.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Walking speed influences on gait cycle variability. **Gait and Posture**, v. 26, n. 1, p. 128–134, jun. 2007.

JÚNIOR, P. F.; BARELA, J. A. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos . Uso da informação visual. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 6, n. 1, p. 94–105, 2006.

KAMPHUIS, J. F. et al. **Is weight-bearing asymmetry associated with postural instability after stroke? A systematic review** *Stroke Research and Treatment*, 2013.

KIM, H.-S. et al. Primary and secondary gait deviations of stroke survivors and their association with gait performance. **J. Phys. Ther. Sci.**, v. 28, n. 9, p. 2634–2640, 2016.

KNUTSSON, E.; MARTENSSON, A. Dynamic motor capacity in spastic paresis and its relation to prime mover dysfunction, spastic reflexes and antagonist co-activation. **Scandinavian journal of rehabilitation medicine**, v. 12, n. 3, p. 93–106, 1980.

KOBAYASHI, T. et al. Effect of ankle-foot orthoses on the sagittal plane displacement of the center of mass in patients with stroke hemiplegia: A pilot study. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 19, n. 4, p. 338–344, 1 jan. 2012.

KURIAKOSE, D.; XIAO, Z. **Pathophysiology and treatment of stroke: Present status and future perspectives** *International Journal of Molecular Sciences* MDPI AG, , 2 out. 2020.

LAKHANI, B. et al. Characterizing the determinants of limb preference for compensatory stepping in healthy young adults. **Gait and Posture**, v. 33, n. 2, p. 200–204, fev. 2011.

LATASH, M. There is no motor redundancy in human movements. There is motor abundance. **Motor control**, v. 4, n. 3, p. 259–261, 2000.

LATASH, M. L. **Synergy**. 1. ed. New York: Oxford University Press, 2008.

LATASH, M. L. The bliss of motor abundance. **Experimental Brain Research**, v. 217, n. 1, p. 1–5, mar. 2012.

LATASH, M. L.; SCHOLZ, J. P.; SCHÖNER, G. Toward a new theory of motor synergies. **Motor Control**, v. 11, n. 3, p. 276–308, 2007.

LI, S.; FRANCISCO, G. E.; ZHOU, P. Post-stroke hemiplegic gait: New perspective and insights. **Frontiers in Physiology**, v. 9, n. 1021, p. 1–8, 2 ago. 2018.

LIN, P. Y. et al. The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, n. 4, p. 562–568, abr. 2006.

LOTZ, R. C. et al. ABO blood group system and occurrence of ischemic stroke. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 79, n. 12, p. 1070–1075, 1 dez. 2021.

LUCARELI, P. R. G.; GREVE, J. M. D. Alteration Of The Load-Response Mechanism Of The Knee Joint During Hemiparetic Gait Following Stroke Analyzed by 3-Dimensional Kinematic. **CLINICS**, v. 61, n. 4, p. 295–300, 2006.

MAKI, B. E.; MCILROY, W. The Role of Limb Movements in Maintaining Upright Stance: The “ Change-in-Support” Strategy. **Physical Therapy**, v. 77, n. 5, p. 488–507, 1997.

MANSFIELD, A. et al. Between-limb synchronization for control of standing balance in individuals with stroke. **Clinical Biomechanics**, v. 26, n. 3, p. 312–317, mar. 2011.

MANSFIELD, A. et al. Determinants of limb preference for initiating compensatory stepping poststroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 7, p. 1179–1184, 2012a.

MANSFIELD, A. et al. Clinical correlates of between-limb synchronization of standing balance control and falls during inpatient stroke rehabilitation. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 26, n. 6, p. 627–635, jul. 2012b.

MANSFIELD, A. et al. Do measures of reactive balance control predict falls in people with stroke returning to the community? **Physiotherapy (United Kingdom)**, v. 101, n. 4, p. 373–380, 1 dez. 2015.

MANSFIELD, A.; INNESS, E. L.; MCILROY, W. E. Stroke. In: **Handbook of Clinical Neurology**. [s.l.] Elsevier B.V., 2018a. v. 159p. 205–228.

MANSFIELD, A.; INNESS, E. L.; MCILROY, W. E. Stroke. In: **Handbook of Clinical Neurology**. [s.l.] Elsevier B.V., 2018b. v. 159p. 205–228.

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, p. 113–120, 1 jun. 2017.

MASSAAD, F. et al. Influence of gait pattern on the body's centre of mass displacement in children with cerebral palsy. **Developmental medicine and child neurology**, v. 46, n. 10, p. 674–680, 2004.

MASSAAD, F.; LEJEUNE, T. M.; DETREMBLEUR, C. Reducing the energy cost of hemiparetic gait using center of mass feedback: A pilot study. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 24, n. 4, p. 338–347, maio 2010.

MASSION, J. Postural Control Systems in Developmental Perspective. **Neuroscience e Biobehavioral Reviews**, v. 22, n. 4, p. 465–472, 1998.

MCLLROY, W. E.; MAKI, B. E. **Adaptive changes to compensatory stepping responses***Gait & Posture*. [s.l: s.n.].

MINETTI, A. E.; CISOTTI, C.; MIAN, O. S. The mathematical description of the body centre of mass 3D path in human and animal locomotion. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 8, p. 1471–1477, 17 maio 2011.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. As funções do controle postural durante a postura ereta. **Rev Fisioterapia e Pesquisa**, v. 10, n. 1, p. 7–15, 2003.

MORAES, M. DE A. et al. Clinical characterization, disability, and mortality in people with strokes during 90 days. **Revista brasileira de enfermagem**, v. 75, n. 2, p. 1–9, 2022.

NADEAU, S.; BETSCHART, M.; BETHOUX, F. **Gait analysis for poststroke rehabilitation: The relevance of biomechanical analysis and the impact of gait speed***Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, maio 2013.

NEPTUNE, R. R.; CLARK, D. J.; KAUTZ, S. A. Modular control of human walking: A simulation study. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 9, p. 1282–1287, 19 jun. 2009.

NOTT, C. R.; NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A. Relationships between frontal-plane angular momentum and clinical balance measures during post-stroke hemiparetic walking. **Gait and Posture**, v. 39, n. 1, p. 129–134, jan. 2014.

NOVELETTO, F. et al. Biomedical Serious Game System for Balance Rehabilitation of Hemiparetic Stroke Patients. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. PP, n. c, p. 1, 2018a.

