

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
ESCOLA POLITÉCNICA**

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE

GISELE FRANCINI DEVETAK CASAROTTI

**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
NOVEMBRO DE 2020**

GISELE FRANCINI DEVETAK CASAROTTI

ANÁLISE DAS SINERGIAS CINEMÁTICAS ATUANTES NO CONTROLE DO CENTRO DE MASSA DURANTE A MARCHA PÓS ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL POR MEIO DA ABORDAGEM *UNCONTROLLED MANIFOLD*.

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde, da Escola Politécnica, da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do título de “Doutor em Tecnologia em Saúde” – Linha de Pesquisa: Bioengenharia.

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

**CURITIBA
NOVEMBRO DE 2020**

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central

C335a
2020 Casarotti, Gisele Francini Devetak
Análise das sinergias cinemáticas atuantes no controle do centro de massa durante a marcha pós acidente vascular cerebral por meio da abordagem *uncontrolled manifold* / Gisele Francini Devetak Casarotti ; orientadora: Elisangela Ferretti Manffra. – 2020.
163 f. : il. ; 30 cm

Tese (doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2020
Bibliografia: 124-134

1. Tecnologia médica. 2. Acidente vascular cerebral. 3. Movimento.
4. Marcha. I. Manffra, Elisangela Ferretti. II. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. III. Título

CDD 20. ed. – 610.28

Bibliotecária: Luci Eduarda Wielganczuk – CRB 1118/9



ESCOLA
POLITÉCNICA

Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

TERMO DE APROVAÇÃO DE TESE Nº 016

A Tese de Doutorado intitulada “**Análise das sinergias cinemáticas atuantes no controle do centro de massa durante a marcha pós acidente vascular cerebral por meio da abordagem Uncontrolled Manifold**” defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Gisele Francini Devetak Casarotti** no dia **25 de novembro de 2020**, foi julgada para a obtenção do título de Doutor 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 – Orientador e Presidente – PUCPR

Prof. Dr. Eduardo Mendonça Scheeren - PUCPR

Prof. Dr. Guilherme Nunes Nogueira Neto - PUCPR

Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli - UNINOVE

Prof. Dr. Vera Lúcia Israel - UFPR

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, 13 de janeiro de 2021.

Prof. Dr. Percy Nohama,
Coordenador do PPGTS PUCPR

Para Oswaldo Casarotti Junior,
que esteve incondicionalmente ao meu lado.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me dar a vida! Por me permitir chegar até este dia, me fazer forte na medida certa e me conceder um coração para amar, algumas lágrimas e muitos sorrisos ao longo dessa jornada. Deus colocou no meu caminho as pessoas certas, no momento oportuno e me deu discernimento para fazer escolhas. Agradeço, principalmente, por ter colocado luz em forma de vida ao meu lado e dentro de mim. Foi de onde veio toda a força que precisei para chegar até aqui. Obrigada, Pai!

Ao meu esposo, Oswaldo Casarotti Junior, por todo o companheirismo, paciência e abdicção. Você, meu amor, é a melhor pessoa que eu já conheci! Foi a certeza de que você estava do outro lado da porta, que me permitiu seguir em frente nos momentos mais desafiadores. Obrigada por estar sempre *“tão perto que a tua mão no meu peito é minha, tão perto que os teus olhos se fecham com meu sono”*.

À minha pequena Helena Devetak Casarotti, que dormiu ao som de teclas de computador, sorriu ao ouvir *“pipeline ended”* infinitas vezes, perseguiu o *stick man* com seus olhinhos curiosos pela tela do *Nexus*, rabiscou muitos modelos geométricos e se divertiu em todos os longos passeios pelo campus da PUCPR. Obrigada por dar um novo sentido à minha vida. Você é minha luz, filha!

À minha mãe Irani de Oliveira Devetak e meu pai João Batista Devetak, por permitirem que eu alçasse voo para longe do nosso ninho e por estarem lá de longe aplaudindo cada passo meu. Amo vocês e sinto uma saudade imensa!

À orientadora desse trabalho, Prof.^a Elisangela Ferretti Manffra, por ter caminhado comigo ao longo de vários anos. Algumas vezes mais de perto, outras, mais distante, conforme seu julgamento de formadora. Suas lições contribuíram para a minha formação como pesquisadora e como pessoa. Agradeço, ainda, pela isenção de mensalidade vinculada a um de seus projetos de pesquisa. Muito obrigada pela sua generosidade. Espero que como sua primeira aluna de doutorado, possa lhe trazer a sorte de orientar pesquisas e pessoas cada vez melhores.

A Roberta Castilhos Detânico Bohrer, Carla Daniele Pacheco Rinaldin, Tatiane Caroline Boumer e Ana Paula Cunha Loureiro. Cada uma de vocês teve papel fundamental em minha trajetória. Obrigada por todo o apoio, por toda a ajuda e, principalmente, pela honra de poder chamá-las de AMIGAS.

A Maira Ranciaro, pela valiosa ajuda em um momento crítico dessa caminhada. Tão rapidamente você se tornou uma parte fundamental da minha história acadêmica. Obrigada pelas madrugadas de escrita de código, pelas noites de longos esclarecimentos e por toda a paciência em *so-le-trar* o mesmo comando repetidas vezes. Você me surpreendeu com o seu coração gigante!

A Adriana Lequain, que com seu trabalho em *coaching*, me ajudou a ter equilíbrio emocional, despertou a minha consciência adormecida e mudou o meu conceito sobre culpa e merecimento. Obrigada por me mostrar infinitas possibilidades de crescimento e por me lembrar que “eu estou no comando da minha vida”!

Aos companheiros do grupo de pesquisa. Agradeço cada sugestão, cada palavra de incentivo e cada pensamento positivo, principalmente nessa etapa final. Minha jornada teria sido menos solitária se todos vocês tivessem chegado antes! Meu carinho especial para Adson Renato Rodrigues Busnello (meu fiel escudeiro), Gabrielly Marques Moreira, Nicolay Dominic Scrok e Rafael Lucio da Silva. Estarei sempre torcendo por todos! *Que a força esteja com vocês!*

Ao Prof. Percy Nohama, atual coordenador do PPGTS e meu companheiro em Honolulu - Hawaii, por sua gentileza, suas poéticas palavras e seus sábios conselhos. Meu respeito e minha admiração ao senhor.

Aos membros do PPGTS, por contribuírem com minha formação. Agradeço pelos ensinamentos transmitidos dentro e fora da sala de aula, em especial Prof.^a Márcia Regina Cubas, Prof.^a Déborah Ribeiro Carvalho e Prof. Eduardo Mendonça Scheeren, mestres com uma forma peculiar de ensinar e de lidar com as pessoas. Vocês são modelos para se espelhar. Meu agradecimento e reconhecimento à Ana Cláudia Kampa, secretária do PPGTS, por sua competência, solicitude e gentileza. Seu papel é parte fundamental no sucesso do programa e de seus discentes.

Aos membros da banca avaliadora, Prof.^a Vera Lucia Israel, Prof. Paulo Roberto Garcia Lucareli, Prof. Guilherme Nunes Nogueira Neto e Prof. Eduardo Mendonça Scheeren. Sou grata pelo direcionamento desse trabalho desde uma fase muito precoce até sua finalização. Cada correção, sugestão e questionamento foram fundamentais para a construção dessa Tese e para a formação do “meu todo”. Muito Obrigada!

À Pontifícia Universidade Católica do Paraná pela isenção de mensalidade, sem a qual eu não poderia ter realizado o processo de doutoramento. Comemoro agora o encerramento de um ciclo de vários anos, agradeço cada oportunidade de aprendizado e crescimento.

Sou grata pelos amigos que fiz ao longo desses anos na universidade e por aqueles que consegui cultivar também fora do ambiente acadêmico, mesmo passando por alguns momentos de total indisponibilidade social. Não posso deixar de agradecer, ainda, todo o apoio e incentivo que recebi dos amigos do Hospital de Clínicas.

Por fim, agradeço aos voluntários do estudo, que gentilmente compareceram às avaliações, dividiram sua história de vida conosco e foram pacientes e altruístas sem nenhuma expectativa de recompensa. Espero ser capaz de retribuir com o meu trabalho, mesmo que não a vocês diretamente. Cada paciente que tenho a oportunidade de tocar, recebe uma parte do aprendizado que os senhores me permitiram adquirir. Almejo que seja sempre assim e cada vez mais.

Com cada um de vocês compartilho a felicidade desse momento!

“São os passos que fazem os caminhos.”

(Mario Quintana)

RESUMO

DEVETAK, Gisele Francini Casarotti. **Análise das sinergias cinemáticas atuantes no controle do centro de massa durante a marcha pós acidente vascular cerebral por meio da abordagem *Uncontrolled Manifold***. 164 fls. Tese de Doutorado - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba-PR, 2020.

Considerando a complexidade da marcha humana e sua importância para a independência e funcionalidade, especialmente diante de alterações neurológicas, como ocorre após um acidente vascular cerebral (AVC), este estudo propôs analisar o controle do centro de massa (CoM) como uma variável prioritária durante a marcha hemiparética pós-AVC, adotando a fase de apoio simples como tarefa específica e os ângulos articulares de quadril, joelho, tornozelo e pé como os elementos motores responsáveis pela estabilização do CoM no plano sagital. Este é um estudo exploratório, inserido na linha de pesquisa de bioengenharia, relacionado ao tema de modelagem e análise biomecânica da motricidade humana. A análise de sinergias cinemáticas estabilizadoras do CoM durante a marcha pós-AVC foi fundamentada no paradigma da abordagem *Uncontrolled Manifold* (UCM). Este método matemático propõe analisar o controle motor por meio da identificação de mecanismos que atuam na estabilização de variáveis prioritárias controladas pelo sistema nervoso central e que determinam o sucesso de uma dada tarefa. Dezesete voluntários com AVC (60.2 ± 8.9 anos) e onze hígidos (59.6 ± 4.9 anos) foram submetidos à avaliação cinemática da marcha, realizada por meio do sistema Vicon de análise do movimento. Um modelo geométrico simplificado foi utilizado para relacionar a variabilidade dos ângulos articulares do membro inferior a mudanças na trajetória do CoM. Conforme proposto na abordagem UCM, dois componentes de variabilidade foram calculados: V_{UCM} representa a variabilidade que não altera a trajetória do CoM, enquanto V_{ORT} é a variabilidade que desencadeia alterações nessa trajetória. A partir desses componentes, o índice de sinergia (Δs) foi determinado. Essas três variáveis foram analisadas em distintos experimentos exploratórios que envolveram a comparação entre lado direito (D) e esquerdo (E) no grupo hígido, lado parético e não parético no grupo AVC, e a comparação entre grupos. Também foi realizada a comparação entre voluntários com hemiparesia D e E, a investigação da consistência das variáveis entre dias no grupo AVC e do número ideal de passos necessários para os cálculos nos dois grupos. No grupo hígido, não foram identificadas diferenças entre lado D e E, confirmando a simetria esperada para essa população. No grupo AVC, o lado parético apresentou valores mais elevados de Δs quando comparado com os valores do lado não parético. Não houve diferença significativa entre hemiparesia D e E. Uma alta consistência das variáveis foi encontrada, com valores de r acima de 0,8 entre os dias. Um número mínimo de 20 passos é necessário para a realização dos cálculos nos dois grupos. A análise visual das curvas de Δs revelou que os participantes com pior nível de recuperação motora pós-AVC têm uma tendência a não reduzir a força das sinergias ao final da fase de apoio simples, como ocorre em pessoas hígidas. Tal comportamento foi associado à ausência de ajustes antecipatórios ao final da tarefa. A exploração dos resultados da abordagem UCM revelou diferenças no perfil temporal de recrutamento das sinergias entre os grupos e a potencial aplicabilidade do método para quantificar o nível de recuperação motora em pessoas com AVC.

Palavras – chave: Movimento; Sinergias; Cinemática; AVC; Marcha; Centro de massa.

ABSTRACT

DEVETAK, Gisele Francini. **Analysis of kinematic synergies that control the center of mass during post-stroke gait using the Uncontrolled Manifold approach.** 164 pg. Doctoral Thesis - Graduate Program in Health Technology, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba-PR, 2020.

Considering the complexity of human gait and its importance for independence and functionality, especially in the face of neurological damages, as occurs after a stroke, this study proposed to analyze the control of the center of mass (CoM) as a priority variable during the post-stroke hemiparetic gait, adopting the single support phase as a specific task and the joint angles of hip, knee, ankle and foot as the motor elements responsible for stabilizing the CoM in the sagittal plane. This is an exploratory study, inserted in the bioengineering research line, related to biomechanical modeling and analysis of human motricity. The analysis of kinematic synergies that stabilizing CoM during the post-stroke gait was based on the paradigm of the Uncontrolled Manifold (UCM) approach. This mathematical method proposes to analyze motor control from the identification of mechanisms that act in the stabilization of priority variables controlled by the central nervous system and that determine the success of a given task. Seventeen stroke subjects (60.2 ± 8.9 years) and eleven healthy (59.6 ± 4.9 years) underwent kinematic gait assessment, performed using the Vicon movement analysis system. A simplified geometric model was used to relate the variability of lower limb joint angles to changes in the CoM trajectory. As proposed in the UCM approach, two components of variability were calculated: V_{UCM} represents the variability that does not change the CoM trajectory, while V_{ORT} is the variability that leads to changes in this trajectory. From these components, the synergy index (Δs) was determined. These three variables were analyzed in different exploratory experiments to compare the right (R) and left (L) side in the healthy group, paretic and non-paretic side in the stroke group, and between groups differences. A comparison was also made between R and L Hemiparetic subjects, the investigation of the variable's consistency between days in the stroke group, and the ideal number of steps required for calculations in both groups. In the healthy group, there were no differences between R and L sides, confirming the expected symmetry for this population. In the stroke group, the paretic side showed higher values of Δs when compared to the non-paretic side. There was no significant difference between R and L hemiparesis. High variables consistency was found, with r values above 0.8 between days. A minimum of 20 steps are required to perform the calculations in both groups. Visual analysis of Δs curves revealed that participants with the worst level of motor recovery after stroke tend to not reduce the synergies strength at the end of the single support phase, as occurs in healthy people. This behavior was associated with the absence of anticipatory adjustments at the end of the task. The exploration of the UCM approach results shows differences in the timing profile of recruiting synergies between groups and the potential applicability of this method to quantify the motor recovery level in post-stroke subjects.

Key words: Movement; Synergies; Kinematic; Stroke; Gait, Center of mass.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Exemplo simplificado de covariação entre duas variáveis elementares.....	35
Figura 2 - Imagem ilustrativa dos ajustes sinérgicos antecipatórios.....	39
Figura 3 - Número de publicações sobre abordagem <i>Uncontrolled Manifold</i> indexadas na base <i>Pubmed</i> desde 1999.	40
Figura 4 – Imagem representativa do posicionamento das câmeras no <i>Set up</i> experimental.....	56
Figura 5 - Representação visual da captura de imagem de um mesmo marcador por duas câmeras.....	56
Figura 6 - Modelo de colocação dos marcadores - <i>Plug-in-Gait Sacro</i>	57
Figura 7 - Modelo tridimensional de sete segmentos.	58
Figura 8 - Imagem ilustrativa da identificação dos eventos da marcha.	59
Figura 9 - Imagem ilustrativa do ponto representativo do CoM.....	60
Figura 10 - Imagem ilustrativa dos gráficos gerados para inspeção visual.	61
Figura 11 - Modelo geométrico simplificado.	62
Figura 12 - Representação gráfica das variáveis calculadas ponto a ponto ao longo da fase de apoio simples.....	68
Figura 13 - Curvas de V_{UCM} obtidas a partir dos 4 conjuntos numéricos de passos.	72
Figura 14 - Comparação entre V_{UCM} e V_{ORT} para confirmação da hipótese UCM no grupo AVC.....	77
Figura 15 - Comparação entre V_{UCM} e V_{ORT} para confirmação da hipótese UCM no grupo Hígido.....	78
Figura 16 – Valores de r obtidos quando as curvas do conjunto 4 foram correlacionadas com as curvas dos demais conjuntos no grupo AVC.....	80
Figura 17 – Valores de r obtidos quando as curvas do conjunto 4 foram correlacionadas com os demais conjuntos no grupo Hígido.	81
Figura 18 - Valores de V_{UCM} e V_{ORT} obtidos para o membro inferior parético e membro inferior não parético.....	82
Figura 19 - Valores de Δs obtidos para o membro inferior parético e membro inferior não parético.....	82
Figura 20 – Curvas de V_{UCM} referentes ao membro inferior parético (A) e membro inferior não parético (B).....	83

Figura 21 - Curvas de V_ORT referentes ao membro inferior parético (A) e membro inferior não parético (B).....	84
Figura 22 - Curvas de Δs referentes ao membro inferior parético e membro inferior não parético.....	85
Figura 23 - Valores de V_UCM e V_ORT obtidos para o membro inferior direito e membro inferior esquerdo.	85
Figura 24 - Valores de Δs obtidos para o membro inferior direito e membro inferior esquerdo.	86
Figura 25 – Curvas de V_UCM referentes ao membro inferior direito (A) e membro inferior esquerdo (B).....	87
Figura 26 - Curvas de V_ORT referentes ao membro inferior direito (A) e membro inferior esquerdo (B).....	88
Figura 27 - Curvas de Δs referentes ao membro inferior direito e membro inferior esquerdo.	89
Figura 28 - Valores de V_UCM e V_ORT referentes ao membro inferior direito e membro inferior parético.....	90
Figura 29 - Valores de Δs referentes ao membro inferior direito e membro inferior parético.	90
Figura 30 - Valores de V_UCM e V_ORT referentes ao membro inferior direito e membro inferior não parético.....	91
Figura 31 - Valores de Δs referentes ao membro inferior direito e membro inferior não parético.....	91
Figura 32 - Valores de V_UCM obtidos na avaliação 1 e 2 para membro inferior parético e membro inferior não parético.....	92
Figura 33 - Valores de V_ORT obtidos na avaliação 1 e 2 para membro inferior parético e membro inferior não parético.....	92
Figura 34 - Valores de Δs obtidos na avaliação 1 e 2 para membro inferior parético e membro inferior não parético.....	93
Figura 35 - Valores de r obtidos na análise de correlação das variáveis V_UCM, V_ORT e Δs no grupo AVC.....	94
Figura 36 - Valores de V_UCM e V_ORT referentes ao membro inferior parético nos grupos com hemiparesia direita (Hemi D) e hemiparesia esquerda (Hemi E).....	95
Figura 37 - Valores de V_UCM e V_ORT referentes ao membro inferior não parético nos grupos com hemiparesia direita (Hemi D) e hemiparesia esquerda (Hemi E). ...	95

Figura 38 - Valores de Δs referentes aos membros inferiores parético e não parético nos grupos com hemiparesia direita (Hemi D) e hemiparesia esquerda (Hemi E). ...	96
Figura 39 - Valores de V_{UCM} obtidos para membro inferior parético e membro inferior não parético nos subgrupos B_3/4 e B_5/6.....	97
Figura 40 - Valores de V_{ORT} obtidos para membro inferior parético e membro inferior não parético nos subgrupos B_3/4 e B_5/6.....	97
Figura 41 - Valores de Δs obtidos para membro inferior parético e membro inferior não parético subgrupos B_3/4 e B_5/6.	98
Figura 42 – Curvas de Δs ao longo da fase de apoio simples do membro inferior parético para os subgrupos B_3/4 (A) e B_5/6 (B).....	99
Figura 43 – Curvas de Δs ao longo da fase de apoio simples do membro inferior não parético para os subgrupos B_3/4 (A) e B_5/6 (B).....	100
Figura 44 – Média das curvas de Δs ao longo da fase de apoio simples do membro inferior parético e membro inferior não parético obtidas para os subgrupos B_3/4 e B_5/6.....	101

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características gerais da amostra.....	48
Tabela 2 - Características individuais do grupo Hígido	48
Tabela 3 - Características individuais do grupo AVC.	49
Tabela 4 - Características clínicas do grupo AVC.....	50
Tabela 5 - Características gerais da amostra do experimento I.	72
Tabela 6 - Características da amostra do experimento IV.	74
Tabela 7 - Características da amostra conforme lado da hemiparesia	75
Tabela 8 - Características dos participantes conforme nível de recuperação motora.	76
Tabela 9 - Valores de p referentes às comparações dos diferentes conjuntos de passos inseridos nos cálculos das variáveis de interesse.....	79

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ASA	Ajustes Sinérgicos Antecipatórios
AVC	Acidente Vascular Cerebral
CoM	Centro de Massa
Cos	Cosseno
GL	Graus de liberdade
<i>J</i>	Jacobiano
LaMH	Laboratório de Motricidade Humana
m	metros
MID	Membro Inferior Direito
MIE	Membro Inferior Esquerdo
MINP	Membro Inferior Não Parético
MIP	Membro Inferior Parético
s	segundos
<i>Sen</i>	Seno
SNC	Sistema Nervoso Central
TUG	<i>Timed Up and Go</i> Teste
UCM	<i>Uncontrolled Manifold</i>
V_ORT	Variabilidade ortogonal ao subespaço UCM
V_UCM	Variabilidade paralela ao subespaço UCM
Δs	Índice de sinergia

SUMÁRIO

ESTRUTURA DA TESE	18
1 INTRODUÇÃO	19
1.1 OBJETIVO GERAL.....	26
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	26
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	27
2.1 CARACTERÍSTICAS DA MARCHA HEMIPARÉTICA PÓS-AVC.....	27
2.2 PRINCÍPIO DA ABUNDÂNCIA MOTORA E CONCEITO DE SINERGIAS...30	
2.3 ABORDAGEM <i>UNCONTROLLED MANIFOLD</i> (UCM).....	33
2.4 AJUSTES SINÉRGICOS ANTECIPATÓRIOS	37
3 ESTADO DA ARTE.....	40
4 MÉTODO	46
4.1 APROVAÇÃO ÉTICA E LOCAL DA PESQUISA	46
4.2 POPULAÇÃO	46
4.2.1 Critérios de elegibilidade para os participantes com AVC:	47
4.2.2 Critérios de elegibilidade para os participantes Hígidos:	47
4.2.3 Detalhamento da amostra	48
4.3 DESCRIÇÃO DOS PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS	51
4.4 DETALHAMENTO DAS AVALIAÇÕES	52
4.4.1 Escala de Recuperação Motora de <i>Brunnstrom</i>	52
4.4.2 Avaliação do grau de espasticidade muscular.....	53
4.4.3 Avaliação da propriocepção consciente	54
4.4.4 Análise Cinemática da Marcha	54
4.4.5 <i>Timed Up and Go Test</i> (TUG)	55
4.5 INSTRUMENTAÇÃO E CONFIGURAÇÃO DO <i>SET UP</i> EXPERIMENTAL..55	
4.6 PROCESSAMENTO DOS SINAIS CINEMÁTICOS.....	58
4.7 DETALHAMENTO DOS CÁLCULOS DA ANÁLISE UCM	61
4.8 ANÁLISE DOS DADOS	67
4.8.1 Detalhamento das variáveis do estudo.....	67
4.9 DESCRIÇÃO DAS DIFERENTES ANÁLISES REALIZADAS.....	68
4.9.1 Verificação da Hipótese UCM.....	70

4.9.2	Método para avaliação do impacto do número de passos incluídos nos cálculos	70
4.9.3	Método para comparação entre membros no grupo AVC e grupo Hígido	72
4.9.4	Método para comparação entre grupo AVC e grupo Hígido	73
4.9.5	Método para investigação da repetibilidade das variáveis no grupo AVC	74
4.9.6	Método para comparação entre participantes com hemiparesia Direita e Esquerda.....	74
4.9.7	Método para comparação entre participantes com melhor e pior recuperação motora	75
5	RESULTADOS	77
5.1	CONFIRMAÇÃO DA HIPÓTESE <i>UNCONTROLLED MANIFOLD</i>	77
5.2	RESULTADOS DOS EXPERIMENTOS REALIZADOS PARA CUMPRIMENTO DOS OBJETIVOS ESPECÍFICOS DO ESTUDO	78
5.2.1	Avaliação do impacto do número de passos incluídos nos cálculos	78
5.2.2	Comparação entre membros no grupo AVC e no grupo Hígido	81
5.2.3	Comparação entre grupo AVC e grupo Hígido	89
5.2.4	Investigação da repetibilidade das variáveis no grupo AVC	91
5.2.5	Comparação entre participantes com hemiparesia direita e esquerda	94
5.2.6	Comparação entre participantes com melhor e pior recuperação motora	96
5.3	PRODUÇÕES CIENTÍFICAS VINCULADAS AO PROJETO	101
6	DISCUSSÃO	103
6.1	CONFIRMAÇÃO DA HIPÓTESE <i>UNCONTROLLED MANIFOLD</i>	103
6.2	IMPACTO DO NÚMERO DE PASSOS INCLUÍDOS NOS CÁLCULOS.....	105
6.3	COMPARAÇÃO ENTRE MEMBROS NO GRUPO AVC E NO GRUPO HÍGIDO	107
6.4	COMPARAÇÃO ENTRE GRUPO AVC E GRUPO HÍGIDO	109
6.5	REPETIBILIDADE DAS VARIÁVEIS NO GRUPO AVC	112
6.6	COMPARAÇÃO ENTRE PARTICIPANTES COM HEMIPARESIA DIREITA E ESQUERDA	113
6.7	COMPARAÇÃO ENTRE PARTICIPANTES COM MELHOR E PIOR RECUPERAÇÃO MOTORA.....	114
6.8	IMPACTO CLÍNICO DO PRESENTE ESTUDO	116
6.9	LIMITAÇÕES DO ESTUDO E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	118

7	CONCLUSÃO.....	122
	REFERÊNCIAS.....	124

ESTRUTURA DA TESE

Esta Tese de Doutorado foi estruturada em sete capítulos. O primeiro é dedicado à introdução geral, com uma breve contextualização e a justificativa que norteiam o presente estudo. Esse capítulo tem seu fechamento com a apresentação do objetivo geral e objetivos específicos.

O capítulo II apresenta a fundamentação teórica, onde são descritos os conceitos e temas imprescindíveis para a compreensão dos objetivos e da metodologia do estudo. Esse capítulo subdivide-se em: Características da Marcha Hemiparética pós-AVC; Princípio da Abundância Motora e Conceito de Sinergias; Abordagem *Uncontrolled Manifold* (UCM) - método matemático utilizado para analisar o controle motor durante a marcha; e Ajustes Sinérgicos Antecipatórios.

O capítulo III trata do estado da arte em relação aos estudos realizados com base na abordagem UCM. São apresentados experimentos recentes que fizeram uso dessa abordagem em diferentes tarefas e populações, com ênfase naqueles cujos resultados se relacionam com o tema de interesse dessa tese.

O capítulo IV é dedicado à apresentação do percurso metodológico do estudo, subdividido de acordo com os diferentes experimentos conduzidos sobre os dados para contemplar cada um dos objetivos específicos propostos. Os resultados desses experimentos são apresentados separadamente no capítulo V, que busca ligar cada análise reportada ao objetivo de referência. Nesse capítulo também são elencadas as produções científicas vinculadas ao projeto desde o ano de 2016.

No capítulo VI é apresentada a discussão dos experimentos realizados, cuja sequência foi estruturada buscando demonstrar a importância de cada experimento na construção e aprimoramento da presente tese. As potencialidades da abordagem UCM são discutidas nesse capítulo, que traz também uma explanação a respeito das possíveis implicações clínicas desta pesquisa e culmina com um subtópico sobre as limitações do estudo e direcionamentos para pesquisas futuras.

Por fim, o capítulo VII traz as conclusões oriundas dos diferentes experimentos conduzidos no estudo.

1 INTRODUÇÃO

A cada ano ocorrem milhões de novos casos de Acidente Vascular Cerebral (AVC)¹ no mundo. Estima-se que uma em cada quatro pessoas terá um AVC ao longo da vida (GORELICK, 2019). A incidência dessa doença tem aumentado entre jovens e adultos, especialmente nos países em desenvolvimento (KATAN; LUFT, 2018), como é o caso do Brasil. O AVC compõe uma das principais causas de incapacidade em longo prazo (GORELICK, 2019) e, em uma perspectiva biopsicossocial, as alterações de marcha estão entre os déficits de maior impacto sobre a qualidade de vida dessa população (ALGURÉN et al., 2012).

De fato, as alterações sensoriais e motoras ocasionados por um AVC podem comprometer significativamente a performance da marcha (BELDA-LOIS et al., 2011), desencadeando um perfil característico de deambulação, cujas principais alterações incluem redução da velocidade (CARMO et al., 2012; CHEN et al., 2003), variações das amplitudes articulares dos membros inferiores, (KIM et al., 2016; STANHOPE et al., 2014) e assimetrias, tanto na descarga de peso (HSIAO et al., 2017), quanto entre as fases de apoio e balanço de cada membro inferior (AN et al., 2017; CARMO et al., 2012), com indicativos de assimetrias mais acentuadas e maior déficit de controle postural em pacientes com hemiparesia esquerda (CHEN; NOVAK; MANOR, 2014; FERNANDES et al., 2017).

As observações cinemáticas durante a marcha hemiparética pós-AVC evidenciam trajetórias angulares com comportamentos atípicos nos dois membros inferiores (CHEN et al., 2003; DEVETAK et al., 2016; KIM et al., 2016), justificados não só pelas alterações sensório-motoras identificadas, mas também pelas estratégias de compensação que precisam ser adotadas durante a execução dos movimentos (SCHMID et al., 2013; STANHOPE et al., 2014). A manutenção do equilíbrio durante tarefas dinâmicas tende a ser um desafio constante, e o risco de quedas é alto mesmo após o processo de reabilitação (MACKINTOSH et al., 2005), independentemente da fase pós-AVC em que o paciente se encontra

¹ AVC: nomenclatura aprovada pela Assembleia Geral da Sociedade Brasileira de Doenças Cerebrovasculares (SBDCV) durante o Congresso Brasileiro de Neurologia de 1996, com decisão ratificada em 2008, em reunião extraordinária da SBDCV, na elaboração do 2º Consenso do Tratamento da Fase Aguda do AVC (GAGLIARDI, 2010). Termo adotado e aceito como linguagem única da literatura científica, conforme a versão do Descritores em Ciências da Saúde (DeCS/MeSH 2020) - busca atualizada em novembro de 2020.

(WEERDESTEYN et al., 2008) e principalmente para aqueles com comprometimentos motores mais severos (AN et al., 2017). Considera-se que a marcha é a tarefa motora que mais expõe essa população ao risco de quedas (BAETENS et al., 2011; HYNDMAN; ASHBURN; STACK, 2002).

Uma marcha segura requer a capacidade de controlar apropriadamente o centro de massa (CoM) e reposicioná-lo, particularmente diante de situações imprevistas (WEERDESTEYN et al., 2008; WINTER, 1989). Em pessoas com AVC, os padrões cinemáticos de comportamento do CoM podem ser indicadores da estabilidade corporal durante a marcha (SCHEPERS et al., 2009) e também da recuperação da mobilidade nessa população (HAK et al., 2013; KAO et al., 2014). Sendo que alterações foram observadas no comportamento do CoM, sobretudo durante a fase de apoio simples do membro inferior parético (DO CARMO; KLEINER; BARROS, 2015).

O processo de deambulação é “automatizado” ao longo do desenvolvimento humano e demanda uma atenção mínima do sistema nervoso central (SNC) (CLARK, 2015). Entretanto, essa tarefa motora é amplamente complexa e envolve a interação de atividades neurais e ações mecânicas, o que inclui o controle ativo de muitas articulações (GRUBEN; BOEHM, 2012), bem como a coordenação simultânea entre lado direito e esquerdo (SHEMMELL et al., 2007), abrangendo um largo conjunto de graus de liberdade. Todavia, na presença de déficits neurológicos, o padrão de marcha dos pacientes perde parte de automaticidade (CLARK, 2015), 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 membros inferiores (HAYES CRUZ; DHAHER, 2008; SÁNCHEZ et al., 2017), o que reduz a qualidade dos movimentos e influencia diretamente o processo de deambulação.

Do ponto de vista proposto por teorias contemporâneas de controle motor, o número elevado de graus de liberdade disponíveis para qualquer tarefa, também chamado de abundância motora, é um atributo positivo do comportamento motor humano, que permite a produção de movimentos seguros, coordenados e estáveis (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2007). Durante a marcha, por exemplo, o SNC dispõe de um grande número de ângulos articulares dos membros inferiores para projetar o corpo à frente e controlar sua posição no espaço. 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). Contudo, é importante ressaltar que o comportamento cinemático depende dos torques articulares, que são produto da ativação de diversos músculos e, desse modo, entende-se que a abundância motora se faz presente nos vários níveis do sistema efetor (LATASH, 2012).

Experimentos realizados na última década têm analisado as estratégias de coordenação dos muitos graus de liberdade disponíveis para o SNC em diferentes tarefas motoras e envolvendo distintos elementos do sistema efetor (ANAN et al., 2017; GERA; FREITAS; SCHOLZ, 2016; KANG; CAURAUGH, 2017; PARK; SCHÖNER; SCHOLZ, 2012; ROSENBLATT et al., 2015; SUENAGA; HASHIZUME; NISHII, 2013; TILLMAN; AMBIKE, 2018; YAMAGATA et al., 2019). Esses estudos utilizaram conceitos e ferramentas oriundos de teorias do controle motor (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2002; SCHOLZ; SCHÖNER, 1999) para testar a suposição de que conjuntos de “variáveis redundantes” (variáveis elementares) são coordenados de forma a diminuir a variabilidade de “variáveis importantes” para a execução do movimento. Essas últimas, chamadas também de variáveis de desempenho. O mecanismo neurofisiológico que garante a estabilidade da tarefa tem sido chamado de “sinergia” que, nesse cenário, é definida como um mecanismo neural que garante covariação entre os muitos elementos do sistema efetor com o objetivo de estabilizar variáveis de maior relevância para o sucesso da tarefa (LATASH et al., 2010; LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2007).

Nesse contexto, a hipótese “*Uncontrolled Manifold*” (UCM) foi proposta por Scholz e Schöner através de uma abordagem matemática capaz de avaliar quantitativamente o comportamento cooperativo entre os muitos graus de liberdade durante tarefas específicas (SCHOLZ; SCHÖNER, 1999). Essa abordagem permite verificar a existência ou não de sinergias que estabilizam uma variável de desempenho previamente determinada, bem como quantificar o grau de estabilidade promovido por essas sinergias (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2002). Isso é possível por meio de cálculos e de representações numéricas da variabilidade existente por grau de liberdade envolvido na tarefa motora. A forma como essa

variabilidade é estruturada ao longo de várias repetições da tarefa, confirma se o SNC está agindo para estabilizar a variável de desempenho em questão.

Cabe ressaltar, no entanto, que a proposição de uma variável de desempenho não é algo trivial ou aleatório, uma vez que nem sempre se conhece exatamente qual é a variável mais relevante para o SNC e isso pode não ser tão óbvio (LATASH et al., 2010). Uma forma de enfrentar esse desafio é levantar hipóteses sobre qual variável poderia ser prioritária para o SNC durante uma tarefa específica, criando assim uma questão experimental explícita. Essa proposição deve ser elaborada a partir do conhecimento fisiológico e biomecânico da tarefa motora, bem como dos elementos com ela relacionados.

No caso da tarefa de marcha em pessoas com AVC, distintos parâmetros baseados no CoM têm sido utilizados para investigar as estratégias de controle postural dinâmico (DEVETAK et al., 2019). Nesse cenário, um experimento pioneiro relacionou a variabilidade da trajetória do CoM à variabilidade dos ângulos articulares do membro inferior parético, utilizando a abordagem UCM e considerando as diferentes combinações angulares durante a marcha de um único paciente com hemiparesia esquerda (PAPI; ROWE; POMEROY, 2015). Os autores descreveram que, apesar da alta variabilidade na cinemática articular, a posição do CoM se manteve estável. Assim, nessa análise singular, pareceu plausível que, ao longo da fase de apoio da marcha (tarefa específica), mecanismos neurais (sinergias) garantiram a estabilização da trajetória do CoM (variável de desempenho) por meio da covariação dos ângulos articulares (variáveis elementares) do membro inferior analisado. No entanto, a fase de duplo suporte estava incluída nessa análise sem que os segmentos bilaterais fossem considerados nos cálculos, o que pode não representar o real controle motor da variável de desempenho proposta em função das variáveis elementares envolvidas.

A posição do CoM também foi identificada como a variável de desempenho durante a marcha em esteira para pessoas híginas (ROSENBLATT; HURT, 2019; VERREL; LÖVDÉN; LINDENBERGER, 2010; VITO et al., 2018) e pré-adolescentes com síndrome de Down (BLACK et al., 2007). A hipótese de que o SNC prioriza o controle e a estabilização dessa variável em relação a variáveis como largura e comprimento do passo (VERREL; LÖVDÉN; LINDENBERGER, 2010), ou aos movimentos da cabeça (BLACK et al., 2007), também foi testada e confirmada.

A pressuposição de que existem sinergias cinemáticas estabilizadoras da trajetória de um ponto de referência prioritário durante a marcha é inspiradora no âmbito dos estudos de controle motor, com vistas a ampliar o conhecimento sobre as estratégias adotadas pelo SNC, considerando diferentes níveis de relevância atribuídos aos diversos elementos motores envolvidos nessa tarefa. Durante a marcha, variações em uma articulação podem ser compensadas por covariações coordenadas em outras articulações, especialmente quando envolvem articulações controladas por músculos biarticulados, como é o caso do quadril e joelho (WINTER, 1984). Assim, diferentes situações simuladas ou ecológicas podem resultar na produção de uma variabilidade que, na verdade, age em favor e pode ser, até mesmo, necessária para o sucesso da tarefa, representando uma “boa variabilidade”, como ao ultrapassar um obstáculo previamente visualizado ou recuperar-se de um tropeço inesperado.

Analisar a estrutura da variabilidade dos ângulos articulares através dos graus de liberdade permite testar formalmente se o sistema motor está agindo com o intuito de estabilizar uma variável específica (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2002), em qual momento essa estabilização é mais representativa e quais semelhanças ou diferenças podem ser observadas em distintas populações, como pessoas com AVC em comparação com pessoas hígdas.