ÖKEN, Ö.; YAVUZER, G. Spatio-temporal and kinematic asymmetry ratio in subgroups of patients with stroke. **EUROPEAN JOURNAL OF PHYSICAL AND REHABILITATION MEDICINE**, v. 44, n. 2, p. 127–132, 2008.

OLNEY, S. J.; RICHARDSB, C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. **Gait & Posture**, v. 4, p. 136–148, 1996.

OMS. **Manual STEPS de Acidentes Vascular Cerebrais da OMS: enfoque passo a passo para a vigilância de acidentes vascular cerebrais**. Genebra: [s.n.]. Disponível em: <<http://www.who.int/chp/steps/Stroke/en/>>.

ORIHUELA-ESPINA, F. et al. Neural Reorganization Accompanying Upper Limb Motor Rehabilitation from Stroke with Virtual Reality-Based Gesture Therapy. v. 20, n. 3, p. 197–209, 2013a.

PAPAGEORGIOU, E. et al. Are spasticity, weakness, selectivity, and passive range of motion related to gait deviations in children with spastic cerebral palsy? A statistical parametric mapping study. **PLoS ONE**, v. 14, n. 10, p. 1–29, 1 out. 2019.

PATAKY, T. C. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. **Journal of biomechanics**, v. 43, n. 10, p. 1976–1982, 2010.

PATTERSON, K. K. et al. Gait Asymmetry in Community-Ambulating Stroke Survivors. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, n. 2, p. 304–310, fev. 2008.

PATTERSON, K. K. et al. Changes in gait symmetry and velocity after stroke: A cross-sectional study from weeks to years after stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 24, n. 9, p. 783–790, nov. 2010.

PATTERSON, K. K. et al. Rhythm Perception and Production Abilities and Their Relationship to Gait After Stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 99, n. 5, p. 945–951, 1 maio 2018.

PERRY, J. et al. Classification of walking handicap in the stroke population. **Stroke**, v. 26, n. 6, p. 982–989, 1995.

PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M. F.; VAN DIEËN, J. H. Contribution of the support limb in control of angular momentum after tripping. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 12, p. 1811–1818, dez. 2004.

POLLOCK, A. S. et al. Clinical Rehabilitation. **Clinical rehabilitation**, v. 14, n. 4, p. 402–406, 2000.

ROERDINK, M.; BEEK, P. J. Understanding inconsistent step-length asymmetries across hemiplegic stroke patients: Impairments and compensatory gait. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 25, n. 3, p. 253–258, mar. 2011.

ROGER, V. L. et al. Heart disease and stroke statistics-2011 update: A report from the American Heart Association. **Circulation**, v. 123, n. 4, 1 fev. 2011a.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. Gait analysis: clinical application. In: ADAMS, J. M.; PERRY, J. (Eds.). **Human walking**. 2. ed. Baltimore: Williams e Wilkins, 1994. p. 139–163.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. A locomoção humana. In: INMAN, V. T.; RALSTON, H. J.; TODD, F. (Eds.). . **Marcha Humna**. 2. ed. São Paulo: Premier, 1998. p. 1–21.

ROSENBLATT, N. J.; HURT, C. P. Recommendation for the minimum number of steps to analyze when performing the uncontrolled manifold analysis on walking data. **Journal of Biomechanics**, v. 85, p. 218–223, 6 mar. 2019.

SADEGHI, H. et al. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. **Gait and Posture**, v. 12, n. 1, p. 34–45, 2000.

SAID, C. M. et al. Balance during obstacle crossing following stroke. **Gait and Posture**, v. 27, n. 1, p. 23–30, jan. 2008.

SALOT, P.; PATEL, P.; BHATT, T. Reactive Balance in Individuals With Chronic Stroke: Biomechanical Factors Related to Perturbation-Induced Backward Falling. **Physical Therapy**, v. 96, n. 3, p. 339–347, 2016.

SÁNCHEZ, N. et al. Lower Extremity Motor Impairments in Ambulatory Chronic Hemiparetic Stroke: Evidence for Lower Extremity Weakness and Abnormal Muscle and Joint Torque Coupling Patterns. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 31, n. 9, p. 814–826, 1 set. 2017.

SAUNDERS, J. B. D.; INMAN, V.; EBERHART H. The major determinants in normal and pathological gait. **J. Bone Jt. Surg. Am.**, v. 35-A, n. 3, p. 543–558, 1953.

SCHAAFSMA, J. D. et al. Gait dynamics in Parkinson's disease: Relationship to Parkinsonian features, falls and response to levodopa. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 212, n. 1–2, p. 47–53, 15 ago. 2003.

SCHEPERS, H. M. et al. Ambulatory estimation of center of mass displacement during walking. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 56, n. 4, p. 1189–1195, abr. 2009.

SCHINKEL-IVY, A.; INNESS, E. L.; MANSFIELD, A. Relationships between fear of falling, balance confidence, and control of balance, gait, and reactive stepping in individuals with sub-acute stroke. **Gait and Posture**, v. 43, p. 154–159, 2016.

SCHINKEL-IVY, A.; WONG, J. S.; MANSFIELD, A. Balance confidence is related to features of balance and gait in individuals with chronic stroke. **J Stroke Cerebrovasc Dis**, v. 26, n. 2, p. 237–245, 2017.

SCHOLZ, J. P.; SCHONER, G.; LATASH, M. L. Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. **Experimental Brain Research**, v. 135, n. 3, p. 382–404, 2000.

SCHUSTER, R. C. et al. Análise da pressão plantar em pacientes com acidente vascular encefálico. **Rev Neurocienc**, v. 16, n. 3, p. 179–183, 2008.

SHEFFLER, L. R.; CHAE, J. Hemiparetic Gait. In: CHAE, J.; CELNIK, P. A. (Eds.). . **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**. 4. ed. [s.l.] Elsevier Health Sciences, 2015. v. 26p. 611–623.

SHERIDAN, P. L. et al. Influence of Executive Function on Locomotor Function: Divided Attention Increases Gait Variability in Alzheimer's Disease. **J Am Geriatr Soc**, v. 51, p. 1633–1637, 2003.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice**. 5. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2016.

STANHOPE, V. A. et al. Frontal plane compensatory strategies associated with self-selected walking speed in individuals post-stroke. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 5, p. 518–522, 2014.