Outras tarefas específicas já foram analisadas em pessoas com AVC por meio da abordagem UCM, envolvendo ações manuais unilaterais (JO et al., 2016), ações manuais bilaterais concomitantes (KANG; CAURAUGH, 2017) e análises de tronco durante tarefas de alcance realizadas pelo membro superior não acometido (GERA et al., 2016). Esses estudos reportaram resultados em favor da hipótese das sinergias e da viabilidade da abordagem UCM para analisar tais sinergias quanto à sua força e comportamento. Alguns resultados sugerem que a quantificação das sinergias permitiria delinear perfis para estimar o grau de acometimento motor dos pacientes (KANG; CAURAUGH, 2017), bem como podem também ser correlacionadas com medidas clínicas próprias dessa população, como apresentado em um experimento que reportou correlação entre resultados da análise UCM em membros superiores e o controle de tronco pós-AVC (GERA et al., 2016). O que ressalta o potencial de utilização da abordagem UCM, ainda que isso precise ser testado em variadas tarefas para fortalecer tais afirmações.

Apesar da publicação recente de alguns experimentos realizados durante a marcha pós-AVC utilizando a abordagem UCM (KAO; SRIVASTAVA, 2018; SHAFIZADEH et al., 2019; SRIVASTAVA et al., 2016), o foco desses autores foi a trajetória do pé em balanço. No contexto da abordagem UCM, existem poucas informações sobre o controle do CoM durante a marcha de pessoas com AVC, exceto pelos achados de Papi, Rowe e Pomeroy (2015) supracitados, cujos resultados são inspiradores, mas precisam ser interpretados com cautela por se tratar da avaliação de um único voluntário, cujo modelo geométrico utilizado pode não estar adequado à tarefa específica analisada.

Considerando que a estrutura da variabilidade depende de fatores como o objetivo e a dificuldade da tarefa, influências ambientais, bem como características individuais, nível de habilidades dos sujeitos, capacidade de resposta a perturbações e limitações físicas e/ou cognitivas (BLACK et al., 2007), sugere-se que resultados obtidos em populações hígdas não podem ser extrapolados para populações com condições patológicas. Pessoas com diferentes disfunções precisam ser analisadas juntamente com seu referido grupo, e possíveis diferenças dentro do mesmo grupo merecem ser investigadas.

Um outro desafio ligado à utilização da abordagem UCM na marcha e à adequada interpretação dos seus resultados, é a obtenção de um número suficiente de repetições da tarefa para inclusão nos cálculos (ROSENBLATT; HURT, 2019), isso porque a realização de muitas repetições da tarefa durante uma avaliação pode ser limitada pelas habilidades ou deficiências do voluntário (LATASH et al., 2010), especialmente em populações neurológicas, em que a realização de avaliações muito prolongadas é inviável. Por outro lado, como os cálculos da abordagem UCM são baseados na variabilidade das variáveis elementares e variável de desempenho observada em repetidos ensaios da mesma tarefa, a inclusão de um número insuficiente de dados nos cálculos pode gerar resultados pouco fidedignos (LATASH et al., 2010). Tais afirmações expõem mais uma questão em aberto no contexto da utilização da abordagem UCM durante a marcha pós-AVC, uma vez que os achados disponíveis na literatura (PAPI; ROWE; POMEROY, 2015) são oriundos de uma análise com apenas 6 passos, enquanto as recomendações para diferentes tarefas giram em torno de 20 repetições (LATASH et al., 2010; ROSENBLATT; HURT, 2019).

Adicionalmente, conhecer a repetibilidade das variáveis geradas pela abordagem UCM e as mudanças aceitáveis em um curto período de tempo (poucos dias) pode adicionar informações científicas tanto sobre a consistência dos resultados obtidos, quanto sobre o padrão de comportamento motor no que tange a análise das sinergias cinemáticas, especialmente devido à potencial aplicabilidade desses resultados em ambientes clínicos. É fundamental ter a certeza de que mudanças observadas em duas avaliações diferentes estão relacionadas com mudanças no padrão de comportamento motor do sujeito e não são apenas inerentes à uma variabilidade intrínseca ou, ainda, à forma de cálculo da abordagem UCM em si, que pode vir a ser adotada como uma medida de desfecho.

Quando se trata de medidas de desfecho, nos estudos produzidos no campo da reabilitação, os mecanismos fisiológicos e/ou biomecânicos ainda não são prontamente identificados para orientar as intervenções fisioterapêuticas, e muitos experimentos não utilizam medidas que são teoricamente ligadas com a intervenção (WONSETLER; BOWDEN, 2017). Aprofundar o conhecimento das alterações típicas do padrão de comportamento motor de indivíduos acometidos por AVC, pode levar à melhor compreensão dos mecanismos e estratégias motoras e, por consequência, fundamentar avanços no planejamento de tratamentos e de pesquisas clínicas.

Considerando a contribuição de diferentes subsistemas sobre o controle motor e as habilidades funcionais, uma abordagem ampla, que considere os múltiplos mecanismos envolvidos, é mais adequada para identificar resultados de intervenções (WONSETLER; BOWDEN, 2017). Desse modo, a análise do comportamento motor global com ênfase no controle dos movimentos através da coordenação dos graus de liberdade controlados pelo SNC, como propõe a abordagem UCM, pode representar uma forma nova e alternativa de avaliar as habilidades motoras, especialmente em populações com condições patológicas que afetam a realização e a qualidade dos movimentos, mas não restrita apenas a esse grupo.

Esta visão global pode direcionar a reestruturação de condutas terapêuticas, para que estas sejam desenhadas com foco em variáveis prioritárias para o SNC, bem como podem dar origem a novos métodos de avaliação capazes de identificar mudanças nos padrões de movimento que sejam também representativas de mudanças efetivas no controle motor. Considerando que a abordagem UCM tem grande potencial de aplicação nas áreas de reabilitação e aquisição de habilidades

motoras (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2002), mas a tarefa de marcha, apesar de sua relevância funcional, é ainda pouco explorada dentro desse paradigma, o presente estudo realizou múltiplos experimentos comparativos sobre dados obtidos por meio dessa abordagem. Conduziu-se a comparação entre uma população neurologicamente intacta e uma população com alterações neurológicas desencadeadas por AVC, com vistas a identificar semelhanças e diferenças entre esses dois grupos. Espera-se que esta análise exploratória da abordagem UCM aplicada sobre a marcha possa contribuir com a comunidade científica, adicionar informações sobre usabilidade do método e embasar estudos futuros.

1.1 OBJETIVO GERAL

Investigar quantitativamente a existência de sinergias cinemáticas atuantes no controle ântero-posterior do centro de massa durante a marcha de pessoas com hemiparesia pós-AVC e de pessoas hígdas por meio da abordagem *Uncontrolled Manifold*.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- i) Avaliar o impacto do número de repetições da tarefa (passos) utilizados nos cálculos da variabilidade nos dois grupos individualmente;
- ii) Comparar a estrutura da variabilidade entre membro inferior direito e esquerdo no grupo Hígido e entre membro inferior parético e não-parético no grupo AVC;
- iii) Comparar a estrutura da variabilidade entre voluntários com AVC e voluntários hígdos;
- iv) Investigar a repetibilidade das variáveis calculadas para quantificar as sinergias cinemáticas no grupo de pessoas com AVC;
- v) Comparar a estrutura da variabilidade entre voluntários com hemiparesia direita e hemiparesia esquerda;
- vi) Comparar a estrutura da variabilidade entre pessoas pós-AVC com melhor e pior recuperação motora.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 CARACTERÍSTICAS DA MARCHA HEMIPARÉTICA PÓS-AVC

Quase a metade dos sobreviventes de um AVC apresenta comprometimentos motores (BOUDARHAM et al., 2013), com alterações nos padrões cinético, cinemático e de ativação muscular (KIM et al., 2016). Adicionalmente, alterações sensoriais podem estar presentes em mais de 70% dos pacientes (CONNELL; LINCOLN; RADFORD, 2008). A exata combinação de déficits depende da localização e extensão da lesão neurológica, mas em maior ou em menor grau, fraqueza muscular, espasticidade, déficits sensitivos e proprioceptivos tendem a persistir.

Essa condição, chamada de hemiparesia, é bastante comum após a ocorrência de um AVC e contribui para a redução da mobilidade dessa população, já que afetam negativamente a performance da marcha (BELDA-LOIS et al., 2011; PERRY et al., 1995). Nessa população, as taxas de produção de força muscular e a velocidade dos movimentos são prejudicados (DOBKIN, 2005), e a presença de déficits no controle muscular seletivo é comum, o que altera a sequência temporal e a intensidade das contrações musculares (SHEFFLER; CHAE, 2015).

Pessoas com hemiparesia apresentam distribuição desigual de descarga do peso corporal sobre os membros inferiores (GENTHON et al., 2008; HSIAO et al., 2017; MARTELLO et al., 2017) e os parâmetros espaciais e temporais da marcha, como comprimento passo, tempos de apoio e de balanço de cada membro também são díspares (AN et al., 2017; CARMO et al., 2012; HSU; TANG; JAN, 2003; PATTERSON et al., 2010), o que desencadeia um padrão assimétrico de deambulação e potencializa o gasto energético necessário (AWAD et al., 2015; MICHAEL; ALLEN; MACKO, 2005). Assimetrias mais acentuadas e marcha mais lenta foram reportadas em pessoas com hemiparesia esquerda, em comparação com aquelas com hemiparesia direita (CHEN; NOVAK; MANOR, 2014).

Em relação ao comportamento cinemático durante a marcha hemiparética, diversos estudos têm sido realizados ao longo das últimas décadas (BOUDARHAM et al., 2013; FOTIADOU et al., 2018; HSU; TANG; JAN, 2003; KERRIGAN et al., 2000; LUCARELI; GREVE, 2006; OLNEY; RICHARDS, 1996; VON SCHROEDER et al., 1995; WINTER, 1989) e, em comparação com pessoas hígdas, algumas

características típicas são um consenso na literatura, como a redução da velocidade da marcha (CARMO et al., 2012; CHEN et al., 2003; HACMON et al., 2012; KERRIGAN et al., 2000; OLNEY; RICHARDS, 1996; SHEFFLER; CHAE, 2015), diminuição do comprimento do passo, da passada e da duração do apoio no membro parético (CARMO et al., 2012; CHEN et al., 2003), além do aumento da duração do apoio no membro não parético (KERRIGAN et al., 2000; KIM et al., 2016; TITIANOVA et al., 2003). Adicionalmente, o comportamento dos ângulos articulares dos membros inferiores são objeto de investigação no plano sagital, possivelmente por ser o plano mais relacionado com as medidas de progressão anterior do corpo (HSIAO et al., 2017).

Em relação à cinemática articular dos membros inferiores no plano sagital, estudos têm reportado alterações principalmente na amplitude de movimento de quadril, joelho e tornozelo, que podem estar presentes ao longo de todo o ciclo da marcha (KIM et al., 2016). 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 nos flexores plantares do tornozelo parético alteram a mecânica do contato inicial do pé com o solo (OLNEY; RICHARDS, 1996). Ao longo da fase de apoio do membro parético, o quadril e o tornozelo apresentam menor excursão angular (CHEN et al., 2003) 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, 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; KERRIGAN et al., 2000).

Quanto ao membro não parético, as articulações do quadril, joelho, tornozelo, assim como a pelve, também podem apresentar amplitudes diminuídas no plano sagital (CHEN et al., 2003; KIM et al., 2016). Em pessoas com pior recuperação motora, o pico de flexão do joelho na fase de balanço ocorre muito tardiamente (CHEN et al., 2003). Pesquisas demonstraram, inclusive, que quando as trajetórias angulares dos membros parético e não parético foram comparadas com o comportamento típico, as articulações de quadril, joelho e tornozelo do lado não parético apresentaram pior correlação com o grupo controle (KIM et al., 2016). O que significa que as curvas cinemáticas produzidas por essas articulações tendem a

estar mais distantes da normalidade no membro não parético. Experimentos recentes com medidas baseadas na trajetória angular dos membros inferiores demonstraram que, durante a marcha hemiparética pós-AVC, o comportamento do membro inferior não parético pode estar muito alterado quando comparado com dados de referência de uma população hígida (CORREA et al., 2017; DEVETAK et al., 2016). Supõe-se que essas trajetórias alteradas sejam produzidas pela necessidade de compensar as disfunções do membro contralateral (CORREA et al., 2017). Segundo Schmid e colaboradores (2013), muitos dos comportamentos atípicos evidentes durante a marcha hemiparética são, de fato, desencadeados de forma secundária por mecanismos compensatórios adotados ou por efeitos físicos passivos.

Sendo o corpo humano um sistema biomecânico articulado, movimentos de um segmento podem afetar o desempenho dos demais segmentos e, conseqüentemente modificar a tarefa em andamento (CARMO et al., 2012). Além disso, não se pode desconsiderar que o membro não parético tem trajetórias menos restritas e, portanto, é capaz de assumir padrões alternativos que permitam a realização de correções funcionais durante a marcha para compensar as incapacidades do membro parético (FOTIADOU et al., 2018), evitando, por exemplo, uma possível queda após um tropeço.

Vale ressaltar que o risco de quedas é consideravelmente elevado nessa população (MACKINTOSH et al., 2005). O ritmo alterado de ativação muscular e a inabilidade de reposicionar o centro de massa (CoM) do corpo dentro da base de suporte diante de perturbações internas ou externas inesperadas, são fatores que precipitam uma situação de queda (WEERDESTEYN et al., 2008).

Quanto ao comportamento do CoM durante a marcha hemiparética, tem sido demonstrado que todos esses déficits de coordenação dos movimentos dos segmentos corporais resultam em uma trajetória alterada (DEAN; KAUTZ, 2015; DO CARMO; KLEINER; BARROS, 2015), principalmente durante o apoio do membro parético (DO CARMO; KLEINER; BARROS, 2015; KOBAYASHI et al., 2012; NOTT; NEPTUNE; KAUTZ, 2014), o que reflete a maior instabilidade durante a execução da marcha (SAID et al., 2008). Deslocamentos exacerbados da pelve e do tórax são reportados na literatura, juntamente com a deficiência na dissociação desses segmentos durante a deambulação, sobretudo naqueles pacientes com déficits motores mais acentuados e com pior prognóstico em relação à recuperação da

marcha e equilíbrio (DE BUJANDA et al., 2003; HACMON et al., 2012). Entretanto, mesmo os indivíduos com boa recuperação motora e deambulação funcional, apresentam alterações no padrão de marcha quando comparados com um grupo hígido (CHEN et al., 2003).

2.2 PRINCÍPIO DA ABUNDÂNCIA MOTORA E CONCEITO DE SINERGIAS

A partir das observações de *Bernstein* em 1920, o problema dos graus de liberdade ou redundância motora foi formulado e os resultados desse clássico experimento sugeriram que o sistema nervoso central (SNC) não buscava uma configuração cinemática exclusiva para a execução de uma tarefa motora, mas se valia de um conjunto redundante de articulações para garantir maior precisão no seu desempenho (LATASH, 2000). Resumidamente, ao analisar movimentos realizados consecutivamente por ferreiros profissionais, Bernstein observou que a variabilidade das trajetórias articulares do membro superior envolvido na tarefa foi maior do que a variabilidade da ponta do martelo atingindo o seu alvo, o que o levou a sugerir que as articulações compensavam os erros umas das outras, atuando em conjunto, e não independentemente, com o objetivo de preservar a trajetória ligada a uma variável considerada prioritária para o sucesso da tarefa (trajetória do martelo) (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2007), e que será tratada aqui como “variável de desempenho”.

A redundância existente nos diferentes sistemas corporais pode ser particularmente útil quando um ou mais desses sistemas falham ou são temporariamente perdidos (WINTER, 1995). Como descrevem Gelfand e Latash (1998), o problema da redundância motora deve ser interpretado como uma vantagem para o sistema efetor, e então adequadamente nomeado de “princípio da abundância”, uma vez que estão disponíveis para participar da execução da tarefa um número muito maior de elementos do que o necessário para sua realização (GELFAND; LATASH, 1998; LATASH, 2000), o que permite correções mútuas através das quais a tarefa pode ser desempenhada assertivamente.

Compreender o mecanismo central de controle motor é, provavelmente, o maior desafio para a análise dos movimentos em organismos biológicos, superando as dificuldades em descrever a mecânica do movimento propriamente dita (GELFAND; LATASH, 1998). Conforme ressaltam Scholz, Schöner e Latash (2007),

tarefas que envolvem movimentos multiarticulares requerem planejamento e especificação espaço-temporal das trajetórias a serem realizadas. A natureza dessas trajetórias 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 (SCHOLZ; SCHÖNER; LATASH, 2000) e otimizando assim a realização dos movimentos necessários ao sucesso da tarefa.

A teoria de que os muitos graus de liberdade disponíveis para a execução de uma determinada tarefa são explorados durante a realização dos movimentos tem sido apoiada por pesquisadores respeitados no campo dos estudos do controle motor (FALAKI et al., 2017; FERREIRA DE FREITAS; PETER SCHOLZ, 2010; LATASH et al., 2010; LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2007; MARTIN; REIMANN; SCHÖNER, 2019; REIMANN; SCHÖNER, 2017; SCHOLZ; SCHÖNER, 1999; SCHOLZ; SCHÖNER; LATASH, 2000; VAZ et al., 2019; YANG; SCHOLZ, 2005). Experimentos como o de *Bernstein* demonstram o papel dos graus de liberdade disponíveis para o comportamento cinemático articular. No entanto, a complexidade do problema aumenta quando se adicionam componentes atuantes na realização da tarefa, uma vez que o comportamento articular depende dos torques gerados em torno das articulações e a produção de força é dependente da ativação muscular, portanto, a abundância motora se faz presente em diversos níveis, envolvendo componentes que vão de micro a macroscópicos (MATTOS, 2015).

Na execução de qualquer tarefa motora, são justamente esses muitos elementos, aparentemente redundantes, mas na realidade abundantes, que atuam em conjunto e permitem ao sistema controlador realizar movimentos naturais e lidar com perturbações que venham a ocorrer sobre o sistema efetor para que seja possível retomar e concluir o seu objetivo. O sucesso de uma tarefa é dependente da estabilidade dos movimentos realizados, especialmente diante de condições inesperadas que possam surgir ao longo da execução do ato motor (MATTOS et al., 2014). O conceito de estabilidade aqui descrito reflete a habilidade de manter ou retomar a execução de uma tarefa específica, mesmo diante de pequenas perturbações internas ou externas (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2007).

Com base no princípio da abundância, um dos termos mais comumente utilizados no contexto dos estudos do movimento, “sinergia”, palavra que

originalmente significa “trabalhar junto”, foi operacionalmente redefinido de forma condizente com o seu sentido real² (LATASH; GORNIK; ZATSIORSKY, 2008).

Latash, Gorniak e Zatsiorsky (2008) apresentam três características fundamentais e interdependentes de uma sinergia:

I) Compartilhamento: a tarefa deve ser distribuída ao conjunto como um todo, ou seja, todos os elementos envolvidos necessitam contribuir para a realização da tarefa;

II) Estabilidade: diz respeito à covariação entre os elementos, que reflete na redução da variabilidade da variável de desempenho, bem como na compensação de erros;

III) Flexibilidade: o mesmo conjunto de elementos pode assumir diferentes padrões de covariação e formar sinergias distintas, atuantes para diferentes variáveis de desempenho.

Nesse cenário, sinergia é, por definição, “uma organização neural de um sistema de vários elementos que i) coordena o compartilhamento de uma tarefa entre um conjunto de variáveis elementares; e ii) assegura covariação entre essas variáveis elementares com o objetivo de estabilizar variáveis de desempenho” (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2007).

Oportunamente, a definição de variáveis elementares e de variável de desempenho também se faz necessária para uma melhor compreensão do conceito de sinergia supracitado. Latash (2008) define as variáveis elementares como aquelas produzidas por elementos aparentes de um sistema 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 multielementos, e cujo papel é de suma importância para a tarefa.

As sinergias atuam para garantir a alta estabilidade das variáveis de desempenho, mas a simples menção à existência de uma sinergia não é suficiente, é necessário estabelecer quais variáveis elementares formam a sinergia e o que a sinergia está fazendo (LATASH, 2008). Como exemplificado por Latash (2008), quando se está interessado na cinemática de um membro multiarticulado, as

² *Synergein* – palavra de origem grega onde: syn “junto”; ergon “trabalho”. “Trabalho em conjunto, auxílio, apoio”. É definida como o efeito ativo e retroativo do trabalho ou esforço coordenado de vários subsistemas na realização de uma tarefa complexa ou função (<https://hridiomas.com.br/origem-da-palavra-sinergia/>).

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. Esse “ponto final” é determinado no presente estudo pela trajetória do CoM no plano sagital, representativo da progressão anterior do corpo durante a realização de uma marcha segura e eficaz.

2.3 ABORDAGEM *UNCONTROLLED MANIFOLD* (UCM)

A ideia da abordagem *Uncontrolled Manifold* (UCM) foi proposta por Scholz e Schöner em 1999 para avaliar quantitativamente o comportamento cooperativo entre os muitos graus de liberdade durante tarefas específicas. A hipótese, revisada em 2002 (LATASH et al., 2002), é baseada na aceitação do princípio da abundância motora e permite a análise quantitativa das sinergias (LATASH, 2008).

Para Latash (2008), a abordagem UCM é fundamentada em dois pilares centrais:

- i) sistemas biológicos controlam suas funções importantes usando estruturas multinível hierarquicamente organizadas;
- ii) quando o SNC se depara com o problema da redundância, não ocorre a seleção de uma única solução, mas sim a facilitação de famílias de soluções que são igualmente capazes de resolver o problema dentro de uma margem de erro aceitável.

Assim, pode-se dizer que, por meio dessa abordagem matemática, é possível analisar as mudanças sinérgicas dentro de um conjunto de muitos elementos, todos relacionados com a estabilização de variáveis potencialmente importantes para o sucesso de uma tarefa motora específica (LATASH et al., 2010).

Entretanto, assim como escolher o conjunto de variáveis elementares não é um passo trivial, propor uma variável de desempenho relacionada a esse conjunto de variáveis elementares representa um desafio para os pesquisadores (LATASH, 2008), já que nem sempre se conhece exatamente qual é a variável cujo controle pelo SNC é mais relevante em cada tarefa, ou ainda ao longo da execução de uma mesma tarefa (LATASH et al., 2010).

Na abordagem UCM, a estrutura da variabilidade no espaço dos elementos motores está sempre relacionada a uma variável hipotética, e a decisão sobre qual variável de desempenho deve ser investigada, inevitavelmente, possui certa

subjetividade. Além disso, sua aplicação só é útil quando se tem uma questão experimental explícita para abordar a estrutura da variabilidade das variáveis elementares em relação a mudanças na variável de desempenho (LATASH et al., 2010).

Superado o desafio de estabelecer as variáveis elementares e a variável de desempenho, a abordagem UCM pode ser efetivamente aplicada e seus resultados interpretados de forma a confirmar ou refutar a existência de sinergias atuantes durante tarefas específicas. De acordo com os idealizadores da abordagem UCM, a ideia pode ser simplificadamente descrita da seguinte forma:

Definimos um espaço de configuração básica, no qual todas as análises ocorrem. Este espaço pode ser abrangido, por exemplo, por todos os ângulos articulares que contribuem para um movimento particular. Uma hipótese é formulada sobre quais variáveis o sistema nervoso controla. Essas variáveis podem ser funções particulares dos ângulos articulares. Para qualquer dado conjunto de valores das variáveis controladas, o espaço articular é dividido em dois subespaços ortogonais. Um subespaço consiste em todas as configurações articulares que levam ao mesmo conjunto de valores das variáveis controladas presumidas. O movimento dentro deste subespaço não afeta as variáveis controladas. O movimento ortogonal a este subespaço afeta as variáveis controladas. A hipótese é agora testada estimando se a variabilidade da configuração articular no subespaço não controlado é maior que o subespaço ortogonal a ele, caso em que a hipótese é aceita (ou seja, a maior parte da variabilidade articular não afeta o valor da variável controlada) (SCHOLZ; SCHÖNER, 1999, p.290).

A variável controlada já foi previamente apresentada como variável de desempenho, e o subespaço que abrange todas as combinações dos elementos motores que preservam o valor da variável de desempenho é chamado de UCM. Isso porque, conforme descrito por Latash, Scholz e Schöner (2002), dentro do subespaço UCM, os elementos motores possuem maior liberdade para variar e são “menos controlados”, desde que isso não afete o valor da variável de desempenho, o que explica o termo “*Uncontrolled Manifold*” adotado pelos autores e para o qual optou-se pela não tradução no presente estudo.

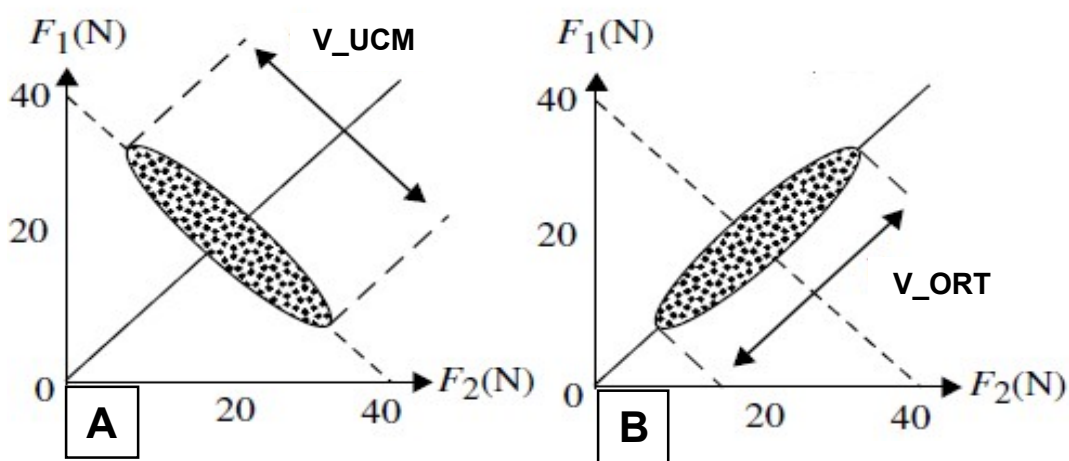
No subespaço complementar, que é ortogonal ao UCM, a variabilidade dos elementos motores é seletivamente restringida para evitar que o valor da variável de desempenho seja afetado (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2002). Complementarmente, Latash (2008) descreve que, desde que as mudanças no sistema multielementos não deixem o subespaço UCM, não haverá necessidade de interferência do controlador hierarquicamente superior, fazendo com que o sistema de variáveis elementares não precise ser controlado. Por outro lado, se o sistema

deixar o UCM e mostrar um erro inaceitável na variável de desempenho, será necessária a interferência do controlador para introduzir uma correção (LATASH, 2008).

Um dos exemplos mais didáticos adotados para facilitar a compreensão da abordagem UCM está descrito por Latash (2008) da seguinte forma: se dois dedos precisam produzir um pico de força total de 40 N e essa tarefa específica deve ser compartilhada entre as forças produzidas em cada dedo independentemente (F_1 e F_2), existe um conjunto abundante de configurações de forças que podem ser assumidas para que o resultado final (40 N) seja contemplado. Assim, $F_{total} = F_1 + F_2$. Quando essa tarefa é executada repetidas vezes e torna-se automática, cada repetição (ou tentativa) pode apresentar diferentes valores de F_1 e F_2 , que produzirão o mesmo valor de F_{total} . Aqui, F_1 e F_2 representam as variáveis elementares, enquanto F_{total} , representa a variável de desempenho, que é prioritariamente controlada pelo SNC.

Neste exemplo simplificado, adaptado de Latash (2008), o espaço das variáveis elementares possui apenas dois graus de liberdade, pois só variam em duas direções, e a subdivisão em subespaços ortogonais é apresentada na Figura 1, que exhibe o compartilhamento da tarefa específica entre os dois dedos e as diferentes possibilidades que podem existir sem que a variável de desempenho seja alterada ($F_1 + F_2 = 40N$).

Figura 1- Exemplo simplificado de covariação entre duas variáveis elementares.



Legenda: V_{UCM} , variabilidade no subespaço UCM; V_{ORT} , variabilidade no subespaço ortogonal; F_1 , força produzida pelo dedo 1; F_2 , força produzida pelo dedo 2.

Fonte: Extraído de Latash (2008).

Existe então uma covariação entre F_1 e F_2 , que estabiliza o valor de F_{total} , podendo ser interpretada como uma sinergia estabilizadora. Esta capacidade de covariação entre as forças pode ser chamada de “boa variabilidade” (V_{UCM}), visto que não afeta negativamente a variável de desempenho (Figura 1A). A boa variabilidade é justamente aquela que ocorre livremente dentro do UCM. Entretanto, quando um dos dedos produz força acima de sua contribuição média e o outro dedo não é capaz de compensar proporcionalmente essa produção de força em direção oposta para corrigir tal erro, a força total não será mantida conforme o desejado, afastando-se de seu valor ideal (40N). A Figura 1B ilustra justamente essa condição de covariação entre F_1 e F_2 , em que F_{total} é negativamente afetada e, conseqüentemente, desestabilizada. Esta é a “variabilidade ruim” (V_{ORT}) e ocorre no subespaço ortogonal ao UCM.

Os subespaços UCM e ortogonal são ligados através de um modelo formal na análise UCM (LATASH et al., 2010), cuja abordagem matemática requer o uso de um Jacobiano (J), formando uma matriz de derivadas parciais da variável de desempenho em relação às variáveis elementares e gerando um conjunto de coeficientes que descreve como discretas mudanças em elementos individuais são refletidas na magnitude da variável de desempenho (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2002; SCHOLZ; SCHÖNER, 1999), dessa forma, é possível linearizar os subespaços. Cada diferente configuração das variáveis elementares obtida quando a tarefa é sucessivamente realizada, é comparada com valores médios de todas as repetições, e a diferença entre estas é projetada dentro dos subespaços UCM e ortogonal linearizados, e em cada um desses subespaços a variância por grau de liberdade é computada (SCHOLZ; SCHÖNER, 1999).

Quando a variância dentro do UCM (V_{UCM}) é significativamente maior que a variância no subespaço ortogonal (V_{ORT}), significa que o sistema funciona de acordo com a hipótese levantada, ou seja, estabilizando a variável de desempenho em análise, mas caso as variâncias se equivalham, significa que os elementos são independentemente controlados pelo sistema (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2002). A partir da magnitude das variâncias obtidas, um índice de sinergia (Δ_s) pode ser computado, por exemplo, a partir da razão dos dois componentes de variabilidades e sua diferença normalizada (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2007).

Estudos envolvendo a abordagem UCM não apresentam uma forma única de calcular o índice de sinergia, e os autores dos experimentos já publicados

escolheram diferentes formas de fazê-lo. De acordo com Latash (2008), dependendo da proposta do estudo, uma razão direta V_{UCM} / V_{ORT} pode ser calculada, ou ainda uma razão mais elaborada $(V_{UCM} - V_{ORT}) / V_{Total}$. Esta última representada pela variância total por grau de liberdade dentro do espaço das variáveis elementares. Enquanto a primeira razão será sempre positiva, a segunda, poderá ser positiva, igual a zero, ou negativa.

Latash e Huang (2015) apresentaram uma interpretação em relação a Δs onde valores positivos são correspondentes a sinergias que estabilizam a variável de desempenho; valores próximos de zero refletem a inexistência de sinergia estabilizadora; e valores negativos mais acentuados podem indicar a perda da estabilidade dessa variável de desempenho. Adicionalmente, os autores descrevem que, quando Δs apresenta altos valores positivos, as sinergias podem ser interpretadas como fortemente atuantes, ou sinergias mais fortes (LATASH; HUANG, 2015).

Em suma, a abordagem UCM apresenta uma metodologia matemática por meio da qual é possível distinguir uma “sinergia” de uma “não-sinergia”; medir a “força” de uma sinergia; testar se uma suposta sinergia contribui para uma tarefa específica; e testar se uma nova sinergia foi desenvolvida para uma tarefa específica, como em situações de prática ou adaptação a uma lesão (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2002). Esse novo paradigma revelou uma possibilidade de compreender como o SNC atua, levando em consideração as ideias propostas por *Bernstein* há um século e contrapondo o pensamento de parte da comunidade científica de que o SNC precisaria calcular uma única solução ótima para a execução dos movimentos.

2.4 AJUSTES SINÉRGICOS ANTECIPATÓRIOS

Os ajustes sinérgicos antecipatórios (ASA) estão relacionados à teoria das sinergias e refletem um importante mecanismo neural que modifica a estabilidade da variável de desempenho quando o sujeito planeja realizar uma mudança rápida dessa variável, sendo então pertinentes a uma ação intencional e consciente em relação à tarefa motora (KLOUS; MIKULIC; LATASH, 2011). Esses mecanismos são funcionalmente importantes, pois agem para atenuar sinergias que poderiam atrapalhar a mudança rápida da variável de desempenho (JO et al., 2016),

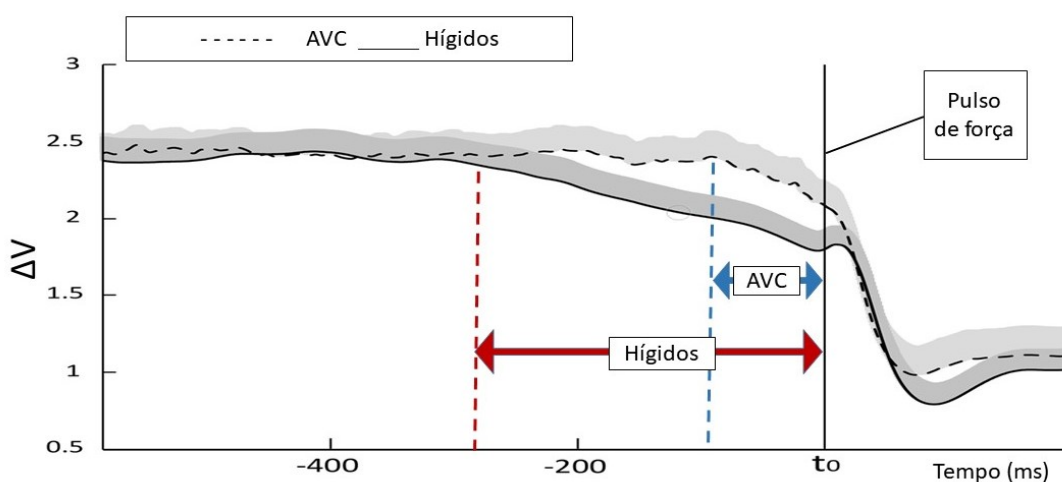
proporcionando uma “modulação” da força das sinergias e evitando um possível conflito entre sinergias atuantes e novas sinergias necessárias para dar continuidade à tarefa, como quando se precisa mudar rapidamente a direção do movimento.

Em experimentos prévios, a presença de ASA foi testada em tarefas de produção de força digital, com resultados que indicaram a existência de ajustes que precedem a efetiva mudança da variável de desempenho, mas os autores afirmam que o tempo de ativação desses ajustes pode variar de acordo com a população analisada e também de acordo com o tempo disponível para a preparação da mudança (OLAFSDOTTIR et al., 2005). Ajustes antecipatórios foram registrados até trezentos milissegundos antes da mudança efetiva da variável de desempenho, identificados por uma modificação na estrutura da variabilidade e consequente queda no índice de sinergia calculado no estudo de Zhou e colaboradores (2013).

A presença e o tempo de ativação dos ASA foram inicialmente investigadas em populações hígdas (KIM et al., 2006; OLAFSDOTTIR et al., 2005; ZHOU et al., 2013), mas depois os experimentos passaram a incluir pessoas com acometimentos neurológicos, como doença de Parkinson, por exemplo (LATASH; HUANG, 2015; PARK et al., 2014), com resultados demonstrando diferenças no tempo de ativação dos ASA em comparação com hígdos e também diante do uso de drogas dopaminérgicas, com indicação clara de que, em conjunto com o índice de sinergia, os ajustes antecipatórios refletem as condições de controle motor em diferentes populações (LATASH; HUANG, 2015).

Em pessoas com AVC, atividades manuais unilaterais (lado parético e lado não parético separadamente) em comparação com hígdos, foram o foco de um experimento cuja tarefa foi pressionar um sensor para manter uma determinada força por alguns segundos, seguida da ordem de aumentar essa força nos próximos instantes, enquanto o participante podia visualizar seu desempenho por meio de um monitor e antever o momento em que o novo pulso de força deveria ser produzido (JO et al., 2016). O objetivo dos autores foi analisar as sinergias estabilizadoras e o comportamento dos ASA. Seus principais achados remetem à presença de fortes sinergias estabilizadoras durante o período estável da tarefa (manutenção da força) em ambos os grupos (AVC e hígdos), e atrasos significativos (48%) nos ASA em pessoas com AVC, em comparação com hígdos (Figura 2).

Figura 2 - Imagem ilustrativa dos ajustes sinérgicos antecipatórios.



Fonte: Adaptado de JO et al, 2016.

Esses atrasos, apesar de mais proeminentes no membro superior parético, também estiveram presentes no membro superior não parético. Os autores reportam ainda não terem encontrado correlações significativas entre as medidas de sinergia e as medidas clínicas utilizadas no estudo (JO et al., 2016).

Nos experimentos supracitados, a análise dos ASA foi conduzida em dados de ativação muscular obtidos por eletromiografia ou produção de força. Não foram encontrados experimentos abordando os ajustes antecipatórios junto à análise de sinergias cinemáticas, mas estando os ajustes antecipatórios diretamente relacionados ao Índice de sinergia, essa investigação é totalmente plausível.