STERGIOU, N.; DECKER, L. M. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? **Human Movement Science**, v. 30, n. 5, p. 869–888, out. 2011.

STERGIOU, N.; HARBOURNE, R. T.; CAVANAUGH, J. T. Optimal Movement Variability: A New Theoretical Perspective for Neurologic Physical Therapy. **Journal of Neurologic Physical Therapy**, v. 30, n. 2, p. 120–129, 2006.

TERRANOVA, T. T. et al. Chronic cerebral vascular accident: rehabilitation. **Acta Fisiátrica**, v. 19, n. 2, p. 50–59, 2012.

TERRIER, P.; SCHUTZ, Y. Variability of gait patterns during unconstrained walking assessed by satellite positioning (GPS). **European Journal of Applied Physiology**, v. 90, n. 5–6, p. 554–561, nov. 2003.

TESIO, L.; LANZI, D.; DETREMBLEUR, C. The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. II. Lower limb amputees. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 2, p. 83–90, 1998.

TESIO, L.; ROTA, V. The Motion of Body Center of Mass During Walking: A Review Oriented to Clinical Applications. **Frontiers in Neurology**, v. 10, p. 1–22, 20 set. 2019.

TISSERAND, R. et al. A simplified marker set to define the center of mass for stability analysis in dynamic situations. **Gait and Posture**, v. 48, p. 64–67, 2016.

VERREL, J.; LÖVDÉN, M.; LINDENBERGER, U. Motor-equivalent covariation stabilizes step parameters and center of mass position during treadmill walking. **Experimental Brain Research**, v. 207, n. 1–2, p. 13–26, nov. 2010.

VICON MOTION SYSTEMS LTD. , 2018.

VIEIRA, M. F. et al. Center of pressure and center of mass behavior during gait initiation on inclined surfaces: A statistical parametric mapping analysis. **Journal of Biomechanics**, v. 56, p. 10–18, 3 maio 2017.

VIRANI, S. S. et al. **Heart disease and stroke statistics—2020 update: A report from the American Heart Association** *Circulation* Lippincott Williams and Wilkins, , 2020.

VITO, M. et al. Uncontrolled manifold hypothesis: Organization of leg joint variance in humans while walking in a wide range of speeds. **Human Movement Science**, v. 57, p. 227–235, 1 fev. 2018.

WEERDESTeyN, V. et al. Falls in individuals with stroke. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 45, n. 8, p. 1195–1214, 2008.

WINTER, D. A. Biomechanics of normal and pathological gait: Implications for understanding human locomotor control. **Journal of Motor Behavior**, v. 21, n. 4, p. 337–355, 1989.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human**. 4. ed. New Jersey: John Wiley e Sons, 2009.

WOELLNER, S. S. et al. Testes de equilíbrio em pacientes hemiparéticos por AVC. **Neurociências**, v. 11, n. 1, p. 32–40, 2015.

WONSETLER, E. C.; BOWDEN, M. G. A systematic review of mechanisms of gait speed change Post-Stroke. Part 2: Exercise capacity, muscle activation, kinetics, and kinematics. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 24, n. 5, p. 394–403, 2017.

WOOLLACOTT, M. H.; SHUMWAY-COOK, A. **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. 3. ed. Barueri: Manole, 2010.

WREN, T. A. L. et al. Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. **Gait and Posture**, v. 34, n. 2, p. 149–153, 2011.

ZUKOWSKI, L. A. et al. Relationships between gait variability and ambulatory activity post stroke. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 26, n. 4, p. 255–260, 19 maio 2019.

7 APÊNDICE A – ROTINA DE PROCESSAMENTO

```

%%Essa rotina calcula a trajetoria do CoM a partir de dados dos marcadores
%%Usa o modelo de Tisserand et al.

clear;

%Adiciona o diretório onde está o BTK ao path
%%ADICIONAR O DIRETÓRIO CONDE ESTÁ ISSO NO SEU COMPUTADOR!
addpath('C:\Program Files\MATLAB\btk');

%%Adiciona o diretório onde estão os arquivos das rotinas e as pastas dos
%%arquivos dos sujeitos
%[prin_diret]= uigetdir('C:\','Selecione o diretório onde estão os arquivos das
rotinas: ');
%if isequal(prin_diret,0)
%   disp('Operação Cancelada')
%else
%   cd (prin_diret);
%end

%%ADICIONAR O DIRETÓRIO CONDE ESTÁ ISSO NO SEU COMPUTADOR!
prin_diret=;

%Guarda o NOME dos arquivos com as medidas antropométricas
% Lê automaticamente a planilha de antropometria
file_antr = strcat(prin_diret,'\ANTROPOMETRIA');

%Pergunta e armazena qual o grupo, o número do voluntario e quantidade de
trials
grupo=input('Qual o grupo do voluntário? P ou H ', 's');
suj=input('Qual o número do voluntário? ');
if suj<10 pre=strcat(grupo,'00',num2str(suj));
else pre=strcat(grupo,'0',num2str(suj));
end

% Importa dados clínicos e antropométricos
opts = spreadsheetImportOptions("NumVariables", 10);

% Specify sheet and range
if(grupo=='P')
    opts.Sheet = "AVC";
    opts.DataRange = "A2:J19";

else
    opts.Sheet = "HIGIDOS";
    opts.DataRange = "A2:J12";
end