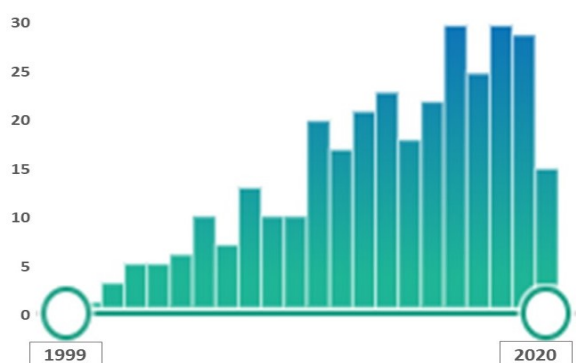
3 ESTADO DA ARTE

Após a proposição da abordagem UCM por Scholz e Schöner (1999), ocorreu a publicação de consecutivos estudos nos anos seguintes. Foram apresentados experimentos conduzidos em populações jovens e saudáveis durante a realização de diferentes tarefas específicas que envolviam atividades de apenas um membro superior (SCHOLZ; SCHONER; LATASH, 2000), somente dos dedos da mão (LATASH et al., 2001; SCHOLZ et al., 2002), dos dois membros superiores concomitantemente (DOMKIN et al., 2002), ou abrangendo todos os segmentos corporais (REISMAN; SCHOLZ; SCHÖNER, 2002; SCHOLZ; REISMAN; SCHÖNER, 2001). Estudos de revisão da hipótese UCM e com exemplificações variadas para facilitar a compreensão da abordagem também foram apresentados à comunidade científica (LATASH et al., 2002, 2004; LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2007).

Os experimentos subsequentes extrapolaram o universo das populações jovens hígdas e passaram a ser realizados em diferentes grupos como idosos (SHINOHARA et al., 2004), crianças com desenvolvimento típico (WU; MCKAY; ANGULO-BARROSO, 2009), e pessoas acometidas por condições patológicas que afetam a motricidade como síndrome de Down (BLACK et al., 2007; SCHOLZ et al., 2003), AVC (REISMAN; SCHOLZ, 2003, 2006) e doença de Parkinson (PARK et al., 2013).

Os pesquisadores interessados nas teorias mais atuais de controle motor enxergaram as potencialidades dessa ferramenta e assim, o número de experimentos envolvendo diferentes variáveis de desempenho, em diversos tipos de tarefa específica e populações variadas têm se multiplicado (Figura 3).

Figura 3 - Número de publicações sobre abordagem *Uncontrolled Manifold* indexadas na base *Pubmed* desde 1999.



Fonte: A autora (2020).

Uma busca simples realizada na base eletrônica *Pubmed* utilizando o termo “*Uncontrolled Manifold*”, revelou 247 publicações indexadas desde o ano de 1999 até agosto de 2020³. Dessas, 110 (44,5%) foram publicadas nos últimos 5 anos. O que revela o crescente interesse científico nessa abordagem.

Fortes estruturas de variabilidade vêm sendo observadas no nível das variáveis elementares, sejam essas representadas por ângulos articulares (ANAN et al., 2017; VITO et al., 2017), pela produção de força (CUADRA et al., 2018), ou por modos de ativação muscular (SRIVASTAVA et al., 2016; WANG et al., 2017), consistentes com a hipótese UCM e a teoria das sinergias.

Recentemente, Vaz e colaboradores (2019) publicaram uma revisão sistemática sobre experimentos que utilizaram a abordagem UCM em adultos com comprometimentos neurológicos diversos. Os autores concluíram que a abordagem UCM é potencialmente útil no fornecimento de indicadores sensíveis e confiáveis para avaliar as alterações de controle motor sinérgico na população em questão (VAZ et al., 2019).

No que diz respeito à análise UCM na tarefa de marcha, estudos preliminares investigaram sinergias que agem para estabilizar diferentes variáveis de desempenho. Black e colaboradores (2007), por exemplo, adotaram a posição do CoM e a trajetória da cabeça no momento do contato inicial do pé com a superfície para avaliar crianças com Síndrome de Down durante a marcha em esteira. Os autores observaram que, em comparação com crianças com desenvolvimento típico, as crianças com Síndrome de Down apresentam maior variabilidade dentro do UCM, denotando que, em suas estratégias de controle motor, para garantir o mesmo padrão de estabilização da variável de desempenho, a variabilidade dentro do UCM foi mais explorada (BLACK et al., 2007). Essa descoberta levou os autores sugerirem que a aplicação da abordagem UCM em populações com condições patológicas pode ajudar a compreender os propósitos funcionais desempenhados pela variabilidade em diferentes tarefas motoras, e concluírem que, de acordo com a estrutura da variabilidade observada em seu experimento, a estabilização do CoM é mais prioritária quando comparada com a estabilização da cabeça nessa população (BLACK et al., 2007).

³ Uncontrolled Manifold [Title/Abstract]

Estudos subsequentes expandiram a aplicação da abordagem UCM de um ponto discreto do ciclo da marcha, como feito por Black e colaboradores (2007), para incrementos de 1% ao longo da fase de balanço, como realizado por Krishnan e colaboradores (2013) e Rosenblatt e colaboradores (2014, 2015), durante a fase de apoio (PAPI; ROWE; POMEROY, 2015; VITO et al., 2017) e também ao longo da passada completa (SUENAGA; HASHIZUME; NISHII, 2013).

Distintas variáveis de desempenho hipotéticas foram testadas, como a trajetória médio-lateral do membro em balanço na marcha em solo e esteira (KRISHNAN et al., 2013; ROSENBLATT et al., 2014, 2015), e a posição sagital do hálux em relação à posição do quadril na marcha reversa em esteira (SUENAGA; HASHIZUME; NISHII, 2013). A estrutura da variabilidade por meio da análise das variâncias continuou suportando a hipótese UCM, e esses experimentos demonstraram que sinergias cinemáticas podem estar igualmente presentes quando se comparam pessoas jovens e idosas, mesmo que os últimos apresentem maior variabilidade na configuração angular das articulações (KRISHNAN et al., 2013).

Quando foi proposta uma tarefa motora mais desafiadora para os jovens, como caminhar por uma superfície mais estreita, a força das sinergias aumentou significativamente, sugerindo a atuação intencional para estabilizar o membro em balanço e evitar sua colisão com o membro contralateral (ROSENBLATT et al., 2015). Adicionalmente, tanto na marcha para frente, quanto na marcha para trás, foi demonstrado que sinergias articulares atuam na estabilização corporal durante o duplo apoio, mas divergem, especialmente no final da fase de balanço, denotando que, apesar de ambas as tarefas tratarem da realização da marcha, uma não é pura e simplesmente a ação reversa da outra (SUENAGA; HASHIZUME; NISHII, 2013).

Segundo Rosenblatt e colaboradores (2014), o aumento da boa variabilidade, aquela que ocorre dentro do subespaço UCM (V_{UCM}), parece garantir uma alta estabilidade dos padrões de marcha em pessoas híginas, especialmente quando existe algum tipo de risco postural. Para os autores, esse fato seria sugestivo de que condutas terapêuticas baseadas na estimulação dessa variabilidade, poderiam trazer resultados promissores para a melhora dos padrões de marcha em pessoas com condições atípicas, como pacientes neurológicos, por exemplo (ROSENBLATT et al., 2014).

Na busca reportada acima, apenas quatro estudos foram encontrados na literatura envolvendo a aplicação da abordagem UCM em pessoas com AVC cuja

tarefa motora foi a marcha (Quadro 1). Dos quais, três analisaram a fase de balanço (KAO; SRIVASTAVA, 2018; SHAFIZADEH et al., 2019; SRIVASTAVA et al., 2016), e um outro analisou a fase de apoio (PAPI; ROWE; POMEROY, 2015). Sinergias cinemáticas foram investigadas em três estudos (KAO; SRIVASTAVA, 2018; PAPI; ROWE; POMEROY, 2015; SHAFIZADEH et al., 2019), mas o CoM foi eleito como variável de desempenho em apenas um deles (PAPI; ROWE; POMEROY, 2015).

Quadro 1 – Experimentos sobre análise *Uncontrolled Manifold* aplicada à marcha pós-AVC.

Identificação do Estudo	(PAPI; ROWE; POMEROY, 2015).	(SRIVASTAVA et al., 2016).	(KAO; SRIVASTAVA, 2018)	(SHAFIZADEH et al., 2019)
Amostra	n=1 (AVC) / n= 6 (Hígidos)	n=12 (AVC) / n=12 (Hígidos)	n=9 (AVC) / n=9 (Hígidos)	n= 10 (AVC)
Tipo de Sinergia	Cinemática	Eletromiográfica	Cinemática	Cinemática
Tarefa motora	Marcha (solo): fase de apoio do membro inferior parético	Marcha (solo): fase de balanço do membro inferior parético e membro equivalente nos hígidos.	Marcha (esteira): fase de balanço de cada membro inferior.	Marcha (esteira): fase de balanço de cada membro inferior.
Variável de desempenho	Trajectoria do centro de massa no plano sagital	Trajectoria do pé no plano sagital	Trajectoria do pé no plano frontal	Trajectoria do pé no plano frontal
Variáveis Elementares	Ângulos articulares do membro inferior	Modos musculares extraídos por eletromiografia	Ângulos articulares dos dois membros inferiores	Ângulos articulares dos dois membros inferiores
Número de repetições da tarefa	6 passos	Não reportado	30 passadas	12 passos

Fonte: A autora (2020).

No experimento de Srivastava e colaboradores (2016), o trajeto do pé no plano sagital ao longo da fase de balanço da marcha representou a variável de desempenho, enquanto os modos musculares do membro parético, obtidos por eletromiografia, foram representativos das variáveis elementares para a aplicação da abordagem UCM. Os resultados revelaram que, apesar da estrutura e do tempo de ativação dos modos musculares apresentarem-se alterados em pessoas com AVC

em comparação com hígidos, os sobreviventes de AVC mantiveram sua habilidade de explorar a abundância neuromotora, utilizando-a para estabilizar a variável de desempenho em análise (SRIVASTAVA et al., 2016).

A trajetória médio-lateral do pé durante a fase de balanço, representada pelo centro articular do tornozelo, replicando um modelo previamente utilizado para comparar jovens e idosos (KRISHNAN et al., 2013), foi escolhida como variável de desempenho no estudo de Shafizadeh e colaboradores (2019), que avaliaram apenas pessoas com AVC, e no estudo de Kao e Srivastava (2018), que compararam os resultados entre voluntários hígidos e com AVC. Estes últimos sugerem que os resultados da análise UCM podem se relacionar de forma diferente com variáveis de controle postural dinâmico em pessoas com AVC e em pessoas hígidas. Enquanto no grupo hígido, o controle postural tende a ser positivamente correlacionado com a força das sinergias, no grupo AVC, fortes sinergias cinemáticas podem estar associadas a um menor controle postural dinâmico (KAO; SRIVASTAVA, 2018). Adicionalmente, sob condições de marcha mais desafiadoras, pessoas com AVC apresentam uma tendência em aumentar a “boa variabilidade” (V_{UCM}) para garantir a estabilização da variável de desempenho (SHAFIZADEH et al., 2019)

Sinergias estabilizadoras do CoM foram reportadas apenas no estudo de Papi, Rowe e Pomeroy (2015). Esse experimento foi realizado para testar a viabilidade da abordagem UCM em um único voluntário com AVC e comparar os resultados com um grupo controle. Os autores confirmaram a hipótese UCM durante a fase de apoio do membro inferior parético, denotando que, apesar da alta variabilidade do comportamento articular, a trajetória do CoM no plano sagital se manteve estável ao longo de repetidas realizações da tarefa (PAPI; ROWE; POMEROY, 2015). Nesse experimento, os autores testaram o efeito do uso de uma órtese e as mudanças nos padrões de marcha ao longo de alguns meses, sempre avaliando o mesmo paciente.

Do ponto de vista das análises de controle motor, os resultados reportados nesse experimento sugerem que a abordagem UCM pode ser um método útil para analisar mudanças nos padrões de movimento em resposta a intervenções clínicas, ou mesmo para observar mudanças espontâneas que possam ocorrer ao longo do tempo. O modelo geométrico utilizado nesse experimento é simplificado, mas inclui quadril, joelho e tornozelo, que são as principais articulações envolvidas na projeção do corpo no plano sagital (SHEMMELL et al., 2007). Contudo, como o experimento analisou a fase de apoio completa, durante o momento de duplo apoio (início e final

da fase de apoio), os autores deveriam ter considerado a participação das articulações do membro inferior contralateral no controle do CoM, pois não se pode afirmar que o controle dessa variável de desempenho depende de apenas um membro inferior, quando os dois membros estão em contato com o solo e, sabidamente, atuando na projeção do corpo à frente.

No que diz respeito à tarefa de marcha, as principais populações de interesse para os experimentos que adotaram a abordagem UCM ainda são as pessoas hígdas (ECKARDT; ROSENBLATT, 2018; KRISHNAN et al., 2013; LIEW et al., 2018; ROSENBLATT et al., 2014, 2015; ROSENBLATT; HURT, 2019; SUENAGA; HASHIZUME; NISHII, 2013; VITO et al., 2017), apesar de alguns estudos prévios terem investigado o papel da abundância motora durante a deambulação pós-AVC, conforme apresentado no Quadro 1. Contudo, muitas são as possibilidades para propor hipotéticas variáveis de desempenho durante a tarefa de marcha, mas as características dos mecanismos compensatórios presentes durante a deambulação pós-AVC, indicam que o controle do CoM é uma variável potencialmente relacionada com o equilíbrio dinâmico e a projeção do corpo à frente, fazendo dessa uma variável possivelmente prioritária para o controle pelo SNC, conforme ensaio prévio (DEVETAK et al., 2018). Outrossim, a crescente utilização da abordagem UCM como método para analisar quantitativamente o comportamento cooperativo entre os elementos do sistema efetor e quantificar a força das sinergias atuantes na estabilização de diferentes variáveis de desempenho demonstra as potencialidades desse tipo de análise.

4 MÉTODO

Esta foi uma pesquisa exploratória transversal (GIL, 2002), que propôs avaliar a existência de sinergias cinemáticas multiarticulares durante a marcha em pessoas com hemiparesia pós-AVC por meio da abordagem *Uncontrolled Manifold* e comparar os resultados obtidos com dados de pessoas hígdas.

4.1 APROVAÇÃO ÉTICA E LOCAL DA PESQUISA

O presente 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) (ANEXO A). Todos os participantes receberam os devidos esclarecimentos e assinaram voluntariamente o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndices A e B) antes de iniciar os procedimentos experimentais.

A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Motricidade Humana (LaMH) do Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da PUCPR. O período de configuração do *set up* experimental e de coletas compreendeu os meses de junho, julho, agosto e setembro de 2018.

Os participantes com AVC foram recrutados junto ao Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier e à Clínica Escola de Fisioterapia da PUCPR após a devida autorização dos gestores. Os voluntários hígdos foram recrutados entre pessoas da comunidade às quais os pesquisadores tinham acesso e entre funcionários e estudantes da PUCPR.

4.2 POPULAÇÃO

O experimento foi conduzido em dois grupos distintos: um de pessoas com AVC e outro de pessoas hígdas. Participaram do estudo voluntários de ambos os sexos, com idade igual ou superior a 20 anos completos, compondo uma amostra de adultos e idosos, conforme critérios da Organização Mundial de Saúde⁴. Os critérios de elegibilidade são apresentados a seguir.

⁴ World health statistics 2018: monitoring health for the SDGs, sustainable development goals. Geneva: World Health Organization; 2018. Licence: CC BY-NC-SA 3.0 IGO.

4.2.1 Critérios de elegibilidade para os participantes com AVC:

a) Critérios de inclusão

- Diagnóstico clínico confirmado de AVC;
- Tempo de evolução após o AVC acima de quatro semanas, incluindo assim pessoas nas fases subaguda e crônica;
- Presença de alterações motoras do tipo hemiparesia⁵;
- Capacidade de deambular 10 m ou mais sem assistência, não sendo permitida a utilização de órteses ou dispositivos de auxílio (bengalas, muletas etc.).

b) Critérios de exclusão

- AVC bilateral;
- Incapacidade de compreender e executar comandos verbais simples⁶;
- Sintomas ou diagnóstico de outras doenças neurológicas associadas (Doença de Parkinson, Alzheimer, Demência ou Disfunção cerebelar, por exemplo);
- Severa desordem musculoesquelética prévia em membros inferiores que pudesse interferir no padrão típico de execução da marcha ⁷;
- Instabilidade clínica que contraindicasse a realização das avaliações propostas.

4.2.2 Critérios de elegibilidade para os participantes Hígidos:

a) Critério de inclusão

- Ser declaradamente saudável, sem o conhecimento prévio de qualquer doença neuromuscular ou musculoesquelética que pudesse interferir no desempenho da marcha.

b) Critérios de exclusão

- Presença de distúrbios vestibulares não tratados;

⁵ Incluídos os tipos de hemiparesia da forma flácida ou espástica, proporcionada ou desproporcionada, de predomínio braquial ou crural.

⁶ Testados de forma simplificada por meio de solicitações para que o participante realizasse movimentos de uma parte específica do corpo (mão, braço).

⁷ Cirurgias de grande porte; Prótese de joelho, quadril etc.; Osteossínteses; Discrepância de membros inferiores.

- Realização de procedimentos cirúrgicos recentes (últimos 6 meses) que pudessem desencadear alterações do padrão típico de deambulação.

4.2.3 Detalhamento da amostra

A amostra total do estudo foi composta por 28 participantes, sendo 11 hígidos e 17 do grupo AVC. As características gerais dos dois grupos são apresentadas na Tabela 1, que traz também o p valor da comparação estatística aplicada para confirmar o pareamento dos grupos em relação à idade, massa corporal e estatura. O Teste T para amostras independentes foi adotado, pois os dados apresentaram distribuição normal em ambos os grupos (Teste de *Shapiro-Wilk*).

Tabela 1 - Características gerais da amostra.

Características	Grupo Hígido (n=11)	Grupo AVC (n=17)	p valor
Idade (anos)	59,6 (\pm 4,9)	60,2 (\pm 8,9)	0,840
Massa Corporal (kg)	74,4 (\pm 9,6)	77,8 (\pm 13,4)	0,474
Estatura (cm)	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: M, masculino; F, feminino; E, esquerdo; D, direito.

Fonte: A autora (2020).

As Tabelas 2 e 3 detalham as características individuais de cada participante do grupo Hígido e grupo AVC, respectivamente.

Tabela 2 - Características individuais do grupo Hígido

N	ID	Idade (anos)	Gênero (M / F)	Dominância (D / E)	Massa Corporal (kg)	Estatura (cm)	TUG (s)	Velocidade média da marcha (m/s)	Simetria de apoio simples ⁸
1	H001	54	M	D	78,9	172,5	5,21	1,14	1,00
2	H002	63	M	D	87,2	179,2	7,55	1,35	1,04
3	H003	62	M	D	69,2	165,2	6,99	1,14	1,03
4	H004	59	M	D	85,8	175,8	5,65	1,31	0,99
5	H005	61	M	D	81,7	175,6	5,10	1,17	0,96
6	H006	56	M	E	76,7	179,5	7,71	1,36	1,00
7	H007	57	M	D	79,1	182,0	6,48	1,14	0,99

⁸ Simetria de apoio simples: calculada por meio de uma razão conforme (PATTERSON et al., 2010). Valores próximos de 1 remetem a padrões simétricos de deambulação.

$$\text{Razão de simetria Grupo Hígido} = \frac{\text{Tempo de suporte simples MID (s)}}{\text{Tempo de suporte simples MIE (s)}}$$

8	H008	50	F	D	58,9	160,5	6,80	1,15	0,98
9	H009	63	F	D	69,9	153,0	6,51	1,12	1,05
10	H010	66	F	D	59,0	163,0	---	1,33	0,99
11	H011	65	M	D	71,6	171,0	6,28	1,09	1,01

Nota: ID, identificação do participante; M, masculino; F, feminino; E, esquerdo; D, direito.
Fonte: A autora (2020).