```

```
% Specify column names and types
opts.VariableNames = ["N", "Genero", "Massa", "Estaturacm", "MICompr_Dcm",
"MICompr_Ecm", "Diam_Torn_Dmm", "Diam_Joel_Dmm", "Diam_Torn_Emm",
"Diam_Joel_Emm"];
opts.VariableTypes = ["string", "categorical", "double", "double", "double",
"double", "double", "double", "double", "double"];
```

```
% Specify variable properties
opts = setvaropts(opts, "N", "WhitespaceRule", "preserve");
opts = setvaropts(opts, ["N", "Genero"], "EmptyFieldRule", "auto");
```

```
% Import the data
ANTROPOMETRIA = readtable(file_antr, opts, "UseExcel", false);
```

```
% Clear temporary variables
clear opts
```

```
% Pergunta e armazena o gênero
genero =ANTROPOMETRIA.Genero(suj);
```

```
%Muda o diretório para onde estão os arquivos daquele sujeito
dir=strcat(prin_diret,'\ ',pre);
cd(dir);
```

```
%Lista de NOMES DOS MARCADORES A SEREM USADOS NO CÁLCULO DO
COM
```

```
%SERÁ USADO MODELO DO TISSERAND (2016) para cálculo do CoM
```

```
%
```

```
Lstm={'b_LACRO','_LHJC','b_LEPIC','b_LULN','_LKNE','_LANK','_LASI','_SAC
R'};
```

```
Rstm={'b_RACRO','_RHJC','b_REPIC','b_RULN','_RKNE','_RANK','_RASI','_S
ACR'};
```

```
cont='s';
```

```
kD=0;
```

```
kE=0;
```

```
kF=0;
```

```
while cont=='s'
```

```
%Pede ao usuário que selecione o arquivo c3d com o DE DADOS
```

```
prompt=strcat('Selecione o arquivo de DADOS ');
```

```
[file, diret]= uigetfile({'*.c3d', '*.txt'},prompt);
```

```
if isequal(file,0)
```

```
    disp('Operação Cancelada')
```

```
else
```

```
    addpath(genpath(diret));
```

```
    fullname=fullfile(diret, file);
```

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

```
end
```

```

%CONCATENA NOMES DOS MARCADORES COM PREFIXOS DO SUJEITO
% para acesso aos marcadores do struct
Lmarkers=strcat(pre,Lstm);
Rmarkers=strcat(pre,Rstm);
Nmarkers=length(Lmarkers);

%Recupera a aquisição, lê a struct dos marcadores em AQ do arquivo de dados
%do voluntário coletados
[AQ, byteOrder, storageFormat] = btkReadAcquisition(fullname);

%Recupera e filtra valores de marcadores ângulos
[MM, MInfo] = btkGetMarkers(AQ);
fa_ma=MInfo.frequency; %frequencia de amostragem marcadores e ângulos
fc_ma=6.0; %frequencia de corte marcadores e ângulos - ARRUMAR
Wn=2*fc_ma/fa_ma;
[bb,aa] = butter(1,Wn);

for i=0:(Nmarkers-1)
    LM(:,3*i+1:3*i+3)=MM.(Lmarkers{i+1});
    RM(:,3*i+1:3*i+3)=MM.(Rmarkers{i+1});
    %Filtra trajetórias dos marcadores
    for j=1:3
        LM(:,3*i+j)=filtfilt(bb,aa,LM(:,3*i+j));
        RM(:,3*i+j)=filtfilt(bb,aa,RM(:,3*i+j));
    end
end

%Define quais os frames correspondem às fases de apoio
E=btkGetEvents(AQ);
fp=btkGetPointFrequency(AQ);
ff=btkGetFirstFrame(AQ);
[NpD,NpE,ID,IE]=SeparaPassos(E,fp,ff);

C=CoM_Tisserand2016(LM,RM,genero);
LASI(:,1:3)=LM(:,19:21);
RASi(:,1:3)=RM(:,19:21);

%Separa o CoM nos passos e normaliza os tempos com
%Gera NpD de trajetórias de CoM de passos da direita
%Gera NpE de trajetórias de CoM de passos da esquerda
%Cada trajetória, normaliza o tempo e tira o offset pela média

file_e=strcat(fullname, 'CoMfigD.fig');
titulo=strcat(file_e);
h=figure('Name',titulo);

for i=1:NpD

```

```

ini=ID(i,1);
fim=ID(i,2);
temp(:,1:3)=C(ini:fim,:);
temp_M(:,1:3)=(LASI(ini:fim,:)+RASI(ini:fim,:))/2;
%Interpola o tempo
X2 = length(temp);
x2 = [1:1:X2]*100/X2;
%100 valores dentro do domínio de x
dx=(max(x2)-min(x2))/99;
x=[min(x2):dx:max(x2)];
CoMX(:,i) = interp1(x2,temp(:,1),x,'spline');
CoMY(:,i) = interp1(x2,temp(:,2),x,'spline');
CoMZ(:,i) = interp1(x2,temp(:,3),x,'spline');
Mx(:,i)=interp1(x2,temp_M(:,1),x,'spline');
My(:,i)=interp1(x2,temp_M(:,2),x,'spline');
Mz(:,i)=interp1(x2,temp_M(:,3),x,'spline');
%"Desconta" offsets para poder fazer a média das trajetórias
iCoM(:,1)=CoMX(:,i);
iCoM(:,2)=CoMY(:,i);
iCoM(:,3)=CoMZ(:,i);
M(:,1)=Mx(:,i);
M(:,2)=My(:,i);
M(:,3)=Mz(:,i);
oCoM=Offset_COM_traj(iCoM,M);
CoMX(:,i)=oCoM(:,1);
CoMY(:,i)=oCoM(:,2);
CoMZ(:,i)=oCoM(:,3);

%Guarda dados na matriz que vai salvar
Saida_COM_D(:,3*kD+1)=CoMX(:,i);
Saida_COM_D(:,3*kD+2)=CoMY(:,i);
Saida_COM_D(:,3*kD+3)=CoMZ(:,i);
kD=kD+1;

%Plota e salva figura com o CoM
subplot(3,1,1);
plot(CoMX(:,i));
hold on;
title('CoMx');
subplot(3,1,2);
plot(CoMY(:,i));
hold on;
title('CoMy');
subplot(3,1,3);
plot(CoMZ(:,i));
hold on;
title('CoMz');

```

```

clear x2
clear temp
clear temp_M

end

savefig(h,file_e);

file_e=strcat(fullname, 'CoMfigE.fig');
titulo=strcat(file_e);
h=figure('Name',titulo);
SCoMX(1:100)=0;
SCoMY(1:100)=0;
SCoMZ(1:100)=0;
for i=1:NpE
    ini=IE(i,1);
    fim=IE(i,2);
    temp(:,1:3)=C(ini:fim,:);
    temp_M(:,1:3)=(LASI(ini:fim,:)+RASI(ini:fim,:))/2;
    %Interpola o tempo
    X2 = length(temp);
    x2 = [1:1:X2]*100/X2;
    %100 valores dentro do domínio de x
    dx=(max(x2)-min(x2))/99;
    x=[min(x2):dx:max(x2)];
    CoMX(:,i) = interp1(x2,temp(:,1),x,'spline');
    CoMY(:,i) = interp1(x2,temp(:,2),x,'spline');
    CoMZ(:,i) = interp1(x2,temp(:,3),x,'spline');
    Mx(:,i)=interp1(x2,temp_M(:,1),x,'spline');
    My(:,i)=interp1(x2,temp_M(:,2),x,'spline');
    Mz(:,i)=interp1(x2,temp_M(:,3),x,'spline');
    %Desconta offset para poder fazer a média das trajetórias
    %"Desconta" offsets para poder fazer a média das trajetórias
    iCoM(:,1)=CoMX(:,i);
    iCoM(:,2)=CoMY(:,i);
    iCoM(:,3)=CoMZ(:,i);
    M(:,1)=Mx(:,i);
    M(:,2)=My(:,i);
    M(:,3)=Mz(:,i);
    oCoM=Offset_COM_traj(iCoM,M);
    CoMX(:,i)=oCoM(:,1);
    CoMY(:,i)=oCoM(:,2);
    CoMZ(:,i)=oCoM(:,3);

    %Guarda dados na matriz que vai salvar
    Saida_COM_E(:,3*kE+1)=CoMX(:,i);
    Saida_COM_E(:,3*kE+2)=CoMY(:,i);
    Saida_COM_E(:,3*kE+3)=CoMZ(:,i);

```

```

kE=kE+1;

%Plota e salva figura com o CoM
subplot(3,1,1);
plot(CoMX(:,i));
hold on;
title('CoMx');
subplot(3,1,2);
plot(CoMY(:,i));
hold on;
title('CoMy');
subplot(3,1,3);
plot(CoMZ(:,i));
hold on;
title('CoMz');

clear x2
clear temp
clear temp_M

end

savefig(h,file_e);

%Vai armazenando os dados na planilha de saída
kF=kF+1;
SAIDA(kF)={fullname};
passos(kF,1)=NpD;
passos(kF,2)=NpE;

btkCloseAcquisition(AQ);
clear RM
clear LM
clear MM
clear C
clear temp
clear ID
clear IE
clear LASI
clear RASI

cont=input('Quer continuar? (s/n)', 's');

end

%Ultima linha da matriz dos passos é a soma dos passos de cada lado
passos(kF+1,1)=sum(passos(:,1));
passos(kF+1,2)=sum(passos(:,2));

```

%Ultimas três colunas das matrizes de saída correspondem à média das
%trajetórias

%continuar daqui!

```
filename_out = strcat(diret,'PLANILHA_COM_',pre,'.xls');
writecell(SAIDA,filename_out,'Sheet','Arquivos');
writematrix(passos,filename_out,'Sheet','Num Passos');
writematrix(Saida_COM_D,filename_out,'Sheet','COM_D');
writematrix(Saida_COM_E,filename_out,'Sheet','COM_E');
```

%Essa rotina foi desenvolvida para uso na dissertação da Nicoly Scrok
%Ela seleciona aleatoriamente N passadas de um arquivo EXCEL com
trajetórias do COM
%Calcula a trajetória média e o desvio-padrão e o coeficiente de variação
%O usuário deve selecionar o arquivo a ser processado
%Autora: Elisangela Ferretti Manffra
%Modificada em: 10/02/2022

clear;

%%MUDAR AQUI: COLOCAR O DIRETÓRIO CONDE ESTÃO OS DADOS NO
SEU COMPUTADOR!

```
prin_diret='C:\Users\elisa\OneDrive\04 ROTINAS\DADOS PROC NIC'
```

%%NUMERO DE PASSOS QUE DESEJA UTILIZAR

NH=35; %PASSOS PARA O GRUPO DE HIGIDOS

NA=35; %PASSOS PARA O GRUPO AVC

%Pega os primeiros NH ou NA passos para fazer a estatística

```
grupo=input('Qual o grupo quer processar? (h/a)','s');
```

```
if grupo=='h'
```

```
    prin_diret=strcat(prin_diret,'\Higidos');
```

```
    N=NH;
```

```
    lado1="COM_D";
```

```
    lado2="COM_E";
```

```
else
```

```
    if grupo=='a'
```

```
        prin_diret=strcat(prin_diret,'\AVE');
```

```
        N=NA;
```

```
        lado1="COM_P";
```

```
        lado2="COM_NP";
```

```
    else
```

```
        disp('opção invalida');
```

```
    end
```

```
end
```

```
cd(prin_diret(1,:));
```

```

cont='s';
subj=0;
while (cont=='s')

%Usuário escolhe o arquivo que quer processar
[file]= uigetfile('*.*', 'Escolha o arquivo');
% Import the data
T1 = readtable(file, 'Sheet', lado1, 'UseExcel', true);
COM1=table2array(T1);
T2 = readtable(file, 'Sheet', lado2, 'UseExcel', true);
COM2=table2array(T2);
%Lê a planilha de dados
M1(1:100, 1:3)=0;
M2(1:100, 1:3)=0;
%Monta matrizes de passos e calcula a média
for i=0:(N-1)
    k=3*i+1;
    P1(:,k:(k+2))=COM1(:,k:(k+2));
    M1(:,1:3)=M1(1:100, 1:3)+COM1(:,k:(k+2));
    P2(:,k:(k+2))=COM2(:,k:(k+2));
    M2(:,1:3)=M2(1:100, 1:3)+COM2(:,k:(k+2));
end
M1(1:100, 1:3)=M1(1:100, 1:3)/N;
M2(1:100, 1:3)=M2(1:100, 1:3)/N;

%calcula variâncias e desvio padrão
D1(1:100, 1:3)=0;
D2(1:100, 1:3)=0;
for i=0:(N-1)
    k=3*i+1;
    for j=1:100
        D1(j,1)= D1(j,1)+(P1(j,k)-M1(j,1))^2;
        D1(j,2)= D1(j,2)+(P1(j,k+1)-M1(j,2))^2;
        D1(j,3)= D1(j,3)+(P1(j,k+2)-M1(j,3))^2;
        D2(j,1)= D2(j,1)+(P2(j,k)-M2(j,1))^2;
        D2(j,2)= D2(j,2)+(P2(j,k+1)-M2(j,2))^2;
        D2(j,3)= D2(j,3)+(P2(j,k+2)-M2(j,3))^2;
    end
end
V1(1:100,1:3)=D1(:,1:3)/N; %variância em cada um dos 100 pontos do lado 1
V2(1:100,1:3)=D2(:,1:3)/N; %variância em cada um dos 100 pontos do lado 2
D1(:,1:3)=sqrt(V1(:, 1:3)); %desvio padrão em cada um dos 100 pontos do
lado 1
D2(:,1:3)=sqrt(V2(:, 1:3)); %desvio padrão em cada um dos 100 pontos do
lado 1

%calcula valor médio das variâncias ao longo das curvas
mV1(subj+1,1:3)=0;
mV2(subj+1,1:3)=0;