Tabela 3 - Características individuais do grupo AVC.

N	ID	Idade (anos)	Gênero (M / F)	Dominância (D / E)	Massa Corporal (kg)	Estatura (cm)	TUG (s)	Velocidade média da marcha (m/s)	Simetria de apoio simples ⁹
1	P001	61	M	D	97,5	179,5	14,8	0,78	0,78
2	P002	51	M	D	84,8	179,0	21,9	0,71	0,71
3	P003	69	M	D	78,7	172,5	13,2	0,78	0,78
4	P004	67	M	D	74,6	163,5	8,8	0,92	0,92
5	P005	50	F	D	57,0	150,0	13,3	0,91	0,91
6	P006	64	M	D	72,8	171,0	34,2	0,51	0,51
7	P008	59	M	D	85,5	179,5	21,2	0,88	0,88
8	P009	62	M	D	86,2	172,6	17,7	0,81	0,81
9	P010	71	M	D	90,5	166,5	14,6	0,72	0,72
10	P011	57	F	D	64,8	154,0	---	0,71	0,71
11	P012	48	M	D	79,1	159,5	20,4	0,69	0,69
12	P013	54	M	D	69,5	160,0	17,6	0,64	0,64
13	P014	57	F	D	73,3	157,5	18,8	0,56	0,56
14	P015	66	F	D	58,4	154,4	11,7	1,04	1,04
15	P016	80	M	D	96,5	167,0	13,4	0,84	0,84
16	P017	61	F	E	58,0	154,5	11,0	0,74	0,74
17	P018	47	M	E	94,6	176,0	---	0,48	0,48

Legenda: ID, identificação do participante; M, masculino; F, feminino; E, esquerdo; D, direito.
Fonte: A autora (2020).

A Tabela 4 apresenta as características clínicas dos participantes do grupo AVC. Os dados de espasticidade muscular (detalhamento no item 4.4.2) e propriocepção (detalhamento no item 4.4.3) foram avaliados bilateralmente, mas nenhum participante apresentou déficits no membro inferior não parético e, portanto, apenas os resultados do membro parético foram reportados nessa tabela.

⁹ Simetria de apoio simples: calculada por meio de uma razão conforme (PATTERSON et al., 2010). Valores próximos de 1 remetem a padrões simétricos de deambulação.

$$\text{Razão de simetria Grupo AVC} = \frac{\text{Tempo de suporte simples MIP (s)}}{\text{Tempo de suporte simples MNP (s)}}$$

Tabela 4 - Características clínicas do grupo AVC.

N	ID	Tempo pós-AVC (meses)	Etiologia do AVC	Lado da Hemiparesia (D / E)	Recuperação Motora de Brunnstrom	Propriocepção Hálux MIP	Propriocepção Calcânhar MIP	Tônus Extensores de joelho	Tônus Flexores plantares	Uso de Órtese ^a	Dispositivo auxiliar de locomoção ^b
1	P001	68	I	D	3	Preservada	Preservada	1	1	Não	Não
2	P002	89	I	D	3	Preservada	Preservada	0	1	Não	Não
3	P003	63	H	D	5	Preservada	Preservada	0	0	Não	Não
4	P004	5	I	E	6	Preservada	Preservada	0	0	Não	Não
5	P005	127	I	E	6	Preservada	Preservada	1	1+	Não	Não
6	P006	58	I	E	3	Preservada	Preservada	0	1	Não	Muleta C
7	P008	8	H	D	6	Preservada	Preservada	0	1	Não	Bengala (4 p)
8	P009	12	I	D	3	Alterada	Preservada	1	0	Não	Não
9	P010	6	I	E	3	Preservada	Preservada	1+	1	Não	Não
10	P011	3	I	D	6	Preservada	Preservada	0	1	Não	Não
11	P012	5	I	D	3	Preservada	Preservada	1	1	Não	Bengala (1 p)
12	P013	9	I	E	4	Preservada	Preservada	1+	1	Não	Não
13	P014	111	H	D	3	Ausente	Ausente	2	1+	Não	Muleta C
14	P015	12	I	D	6	Preservada	Preservada	0	0	Não	Não
15	P016	9	H	D	5	Preservada	Preservada	0	0	Não	Não
16	P017	5	I	E	6	Preservada	Preservada	0	0	Não	Não
17	P018	57	I	D	3	Preservada	Preservada	0	1+	TSP	Bengala (1 p)

Legenda: ID, identificação do participante; E, esquerdo; D, direito; I, isquêmico; H, hemorrágico; MIP, membro inferior parético; Bengala1 p, bengala de um ponto; Bengala 4 p, bengala de quatro pontos; Muleta C, muleta canadense. Nota: ^a tipo de órtese habitualmente utilizada pelo participante; ^b tipo de dispositivo auxiliar de locomoção habitualmente utilizado pelo participante para realizar deambulação comunitária. Órteses e dispositivos auxiliares não foram utilizadas durante a análise cinemática da marcha. O Tônus muscular foi avaliado de acordo com a graduação da Escala Modificada de *Ashworth*.

Fonte: A autora (2020).

A ausência do participante P007 pode ser observada, uma vez que o mesmo foi excluído da amostra de voluntários do grupo AVC, pois os dados coletados na análise cinemática da marcha foram invalidados por problemas na etapa de reconstrução dos marcadores durante o processamento, caracterizando-se essa como uma perda amostral ($n=1$). Esse participante não foi contabilizado na contagem de 28 voluntários.

No grupo Hígido, um dos participantes (H010) não realizou o TUG (pane no sistema de análise do movimento). No grupo AVC, dois participantes (P011 e P018) também não realizaram o teste. Esses voluntários apresentaram-se cansados ao final da análise cinemática da marcha e pouco dispostos a realizar mais um teste que envolvesse deambulação, como é o caso do TUG. Sendo o bem-estar físico dos voluntários uma prioridade, os pesquisadores respeitaram a condição de possível fadiga física dos participantes e encerraram a coleta. Os dados desses voluntários foram mantidos no estudo, uma vez que o TUG foi aplicado apenas para caracterização da amostra, mas não tem relação com os cálculos das variáveis de interesse da pesquisa.

4.3 DESCRIÇÃO DOS PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Os voluntários foram convidados a comparecer ao LaMH para a realização das avaliações (Apêndices C e D) que iniciaram com uma entrevista direcionada, onde dados pessoais e história clínica foram coletados. Em seguida, foram mensurados os sinais vitais (pressão arterial e frequência cardíaca) e os dados antropométricos de interesse (massa corporal, estatura, comprimento dos membros inferiores e diâmetro das articulações dos joelhos e tornozelos). Na sequência, foi aplicada a Escala de Recuperação Motora de *Brunnstrom* para quantificar o nível de comprometimento motor do membro inferior parético pós-AVC. Também foram avaliados o grau de espasticidade muscular e a presença de alterações de propriocepção consciente nos membros inferiores.

Ressalta-se que a pesquisadora e autora deste manuscrito, com experiência em avaliação e tratamento de pacientes com afecções neurológicas, foi responsável por avaliar todos os participantes em relação aos estágios de recuperação motora pós-AVC, espasticidade e propriocepção, eliminando assim a variabilidade inter-examinador. Por outro lado, sabe-se que tais avaliações possuem certo componente

de subjetividade e a realização dos testes por um único avaliador não é completamente livre de viés.

Após a avaliação clínica, o voluntário foi devidamente preparado para a realização da análise cinemática da marcha e, por fim, convidado a realizar o *Timed Up & Go test (TUG)* para avaliar a mobilidade funcional e risco de quedas. Para os participantes hígidos, não foi necessário aplicar a avaliação de recuperação motora. De modo que, após a mensuração dos sinais vitais e dados antropométricos, esse grupo foi conduzido à realização da análise cinemática da marcha e *TUG*.

Ao final da coleta de dados, os participantes do grupo AVC foram convidados a comparecer mais uma vez ao LaMH para a realização de uma segunda avaliação de marcha, na qual foram repetidos os procedimentos relacionados à análise cinemática. Aqueles que aceitaram o convite, tiveram a segunda avaliação agendada dentro do prazo máximo de uma semana.

4.4 DETALHAMENTO DAS AVALIAÇÕES

4.4.1 Escala de Recuperação Motora de *Brunnstrom*

Essa classificação é baseada em seis estágios de recuperação motora de pessoas com hemiparesia pós-AVC descritos por *Brunnstrom* (BRUNNSTRÖM, 1970) e propõe avaliar qualitativamente o controle voluntário dos movimentos no membro acometido (CHEN et al., 2000) e, assim, descrever quantitativamente a sua função motora (HUANG et al., 2016). Para sua aplicação, foi solicitado ao participante que realizasse ativamente alguns movimentos com o membro inferior parético, para que o avaliador pudesse identificar o estágio no qual o voluntário se enquadrava de acordo com a descrição a seguir (adaptado de CHEN et al., 2000):

1: Flacidez;

2: Presença de movimentos voluntários mínimos;

3: Presença de movimentos voluntários acoplados (flexão combinada de quadril e joelho e dorsiflexão do tornozelo, tanto sentado quanto em pé);

4: Capacidade de realizar movimentos que se desviam do padrão de realização em acoplamento (flexão de joelho superior a 90° e dorsiflexão do tornozelo com o calcanhar no chão na posição sentada);

5: Presença de independência relativa dos movimentos (flexão isolada do joelho com o quadril estendido e dorsiflexão isolada do tornozelo com o joelho estendido na posição de pé);

6: Movimentos articulares isolados (abdução do quadril na posição de ortostatismo e rotação do joelho com inversão e eversão do tornozelo na posição sentada).

4.4.2 Avaliação do grau de espasticidade muscular

A Escala Modificada de *Ashworth* (BOHANNON; SMITH, 1987) é amplamente utilizada para mensurar a espasticidade muscular em pacientes com lesões no SNC. Sua aplicação envolve a movimentação manual do membro em avaliação através de toda a amplitude articular para alongar passivamente grupos musculares específicos e, assim, graduar a resistência encontrada. Dois importantes grupos musculares foram avaliados: extensores de joelho e flexores plantares de tornozelo. A avaliação foi aplicada nos dois membros inferiores. Para tal, o participante foi posicionado sobre uma maca terapêutica e assumiu, com auxílio do avaliador, a posição de decúbito dorsal e de decúbitos lateral direito e esquerdo. O teste foi realizado bilateralmente.

Neste instrumento, a classificação ordinal varia de 0 a 4 (BOHANNON; SMITH, 1987):

0: nenhum aumento no tônus muscular;

1: discreto aumento do tônus muscular, manifestado por tensão momentânea ou por resistência mínima no final da amplitude de movimento articular (ADM), quando o segmento é movido em flexão ou extensão;

1+: discreto aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da ADM restante;

2: aumento mais marcante do tônus muscular, durante a maior parte da ADM, mas o segmento é movido com facilidade;

3: considerável aumento do tônus muscular, a movimentação passiva do segmento é difícil;

4: a parte afetada apresenta-se rígida em flexão ou extensão.

4.4.3 Avaliação da propriocepção consciente

Nesta avaliação é possível verificar a presença de alterações de sensibilidade profunda e de percepção corporal (LUNDY-EKMAN, 2000; SPECIALI, 1996). Para sua realização, o participante permaneceu deitado em decúbito dorsal e com os olhos fechados enquanto o avaliador movimentou passivamente a falange distal do hálux. O participante deveria responder em qual posição (flexão ou extensão) encontrava-se sua articulação. Em um segundo momento, o avaliador movimentou a articulação do tornozelo do participante, que deveria, mais uma vez, responder em qual posição (flexão ou extensão) encontrava-se a articulação. Os movimentos foram realizados tanto no membro inferior parético, quanto no membro inferior não parético.

4.4.4 Análise Cinemática da Marcha

Para essa avaliação, os participantes foram devidamente preparados com vestuário adequado e fixação dos marcadores refletivos com fita dupla face hipoalergênica sobre pontos anatômicos específicos, contemplando as exigências do modelo de colocação de marcadores detalhadamente descrito no item 4.5 do presente documento. Inicialmente, os participantes foram posicionados no centro do laboratório para a realização da coleta estática, permanecendo em postura ereta quieta por aproximadamente 10 segundos. Em seguida, foram posicionados fora da área de coleta e orientados a deambular em linha reta (cruzando o laboratório) por um trajeto de aproximadamente 6 m, sem auxílio de outra pessoa ou de dispositivos de locomoção (órteses, bengalas, muletas etc.). Esse trajeto foi previamente estabelecido e devidamente explicado para cada voluntário, contudo, não houve demarcação visível sobre o solo. A velocidade de deambulação foi de livre escolha do participante (velocidade confortável autosselecionada), que foi convidado a realizar o trajeto supracitado repetidas vezes.

Com base em um experimento prévio (DEVETAK, 2015), estabeleceu-se um quantitativo mínimo de 6 trajetos completos para a obtenção do número de passos imprescindíveis para a análise proposta (acima de 30 passos) nos participantes com AVC e, pelo menos 15 trajetos completos no grupo Hígido. Intervalos para

descanso, sem limite de tempo, foram permitidos se e quando o participante julgou necessário.

4.4.5 *Timed Up and Go Test (TUG)*

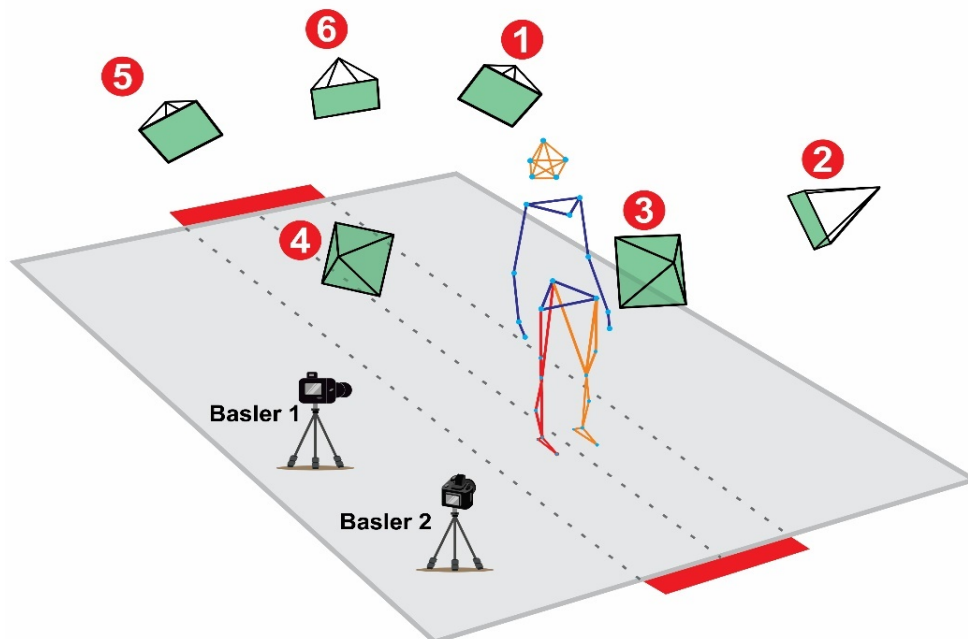
Essa avaliação é amplamente aplicada (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991) e já validado para pessoas com AVC (FLANSBJER et al., 2005). Por meio dela, é possível avaliar o equilíbrio na transferência da posição sentada para a posição em pé e durante a caminhada. O teste consiste em levantar-se de um banco, percorrer a distância de 3 m, dar meia volta, retornar e sentar-se novamente. No presente estudo, os participantes foram orientados a realizar a tarefa por duas vezes consecutivas, ambas em velocidade confortável, podendo haver descanso entre a primeira e a segunda repetição. O tempo de realização das duas repetições do teste foi cronometrado e o menor deles foi considerado como válido. Todos os voluntários foram filmados durante a realização do TUG que foi conduzido ao final da análise cinemática da marcha. O comando para início do teste foi dado pelo mesmo pesquisador que acionou o cronômetro, e o procedimento foi replicado para todos os participantes.

4.5 INSTRUMENTAÇÃO E CONFIGURAÇÃO DO *SET UP* EXPERIMENTAL

A montagem do *set up* experimental antecedeu o início das coletas e envolveu a organização do laboratório para adequação da estrutura física, definição do posicionamento das câmeras e configuração definitiva da área de coleta, bem como o ajuste do espaço para atender às necessidades dos participantes e permitir a realização das avaliações clínicas e antropométricas com segurança e privacidade.

A coleta de dados cinemáticos foi realizada utilizando o sistema de 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 captação simultânea de imagens (Figura 4).

Figura 4 – Imagem representativa do posicionamento das câmeras no *Set up* experimental.

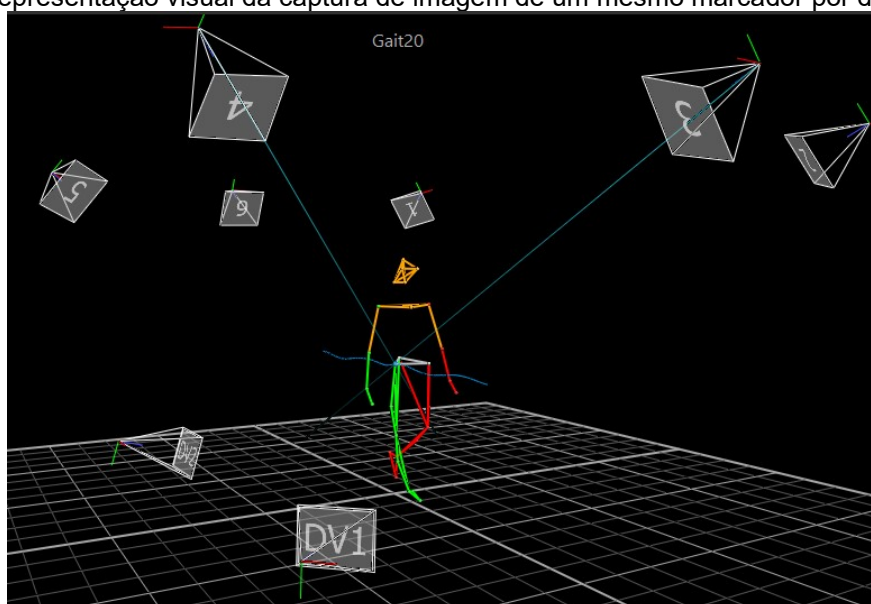


Nota: As câmeras de radiação infravermelha estão representadas acima na imagem pelos quadrados verdes e respectivos números de 1 a 6. As câmeras de vídeos foram posicionadas no solo (± 45 cm de altura), estando uma delas instalada transversalmente à área de percurso dos participantes (Basler 1) e a outra 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.

Fonte: A autora (2020). Arte: Carla Rinaldin.

As câmeras infravermelhas foram posicionadas de modo que pelo menos duas delas pudessem capturar cada marcador refletivo para posterior reconstrução tridimensional do modelo (Figura 5). O *software* responsável pela captura e processamento inicial dos dados foi o *Nexus* (versão 2.7).

Figura 5 - Representação visual da captura de imagem de um mesmo marcador por duas câmeras.

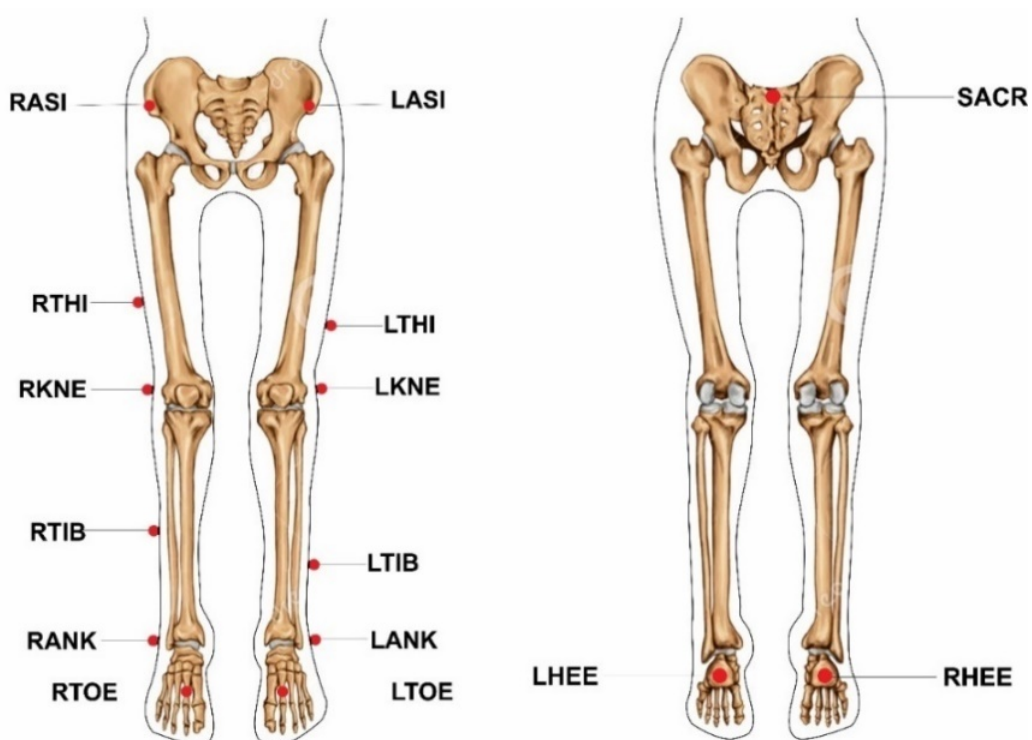


Fonte: A autora (2020).

Os dados foram amostrados a uma frequência de 100 Hz. O processo de calibração dinâmica da área de coleta foi realizado conforme recomendações do fabricante do sistema, utilizando o calibrador padrão composto por 5 marcadores ativos. As câmeras de vídeo foram configuradas em uma frequência de amostragem de 50 Hz e posicionadas para capturar as imagens dos membros inferiores ao longo da trajetória de deambulação dos participantes.

O modelo de colocação dos marcadores utilizado foi o *Plug-in-Gait Sacro*, que é baseado no modelo biomecânico de *Newington-Helen Hayes*, composto por 15 marcadores passivos esféricos de 14 mm de diâmetro, fixados sobre pontos anatômicos específicos conforme apresentado na Figura 6, dando origem a um modelo tridimensional com sete segmentos: pelve, coxas (direita e esquerda), pernas (direita e esquerda) e pés (direito e esquerdo), conforme Figura 7.

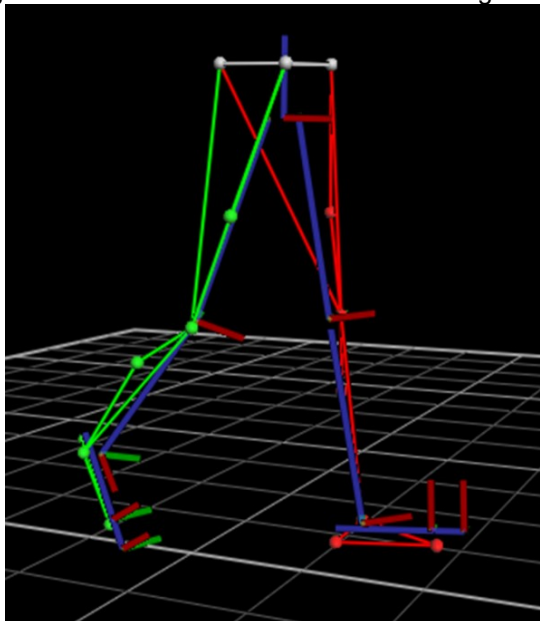
Figura 6 - Modelo de colocação dos marcadores - *Plug-in-Gait Sacro*.



Legenda: os marcadores foram colocados sobre os seguintes pontos anatômicos: RASI, espinha ilíaca ântero-superior direita; LASI, espinha ilíaca ântero-superior esquerda; RTHI, face lateral da coxa direita; LTHI, face lateral da coxa esquerda; RKNE, epicôndilo lateral do fêmur direito; LKNE, epicôndilo lateral do fêmur esquerdo; RTIB, face lateral da tibia direita; LTIB, face lateral da tibia esquerda; RANK, maléolo lateral do tornozelo direito; LANK, maléolo lateral do tornozelo esquerdo; RTOE, cabeça do segundo metatarso direito; LTOE, cabeça do segundo metatarso esquerdo; SACR, sacral; RHEE, tuberosidade do calcâneo direito; LHEE, tuberosidade do calcâneo esquerdo.

Fonte: A autora (2020). Arte: Carla Rinaldin.

Figura 7 - Modelo tridimensional de sete segmentos.



Fonte: a Autora (2020).

4.6 PROCESSAMENTO DOS SINAIS CINEMÁTICOS

Os dados cinemáticos brutos foram processados por um único pesquisador utilizando a versão 2.7 do *software Nexus* e seguindo o procedimento padrão para exames de marcha. Essa etapa envolveu, além da reconstrução dos marcadores e preenchimento de *gaps*¹⁰, a identificação manual dos eventos da marcha, realizada com o auxílio das imagens gravadas pelas câmeras de vídeo.

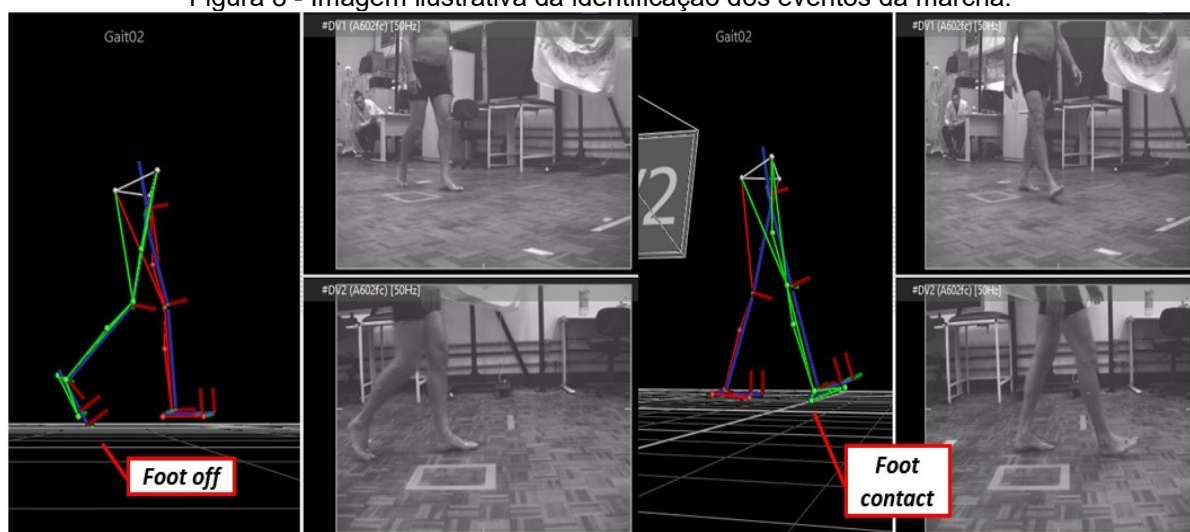
Os arquivos contendo as coordenadas dos marcadores, identificação dos eventos da marcha e cálculo dos parâmetros espaço temporais de cada trajeto coletado foram exportados em formato c3d para dar continuidade ao processamento em ambiente *Matlab (MathWorks Inc., versão R2016a)*, utilizando uma rotina escrita especificamente para esse fim e cujo código completo é apresentado no Apêndice E.

A escrita desse algoritmo contou com a participação de profissionais de diferentes áreas (Engenharia Elétrica, Engenharia da Computação e Fisioterapia), uma vez que os cálculos envolvidos na abordagem UCM exigirem conhecimento de análise biomecânica, álgebra linear, programação e cálculos em geral.

¹⁰ *Gaps*: do inglês, lacunas. São curtos intervalos de tempo (milissegundos) pelos quais um marcador não foi reconhecido por duas ou mais câmeras infravermelhas, criando um espaço com ausência da trajetória desse marcador, que precisa ser reconstruída a partir de ferramentas disponíveis no *software*.

A partir da identificação prévia dos eventos da marcha (arquivo c3d), 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*), conforme apresentado na Figura 8, que representa a delimitação da fase de apoio simples do membro inferior esquerdo.

Figura 8 - Imagem ilustrativa da identificação dos eventos da marcha.



Legenda: *Foot off*, perda de contato do pé direito com o solo; *Foot contact*, contato subsequente do pé direito com solo.

Fonte: a autora (2020).

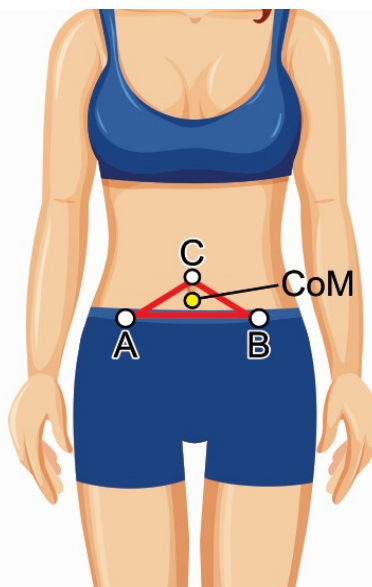
As janelas de dados contendo as fases de apoio simples de cada membro inferior foram normalizadas (0 a 100%) para alinhar todos os dados cinemáticos e permitir a comparação entre os passos em cada unidade percentual. Essa normalização foi realizada utilizando uma interpolação por *spline* cúbica. Os cálculos e processamentos foram realizados para cada membro inferior separadamente e exportados para uma matriz de armazenamento dos dados normalizados.

No grupo Hígido, os membros inferiores foram subdivididos por dimídio corporal e nomeados como membro inferior direito (MID) e membro inferior esquerdo (MIE). Já no grupo AVC, a subdivisão foi realizada conforme o lado da hemiparesia. Sendo assim, os membros inferiores do grupo AVC foram nomeados de membro inferior parético (MIP) e membro inferior não parético (MINP).

O CoM foi definido por uma aproximação localizada dentro do segmento da pelve, de modo que as trajetórias ântero-posterior (x) e vertical (y) foram calculadas

a partir das coordenadas x e y do ponto médio formado entre os marcadores das espinhas ílfacas ântero-superiores direita e esquerda e marcador sacral, conforme representação na Figura 9.

Figura 9 - Imagem ilustrativa do ponto representativo do CoM.



Legenda: A, marcador posicionado sobre a espinha ílfaca ântero-superior direita; B, marcador posicionado sobre a espinha ílfaca ântero-superior esquerda; C, marcador sacral; CoM, centro de massa definido pelo ponto médio entre os marcadores A, B e C.

Fonte: A autora (2020). Arte: Carla Rinaldin.

Vale ressaltar que o presente estudo foi inspirado em experimentos prévios com o mesmo perfil (PAPI; ROWE; POMEROY, 2015; VITO et al., 2017), onde o CoM também foi definido por essa aproximação. Muito embora não corresponda exatamente à posição do centro de massa do corpo, o comportamento dinâmico é muito semelhante.

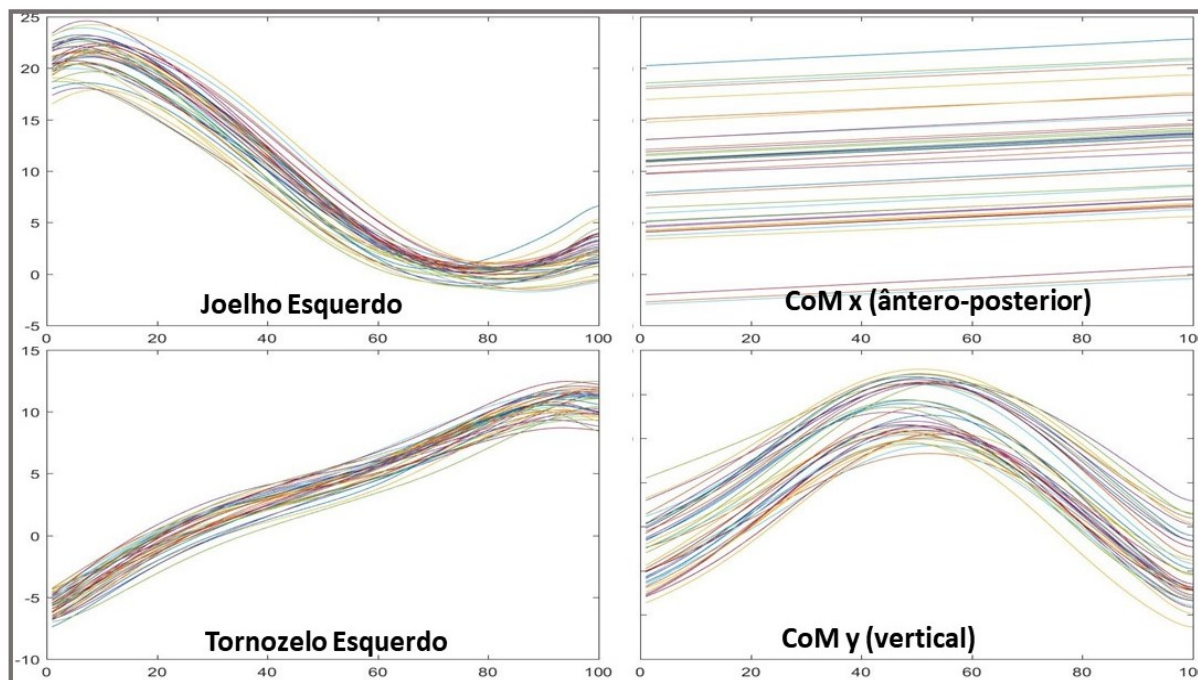
Os centros articulares do tornozelo e joelho foram considerados coincidentes com os marcadores do maléolo lateral e epicôndilo lateral do fêmur, respectivamente. Já a posição do centro articular do quadril foi definida conforme o manual do *Plug-in-Gait* (VICON MOTION SYSTEM LTD, 2016, p.50).

Aplicou-se sobre as coordenadas de todos os marcadores incluídos no modelo, um filtro passa baixas, do tipo *Butterworth* de 4º ordem, com frequência de corte de 6Hz, visando eliminar ruídos aleatórios conforme preconizado na literatura (WINTER, 2009).

Antes de serem definitivamente incluídos nos cálculos da análise UCM, as trajetórias dos ângulos articulares e do CoM em x e y foram visualmente inspecionados em busca de possíveis erros de processamento ou de

artefatos/ruídos que pudessem interferir nos cálculos. A Figura 10 apresenta exemplos dos gráficos gerados para inspeção visual.

Figura 10 - Imagem ilustrativa dos gráficos gerados para inspeção visual.



Legenda: CoM, centro de massa.

Nota: A imagem apresenta 4 gráficos de um participante hígido (H002), cujos dados foram inspecionados e estão de acordo com o padrão de curva esperado para a análise em questão, aptos a serem incluídos na rotina de cálculos da análise UCM.

Fonte: A autora (2020).

Os passos que apresentaram alguma condição de erro e não puderam ser corrigidos em uma segunda rodada de processamento no *software Nexus*, foram excluídos para evitar que uma variabilidade não relacionada ao sujeito fosse incluída nos cálculos e gerasse valores não verídicos de V_{UCM} ou de V_{ORT} .

4.7 DETALHAMENTO DOS CÁLCULOS DA ANÁLISE UCM

A abordagem UCM propõe relacionar a variabilidade no nível do sistema efetor à variabilidade de uma variável prioritária hipotética previamente estabelecida. No presente estudo, a tarefa específica foi definida como a fase de apoio simples da marcha, enquanto a variável de desempenho foi representada pela trajetória do CoM no plano sagital, e as variáveis elementares, pelos ângulos articulares dos membros inferiores neste mesmo plano.

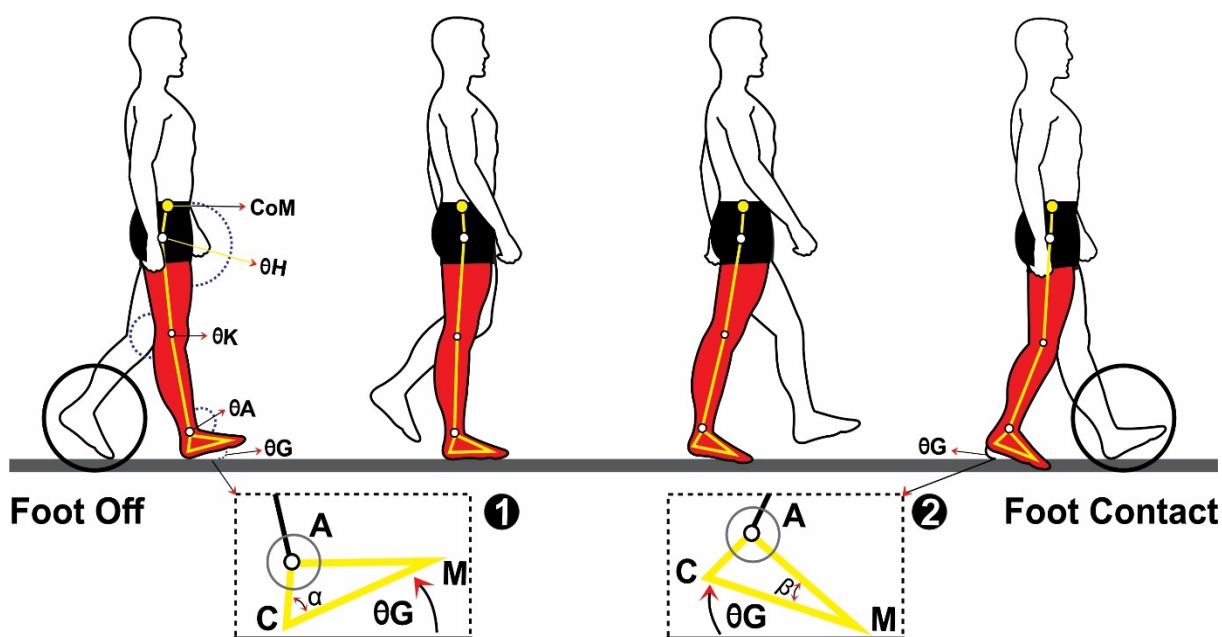
Utilizando um modelo geométrico simplificado, os ângulos das articulações de quadril, joelho e tornozelo e do posicionamento do pé em relação ao solo foram

relacionados à posição do CoM durante vários passos coletados do mesmo voluntário. Cada membro inferior foi analisado separadamente.