```

```

for i=1:100
    for j=1:3
        mV1(suj+1,j)=mV1(suj+1,j)+V1(i,j);
        mV2(suj+1,j)=mV2(suj+1,j)+V2(i,j);
    end
end
mV1(suj+1,1:3)=mV1(suj+1,1:3)/100;
mV2(suj+1,1:3)=mV2(suj+1,1:3)/100;

%plota gráficos para o sujeito
clear file_fig;
file_fig=strcat(file, '_1.fig');
h=figure('Name','Media e DV 1');
tempo(1:100)=(1:100);
subplot(3,1,1);
plot(tempo(:),M1(:,1),tempo(:),M1(:,1)+D1(:,1),tempo(:),M1(:,1)-D1(:,1));
hold on;
title('CoMx - 1');
subplot(3,1,2);
plot(tempo(:),M1(:,2),tempo(:),M1(:,2)+D1(:,2),tempo(:),M1(:,2)-D1(:,2));
hold on;
title('CoMy - 1');
subplot(3,1,3);
plot(tempo(:),M1(:,3),tempo(:),M1(:,3)+D1(:,3),tempo(:),M1(:,3)-D1(:,3));
hold on;
title('CoMz - 1');
savefig(h,file_fig);

clear file_fig;
file_fig=strcat(file, '_2.fig');
h=figure('Name','Media e DV 1');
subplot(3,1,1);
plot(tempo(:),M2(:,1),tempo(:),M2(:,1)+D2(:,1),tempo(:),M2(:,1)-D2(:,1));
hold on;
title('CoMx - 2');
subplot(3,1,2);
plot(tempo(:),M2(:,2),tempo(:),M2(:,2)+D2(:,2),tempo(:),M2(:,2)-D2(:,2));
hold on;
title('CoMy - 2');
subplot(3,1,3);
plot(tempo(:),M2(:,3),tempo(:),M2(:,3)+D2(:,3),tempo(:),M2(:,3)-D2(:,3));
hold on;
title('CoMz - 2');
savefig(h,file_fig);

%salva dados na matriz de saída
k=9*suj+1;
OUT1(1:100,k:k+2)=M1(1:100,1:3);
OUT1(1:100,k+3:k+5)=D1(1:100,1:3);
OUT1(1:100,k+6:k+8)=V1(1:100,1:3);

```

```
OUT2(1:100,k:k+2)=M2(1:100,1:3);
OUT2(1:100,k+3:k+5)=D2(1:100,1:3);
OUT2(1:100,k+6:k+8)=V2(1:100,1:3);
```

```
OUT3(suj+1,1:3)=mV1(suj+1,1:3);
OUT3(suj+1,4:6)=mV2(suj+1,1:3);
suj=suj+1;
```

```
clear T1;
clear T2;
clear COM1;
clear COM2;
clear P1;
clear P2;
clear M1;
clear M2;
clear D1;
clear D2;
clear V1;
clear V2;
cont=input('Quer continuar? (s/n)','s');
end
```

```
filename_out = strcat('PASSOS_SEL',grupo,'.xls');
writematrix(OUT1,filename_out,'Sheet',lado1);
writematrix(OUT2,filename_out,'Sheet',lado2);
writematrix(OUT3,filename_out,'Sheet','mV');
```

```
function [oCOM] = Offset_COM_media(iCOM)
%Referencia o COM do plano transversal à trajetória do ponto médio LASI,RASI
%Sbtrai COM vertical da sua média
%Entrada:
% iCoM matriz com coordenadas x,y,z do CoM em cada frame
% M matriz com coordenadas x,y,z da média dos marcadores LASI e RASI em
% cada frame
```

```
%N=length(M);
%V(1:2)=M(N,1:2)-M(1,1:2);
%e(1:2)=V(1:2)/norm(V(1:2));
%for i=1:N
%   Vcm(1:2)=iCOM(i,1:2)-M(1,1:2);
%   oCOM(i,1)=dot(Vcm(1:2),e(1:2));
%   oCOM(i,2)=norm(Vcm-oCOM(i,1)*e);
%end
oCOM(:,1)=iCOM(:,1)-mean(iCOM(:,1));
oCOM(:,2)=iCOM(:,2)-mean(iCOM(:,2));
oCOM(:,3)=iCOM(:,3)-mean(iCOM(:,3));
```

```
%Se está "voltando" muda o sinal do CoMX e CoMY
    if(oCOM(1,1)>0)
        oCOM(:,1)=-oCOM(:,1);
        oCOM(:,2)=-oCOM(:,2);
    end
```

```
end
```

```
%Essa rotina foi desenvolvida para uso na dissertação da Nicolý Scrok
%Ela faz comparações entre trajetórias das coordenadas verticais do COM
%Autora: Elisangela Ferretti Manffra
%Modificada em: 03/03/2022
```

```
clear;
```

```
rng(0) %specifies the seed for the MATLAB® random number generator
alpha    = 0.05;
iterations = 1000;
```

```
%%MUDAR AQUI: COLOCAR O DIRETÓRIO CONDE ESTÃO OS DADOS NO
SEU COMPUTADOR!
```

```
cd 'D:\HD\OneDrive\Documentos\Puc - MESTRADO\Mestrado\2FASE\1
PROCESSAMENTO';
file_h='D:\HD\OneDrive\Documentos\Puc - MESTRADO\Mestrado\2FASE\1
PROCESSAMENTO\1_DADOS ESTATISTICA\HIGIDOS\PASSOS_SELh.xls';
file_a= 'D:\HD\OneDrive\Documentos\Puc - MESTRADO\Mestrado\2FASE\1
PROCESSAMENTO\1_DADOS ESTATISTICA\AVE\PASSOS_SELh.xls';
```

```
T = readtable(file_a, 'Sheet', 'COM_P', 'UseExcel', true);
COM_P=table2array(T);
clear T;
T = readtable(file_a, 'Sheet', 'COM_NP', 'UseExcel', true);
COM_NP=table2array(T);
clear T;
```

```
N=size(COM_P);
NA=N(2)/9;
```

```
for s=0:(NA-1)
    YP(s+1,:)=COM_P(:,3+9*s);
    YNP(s+1,:)=COM_NP(:,3+9*s);
end
```

```
%% Comparação parética vs. não parética
%Plot:
fig=figure('position', [0 0 1000 300])
% plot mean and SD:
subplot(121)
spm1d.plot.plot_meanSD(YP, 'color','k');
```

```

hold on
spm1d.plot.plot_meanSD(YNP, 'color','r');
title('Perna parética (preto) vs. não parética (vermelho)');

%Testa normalidade para decidir se faz comparação normal ou não normal
titulo2="valores de p";
spm = spm1d.stats.normality.ttest_paired(YP, YNP);
spmi = spm.inference(0.05);
N = spmi.h0reject(1);
if N == 1
    %Non normal - aplica estatística não paramétrica
    snpm = spm1d.stats.nonparam.ttest_paired(YP, YNP);
    snpmi = snpm.inference(alpha, 'two_tailed', true, 'iterations', iterations);
    disp(snpmi)
    % plot SPM results:
    subplot(122)
    snpmi.plot();
    snpmi.plot_threshold_label();
    snpmi.plot_p_values();
    title(titulo2);
else
    %Normal - aplica estatística paramétrica
    spm = spm1d.stats.ttest_paired(YP, YNP);
    spmi = spm.inference(alpha, 'two_tailed', true);
    disp(spmi)
    % plot SPM results:
    subplot(122)
    spmi.plot();
    spmi.plot_threshold_label();
    spmi.plot_p_values();
    title(titulo2);
end
%% Fim
%%

T = readtable(file_h, 'Sheet', 'COM_D', 'UseExcel', true);
COM_D=table2array(T);
clear T;
T = readtable(file_h, 'Sheet', 'COM_E', 'UseExcel', true);
COM_E=table2array(T);
clear T;

N=size(COM_D);
NH=N(2)/9;

for s=0:(NH-1)
    YD(s+1,:)=COM_D(:,3+9*s);
    YE(s+1,:)=COM_E(:,3+9*s);
end

```

```
%% Comparação direito vs esquerdo
```

```
%Plot:
```

```
fig=figure('position', [0 0 1000 300])
```

```
% plot mean and SD:
```

```
subplot(121)
```

```
spm1d.plot.plot_meanSD(YD, 'color','k');
```

```
hold on
```

```
spm1d.plot.plot_meanSD(YE, 'color','r');
```

```
title('Perna direita (preto) vs. esquerda (vermelho)');
```

```
%Testa normalidade para decidir se faz comparação normal ou não normal
```

```
titulo2="valores de p";
```

```
spm = spm1d.stats.normality.ttest_paired(YD, YE);
```

```
spmi = spm.inference(0.05);
```

```
N = spmi.h0reject(1);
```

```
if N == 1
```

```
    %Non normal - aplica estatística não paramétrica
```

```
    snpm = spm1d.stats.nonparam.ttest_paired(YD, YE);
```

```
    snpmi = snpm.inference(alpha, 'two_tailed', true, 'iterations', iterations);
```

```
    disp(snpmi)
```

```
    % plot SPM results:
```

```
    subplot(122)
```

```
    snpmi.plot();
```

```
    snpmi.plot_threshold_label();
```

```
    snpmi.plot_p_values();
```

```
    title(titulo2);
```

```
else
```

```
    %Normal - aplica estatística paramétrica
```

```
    spm = spm1d.stats.ttest_paired(YD, YE);
```

```
    spmi = spm.inference(alpha, 'two_tailed', true);
```

```
    disp(spmi)
```

```
    % plot SPM results:
```

```
    subplot(122)
```

```
    spmi.plot();
```

```
    spmi.plot_threshold_label();
```

```
    spmi.plot_p_values();
```

```
    title(titulo2);
```

```
end
```

```
%% Fim
```

```
%% Comparação Paretico x direito
```

```
%Plot:
```

```
fig=figure('position', [0 0 1000 300])
```

```
% plot mean and SD:
```

```
subplot(121)
```

```

spm1d.plot.plot_meanSD(YP, 'color','k');
hold on
spm1d.plot.plot_meanSD(YD, 'color','r');
title('Perna paretica (preto) vs. direita (vermelho)');

%Testa normalidade para decidir se faz comparação normal ou não normal
titulo2="valores de p";
spm = spm1d.stats.normality.ttest2(YP, YD);
spmi = spm.inference(0.05);
N = spmi.h0reject(1);
if N == 1
    %Non normal - aplica estatística não paramétrica
    snpm = spm1d.stats.nonparam.ttest2(YP, YD);
    snpmi = snpm.inference(alpha, 'two_tailed', true, 'iterations', iterations);
    disp(snpmi)
    % plot SPM results:
    subplot(122)
    snpmi.plot();
    snpmi.plot_threshold_label();
    snpmi.plot_p_values();
    title(titulo2);
else
    %Normal - aplica estatística paramétrica
    spm = spm1d.stats.ttest2(YP, YD);
    spmi = spm.inference(alpha, 'two_tailed', true);
    disp(spmi)
    % plot SPM results:
    subplot(122)
    spmi.plot();
    spmi.plot_threshold_label();
    spmi.plot_p_values();
    title(titulo2);
end
%% Fim

%% Comparação não paretico vs. direito
%Plot:
fig=figure('position', [0 0 1000 300])
% plot mean and SD:
subplot(121)
spm1d.plot.plot_meanSD(YP, 'color','k');
hold on
spm1d.plot.plot_meanSD(YD, 'color','r');
title('Perna não paretica (preto) vs. direita (vermelho)');

%Testa normalidade para decidir se faz comparação normal ou não normal
titulo2="valores de p";
spm = spm1d.stats.normality.ttest2(YP, YD);

```

```

spmi = spm.inference(0.05);
N = spmi.h0reject(1);
if N == 1
    %Non normal - aplica estatística não paramétrica
    snpm = spm1d.stats.nonparam.ttest2(YNP, YD);
    snpmi = snpm.inference(alpha, 'two_tailed', true, 'iterations', iterations);
    disp(snpmi)
    % plot SPM results:
    subplot(122)
    snpmi.plot();
    snpmi.plot_threshold_label();
    snpmi.plot_p_values();
    title(titulo2);
else
    %Normal - aplica estatística paramétrica
    spm = spm1d.stats.ttest2(YNP, YD);
    spmi = spm.inference(alpha, 'two_tailed', true);
    disp(spmi)
    % plot SPM results:
    subplot(122)
    spmi.plot();
    spmi.plot_threshold_label();
    spmi.plot_p_values();
    title(titulo2);
end
%% Fim
%% Comparação de grupos Brunstron - Lado parético
s=[1,2,6,8,9,11,12,13,14];
for i=1:9
    YP34(i,:)=COM_P(:,3+9*s(i));
    YNP34(i,:)=COM_NP(:,3+9*s(i));
end

s=[3,4,5,7,10,14,15,16];
for i=1:8
    YP56(i,:)=COM_P(:,3+9*s(i));
    YNP56(i,:)=COM_NP(:,3+9*s(i));
end

%% %% Comparação de grupos Brunstron - Lado parético
%Plot:
fig=figure('position', [0 0 1000 300])
% plot mean and SD:
subplot(121)
spm1d.plot.plot_meanSD(YP34, 'color','k');
hold on
spm1d.plot.plot_meanSD(YP56, 'color','r');
title('PARETICO: Brunstron 3-4 (preto) vs. Brunstron 5-6 (vermelho)');

```

```

%Testa normalidade para decidir se faz comparação normal ou não normal
titulo2="valores de p";
spm = spm1d.stats.normality.ttest2(YP34, YP56);
spmi = spm.inference(0.05);
N = spmi.h0reject(1);
if N == 1
    %Non normal - aplica estatística não paramétrica
    snpm = spm1d.stats.nonparam.ttest2(YP34, YP56);
    snpmi = snpm.inference(alpha, 'two_tailed', true, 'iterations', iterations);
    disp(snpmi)
    % plot SPM results:
    subplot(122)
    snpmi.plot();
    snpmi.plot_threshold_label();
    snpmi.plot_p_values();
    title(titulo2);
else
    %Normal - aplica estatística paramétrica
    spm = spm1d.stats.ttest2(YP34, YP56);
    spmi = spm.inference(alpha, 'two_tailed', true);
    disp(spmi)
    % plot SPM results:
    subplot(122)
    spmi.plot();
    spmi.plot_threshold_label();
    spmi.plot_p_values();
    title(titulo2);
end
%% Fim

%% % Comparação de grupos Brunstron - Lado não parético
%Plot:
fig=figure('position', [0 0 1000 300])
% plot mean and SD:
subplot(121)
spm1d.plot.plot_meanSD(YNP34, 'color','k');
hold on
spm1d.plot.plot_meanSD(YNP56, 'color','r');
title('NÃO PARÉTICO: Brunstron 3-4 (preto) vs. Brunstron 5-6 (vermelho)');

%Testa normalidade para decidir se faz comparação normal ou não normal
titulo2="valores de p";
spm = spm1d.stats.normality.ttest2(YNP34, YNP56);
spmi = spm.inference(0.05);
N = spmi.h0reject(1);
if N == 1
    %Non normal - aplica estatística não paramétrica
    snpm = spm1d.stats.nonparam.ttest2(YNP34, YNP56);
    snpmi = snpm.inference(alpha, 'two_tailed', true, 'iterations', iterations);

```

```

disp(snpmi)
% plot SPM results:
subplot(122)
snpmi.plot();
snpmi.plot_threshold_label();
snpmi.plot_p_values();
title(titulo2);
else
%Normal - aplica estadística paramétrica
spm      = spm1d.stats.ttest2(YNP34, YNP56);
spmi     = spm.inference(alpha, 'two_tailed',true);
disp(spmi)
% plot SPM results:
subplot(122)
spmi.plot();
spmi.plot_threshold_label();
spmi.plot_p_values();
title(titulo2);
end
%% Fim

```

8 APÊNDICE B - TABELA

Tabela 4 - Variabilidade do CoM (y) dos pés parético e não parético do grupo AVE e direito do grupo hígidos

	AVE		Hígidos	
	Pé parético	Pé não parético	Pé direito	p value
Mediana (IQR1 - IQR3)	27,70 (15,05 - 35,46)	32,91 (23,38 - 49,75)	7,09 (5,63 - 10,05)	0,01

9 APÊNDICE C – TABELA

Tabela 5 - Variabilidade do CoM (z) dos pés parético e não parético do grupo AVE e direito do grupo hígidos

	AVE		Hígidos	
	Pé parético	Pé não parético	Pé direito	p value
Mediana (IQR1 - IQR3)	1,69 (1,31 - 2,11)	3,34 (2,32 - 5,24)	2,03 (1,58 - 2,27)	0,02

10 APÊNDICE D – TABELA

Tabela 6 - Variabilidade do CoM (y) do pé parético e não parético dos subgrupos da Escala de Brunnstrom e os hígidos

	Pé parético		Pé não parético		Hígidos	p value
	Subgrupos 3/4 de Brunnstrom	Subgrupos 3/4 de Brunnstrom	Subgrupos 3/4 de Brunnstrom	Subgrupos 3/4 de Brunnstrom	Pé direito	
Mediana (IQR1 - IQR3)	28,50 (15,05 – 35,46)	26,06 (14,55 – 36,65)	40,11 (23,25 – 61,79)	30,53 (22,49 – 43,27)	7,09 (5,63 – 10,05)	0,03 / 0,01

11APÊNDICE E – TABELA

Tabela 7 - Variabilidade do CoM (z) do pé parético e não parético dos subgrupos da Escala de Brunnstrom e os hígidos

	Pé parético		Pé não parético		Hígidos	p value
	Subgrupos 3/4 de Brunnstrom	Subgrupos 3/4 de Brunnstrom	Subgrupos 3/4 de Brunnstrom	Subgrupos 3/4 de Brunnstrom	Pé direito	
Mediana (IQR1 - IQR3)	1,51 (1,19 – 2,02)	1,83 (1,56 – 2,26)	3,57 (2,78 – 6,02)	2,73 (2,02 – 4,07)	2,03 (1,58 – 2,27)	0,93 / 0,01