Os cálculos da abordagem UCM foram realizados conforme descrito na literatura (DOMKIN et al., 2002; LATASH et al., 2002; LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2007; SCHOLZ et al., 2002; SCHOLZ; SCHÖNER, 1999) de modo que os comportamentos das variáveis elementares (ângulos articulares) e da variável de desempenho (trajetória do CoM) foram ligados entre si por um modelo formal, possibilitando uma análise quantitativa da estrutura da variância dos ângulos articulares em relação a mudanças na trajetória do CoM.

A partir dos ângulos articulares de tornozelo, joelho, quadril e o ângulo formado entre a sola do pé e o solo no plano sagital, um modelo geométrico de 4 segmentos foi estabelecido para ligar o comportamento do CoM ao comportamento das rotações articulares, conforme apresentado na Figura 11.

Figura 11 - Modelo geométrico simplificado.



Nota: a imagem representa a fase de apoio simples do membro inferior direito. Nos detalhes 1 e 2, segmento do pé, onde: A representa o marcador do maléolo lateral; C, marcador do calcâneo e M, marcador da cabeça do 2º metatarso. Legenda: CoM, centro de massa; θ_H ângulo do quadril; θ_K ângulo do joelho; θ_A ângulo do tornozelo; θ_G ângulo entre o pé e o solo.

Fonte: A autora (2020). Arte: Carla Rinaldin.

Nesse modelo, as rotações articulares foram relacionadas à posição do CoM conforme as Equações 1 e 2.

$$x_{CoM} = x_A + L_S \cos\left(\theta_A + \theta_G - \frac{\pi}{2}\right) + L_T \cos\left(\theta_K + \theta_A + \theta_G - \frac{3\pi}{2}\right) + L_P \cos\left(\theta_H + \theta_K + \theta_A + \theta_G - \frac{\pi}{2}\right) \quad (1)$$

$$y_{CoM} = y_A + L_S \sin\left(\theta_A + \theta_G - \frac{\pi}{2}\right) + L_T \sin\left(\theta_K + \theta_A + \theta_G - \frac{3\pi}{2}\right) + L_P \sin\left(\theta_H + \theta_K + \theta_A + \theta_G - \frac{\pi}{2}\right) \quad (2)$$

Onde:

x_{CoM} coordenada ântero/posterior do CoM;

y_{CoM} coordenada vertical do CoM;

θ_A ângulo do tornozelo;

θ_K ângulo do joelho;

θ_H ângulo do quadril;

θ_G ângulo entre o pé e o solo;

L_S comprimento do segmento da perna (distância entre os centros articulares do tornozelo e do joelho);

L_T comprimento do segmento da coxa (distância entre os centros articulares do joelho e do quadril);

L_P comprimento do segmento da pelve (distância entre o centro articular do quadril e o CoM);

x_A e y_A representam as coordenadas do tornozelo no sentido ântero/posterior e vertical, respectivamente.

Essas duas últimas variáveis (x_A e y_A) foram calculadas conforme a orientação do pé e seu ângulo em relação ao solo, sendo necessário prever 3 condições distintas:

a) Quando o calcanhar está em contato com o solo e a parte anterior do pé está elevada (flexão dorsal do tornozelo), então θ_G é maior que zero;

b) Quando tanto o calcanhar, quanto a parte anterior do pé estão em contato com o solo (pé neutro), então θ_G é igual a zero;

c) Quando a parte anterior do pé está em contato com o solo e o calcanhar está elevado (flexão plantar do tornozelo), então θ_G é menor que zero.

Assim:

- Se $\theta_C \geq 0$ (Figura 11 - detalhe 1):

$$x_A = x_{\text{calcâneo}} + CA \cos(\alpha + \theta_C)$$

$$y_A = y_{\text{calcâneo}} + CA \sin(\alpha + \theta_C)$$

- Se $\theta_C < 0$ (Figura 11 – detalhe 2):

$$x_A = x_{\text{metatarso}} + MA \cos(\theta_C - \beta)$$

$$y_A = y_{\text{metatarso}} + MA \sin(\theta_C - \beta)$$

Onde:

$x_{\text{calcâneo}}$ coordenada ântero/posterior do marcador do calcâneo;

$y_{\text{calcâneo}}$ coordenada vertical do marcador do calcâneo;

$x_{\text{metatarso}}$ coordenada ântero/posterior do marcador do metatarso;

$y_{\text{metatarso}}$ coordenada vertical do marcador do metatarso;

CA distância entre os marcadores do calcâneo e do maléolo lateral;

MA distância entre os marcadores do metatarso e do maléolo lateral;

α ângulo da parte posterior do pé (formado entre os segmentos CA e a sola do pé);

β ângulo da parte anterior do pé (formado entre os segmentos MA e a sola do pé);

A próxima etapa consistiu na definição da matriz Jacobiana (J) e computação analítica do seu espaço nulo ($Null$). Essa é uma matriz de derivadas parciais de primeira ordem das coordenadas do CoM (x e y) em relação aos ângulos articulares do membro inferior.

O espaço nulo é o subespaço onde todas as combinações dos ângulos articulares não alteram as coordenadas do CoM.

A trajetória média dos ângulos articulares ao longo de todos os passos foi considerada como a configuração de referência que resulta na posição ideal do CoM. O jacobiano foi calculado para cada instante da fase de apoio simples (normalização 0 – 100), linearizando ponto a ponto a função de CoM x e CoM y em relação a θ_A , θ_K , θ_H , θ_G , e permitindo que pequenas mudanças nas variáveis elementares e na variável de desempenho sejam relacionadas entre si, mesmo sendo essas variáveis

mensuradas em grandezas distintas (CoM em metros e θ em radianos). Essa função é expressa na Equação 3.

$$\bar{\theta} = J(\bar{\theta}) \cdot \varepsilon_{n-d} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x_{CoM}}{\partial \theta_G} & \frac{\partial x_{CoM}}{\partial \theta_A} & \frac{\partial x_{CoM}}{\partial \theta_K} & \frac{\partial x_{CoM}}{\partial \theta_H} \\ \frac{\partial y_{CoM}}{\partial \theta_G} & \frac{\partial y_{CoM}}{\partial \theta_A} & \frac{\partial y_{CoM}}{\partial \theta_K} & \frac{\partial y_{CoM}}{\partial \theta_H} \end{bmatrix} \cdot \varepsilon_{n-d}$$

$$\varepsilon_{n-d} = Null(J) = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} & \varepsilon_{12} \\ \varepsilon_{21} & \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{31} & \varepsilon_{32} \\ \varepsilon_{41} & \varepsilon_{42} \end{bmatrix}$$
(3)

Onde:

ε_{n-d} é a matriz com o espaço nulo do jacobiano;

n é o número de variáveis elementares (4 variáveis);

d dimensionalidade da variável de desempenho (2 dimensões);

$\bar{\theta} = \begin{bmatrix} \bar{\theta}_G \\ \bar{\theta}_A \\ \bar{\theta}_K \\ \bar{\theta}_H \end{bmatrix}$ é o vetor com um ponto da trajetória média.

Na sequência, foram calculados os vetores correspondentes aos desvios em relação à trajetória média, ou seja, os desvios entre a configuração real de variáveis elementares e a configuração de referência, conforme a equação 4. Esses vetores foram, então, decompostos e projetados no subespaço nulo, chamado de UCM, (equação 5) e no subespaço ortogonal ao UCM (equação 6).

$$DV = \begin{bmatrix} \theta_G - \bar{\theta}_G \\ \theta_A - \bar{\theta}_A \\ \theta_K - \bar{\theta}_K \\ \theta_H - \bar{\theta}_H \end{bmatrix}$$
(4)

$$DV_{\parallel} = \sum_{i=1}^{n-d} (Null(J)_i^T \cdot DV) Null(J)_i$$
(5)

$$\mathbf{DV}_{\perp} = \mathbf{DV} - \mathbf{DV}_{\parallel} \quad (6)$$

Onde:

\mathbf{DV} é o vetor de desvio dos ângulos em relação à trajetória média de todos os passos;

$$\mathbf{Null}(J)_i = \begin{bmatrix} \varepsilon_{1i} \\ \varepsilon_{2i} \\ \varepsilon_{3i} \\ \varepsilon_{4i} \end{bmatrix}, \text{ com } i = 1,2 \text{ corresponde a cada um dos vetores da base que}$$

determina o subespaço nulo do Jacobiano, que é o UCM;

\mathbf{DV}_{\parallel} é a componente do vetor de desvio projetada no subespaço nulo do Jacobiano;

\mathbf{DV}_{\perp} é a componente do vetor de desvio projetada no subespaço ortogonal ao UCM.

Variações em θ_A , θ_K , θ_H , θ_G (variáveis elementares) que ocorrem no subespaço nulo, denominado UCM, não afetam a estabilidade do CoM (variável de desempenho). Já as variações em θ_A , θ_K , θ_H , θ_G que desencadeiam alterações no comportamento do CoM, estão contidas no subespaço ortogonal ao UCM. As variabilidades contidas no subespaço UCM e no subespaço ortogonal foram obtidas por meio de um cálculo de variâncias de acordo com as Equações 7 e 8.

$$V_{UCM} = \sigma_{\parallel}^2 = \frac{\sum_{i=1}^N \mathbf{DV}_{\parallel}^2}{(n-d)N} \quad (7)$$

$$V_{ORT} = \sigma_{\perp}^2 = \frac{\sum_{i=1}^N \mathbf{DV}_{\perp}^2}{dN} \quad (8)$$

Considera-se que quando o comportamento da variável de desempenho se mantém estável, mesmo diante de alterações nas variáveis elementares, a variabilidade contida no subespaço UCM (V_{UCM}) é maior que a variabilidade no subespaço ortogonal (V_{ORT}). Para tal, uma razão que identifica a variabilidade

relativa em cada subespaço foi calculada conforme a Equação 9. Essa razão representa o Índice de Sinergia (Δs).

$$\Delta s = \left(\frac{2\sigma_{\parallel}^2}{\sigma_{\parallel}^2 + \sigma_{\perp}^2} \right) - 1 \quad (9)$$

Valores de Δs acima de zero indicam que a variabilidade no subespaço UCM supera a variabilidade do subespaço ortogonal. Altos valores de Δs indicam a existência de sinergias cinemáticas estabilizadoras agindo de tal forma que a variabilidade das variáveis elementares, que são, no presente estudos, os ângulos articulares dos membros inferiores, não afeta a trajetória do CoM.

4.8 ANÁLISE DOS DADOS

Os dados resultantes da análise UCM realizada em ambiente *Matlab* (*MathWorks Inc.*) utilizando um código específico, foram exportados para planilhas em formato compatível com o *software Excel®* e, posteriormente, importados para análise estatística no *software IBM SPSS Statistics para Windows (IBM Corp., versão 21.0. Armonk, NY)*. Os testes estatísticos mais adequados a cada conjunto de variáveis foram escolhidos conforme características de distribuição dos dados, assumindo um valor de significância (α) fixado em 0,05, com intervalo de confiança de 95%.

4.8.1 Detalhamento das variáveis do estudo

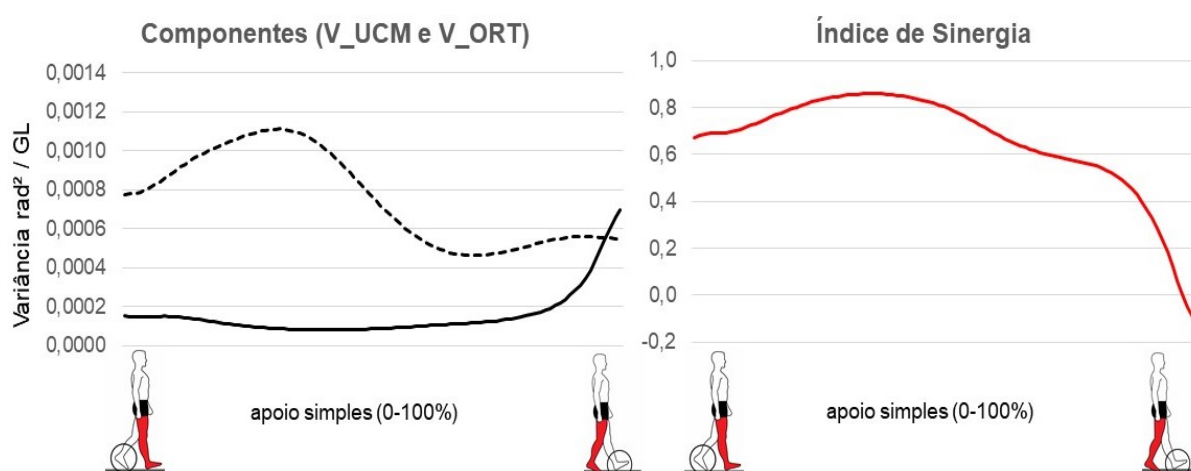
As variáveis de interesse (V_{UCM} , V_{ORT} e Δs), originalmente calculadas ao longo da fase de apoio simples normalizada (0-100%), deram origem a uma curva de 100 pontos, a partir da qual um valor médio foi calculado para cada participante. Esse valor médio foi chamado aqui de “valor representativo” da respectiva variável em análise.

Essa forma de apresentação dos resultados segue o mesmo perfil adotado por outros experimentos previamente publicados (KRISHNAN et al., 2013;

ROSENBLATT et al., 2015; SCHOLZ et al., 2007; SCHOLZ; SCHÖNER, 1999). Todas as variáveis foram calculadas separadamente para cada membro inferior.

A Figura 12 traz uma representação gráfica das curvas de V_UCM, V_ORT e Δs ponto a ponto, durante a fase de apoio simples da marcha, e a partir das quais foram calculados os valores representativos de um dos participantes do grupo Hígido.

Figura 12 - Representação gráfica das variáveis calculadas ponto a ponto ao longo da fase de apoio simples.



Nota: Dados referentes ao membro inferior direito do voluntário H002. V_UCM, linha preta pontilhada. V_ORT linha preta contínua
 Legenda: rad^2 / GL , raios quadrados por grau de liberdade.
 Fonte: A autora (2020).

4.9 DESCRIÇÃO DAS DIFERENTES ANÁLISES REALIZADAS

É importante esclarecer que apenas uma coleta foi realizada, abrangendo um total de 28 voluntários, conforme especificado no item 4.2.3 (Tabelas 1 a 4). Entretanto, como este é um estudo exploratório, distintos experimentos foram conduzidos sobre os dados coletados. Assim, para alcançar os objetivos específicos propostos, foram realizadas diferentes análises sobre a amostra completa ou em sub-amostras. O quadro 2 traz uma visão geral com a descrição resumida de cada experimento e respectivas amostras utilizadas. Para facilitar a compreensão das informações, este item foi subdividido respeitando a ordem e a lógica de cada experimento.

Quadro 2 - Resumo dos experimentos realizados no estudo.

Descrição	Análises conduzidas	Amostra
<u>Passo metodológico para confirmação da Hipótese UCM:</u> Confirmar a existência de diferença estatisticamente significativa entre V_UCM e V_ORT	Análise intra grupo: comparação entre valores representativos dos componentes de variabilidade (V_UCM e V_ORT) no MID e MIE (grupo Hígido); MIP e MINP (grupo AVC)	n=28; Todos os voluntários dos dois grupos. Grupo AVC (n=17) e grupo Hígido (n=11)
<u>Experimento I:</u> Investigar diferenças nos valores de V_UCM, V_ORT e Δs calculados com variadas quantidades de passos (repetições da tarefa)	Análise intra grupo: comparação entre os valores representativos de V_UCM, V_ORT e Δs calculados a partir de diferentes números de passos; Análise de correlação entre as curvas (V_UCM, V_ORT e Δs) geradas a partir de diferentes números de passos.	n=25; Voluntários dos dois grupos com número de passos ≥ 40 . Grupo AVC (n=16) e grupo Hígido (n=9).
<u>Experimento II:</u> Investigar possíveis diferenças em V_UCM, V_ORT e Δs entre membros no mesmo grupo	Análise intra grupo: comparação dos valores representativos de V_UCM, V_ORT e Δs entre MID e MIE, e entre MIP e MINP.	n=28; Todos os voluntários dos dois grupos. Grupo AVC (n=17) e grupo Hígido (n=11)
<u>Experimento III:</u> Investigar possíveis diferenças em V_UCM, V_ORT e Δs entre o grupo AVC e o grupo Hígido	Análise entre grupos: comparação de V_UCM, V_ORT e Δs (valores representativos) entre MID e MIP e entre MID e MINP	n=28; Todos os voluntários dos dois grupos. Grupo AVC (n=17) e grupo Hígido (n=11)
<u>Experimento IV:</u> Analisar a estabilidade das variáveis (V_UCM, V_ORT e Δs) no grupo AVC em um curto intervalo de tempo	Análise intra grupo: comparação dos valores representativos de V_UCM, V_ORT e Δs calculados em dois dias diferentes; Análise de correlação entre as curvas (V_UCM, V_ORT e Δs) obtidas em dois dias diferentes.	n=8; Voluntários do grupo AVC que concordaram em realizar duas análises de marcha em dias diferentes
<u>Experimento V:</u> Investigar possíveis diferenças em V_UCM, V_ORT e Δs calculados para pessoas com lesão nos distintos hemisférios cerebrais	Análise entre subgrupos no grupo AVC: comparação dos valores representativos de V_UCM, V_ORT e Δs gerados para pessoas com hemiparesia D e pessoas com hemiparesia E	n=12; Voluntários selecionados no grupo AVC - subgrupo homogêneo. Hemiparesia D (n=6) e Hemiparesia E (n=6)
<u>Experimento VI:</u> Investigar possíveis diferenças em V_UCM, V_ORT e Δs calculados para pessoas com melhor e pior recuperação motora pós-AVC	Análise entre subgrupos no grupo AVC: comparação dos valores representativos de V_UCM, V_ORT e Δs gerados para pessoas com diferentes níveis de recuperação motora pós-AVC conforme escala de Brunnstrom	n=17; Grupo AVC subdividido em pior (n=9) e melhor (n=8) recuperação motora.

Fonte: A autora (2020).

4.9.1 Verificação da Hipótese UCM

Para confirmar se a variabilidade dos ângulos articulares dos membros inferiores seria compatível com a existência de sinergias cinemáticas estabilizadoras da trajetória do CoM, os valores representativos de V_{UCM} e V_{ORT} foram comparados entre si no MIP e MINP (grupo AVC), e no MID e MIE (grupo Hígido). Essa análise se refere a um passo metodológico imprescindível quando a abordagem UCM é aplicada e foi realizada sobre o número total de participantes do grupo AVC (n=17) e grupo Hígido (n=11), utilizando o teste dos postos sinalizados de *Wilcoxon*.

Após a confirmação da hipótese UCM e para contemplar os objetivos específicos propostos, diferentes análises foram realizadas sobre os dados coletados. O método utilizado em cada um dos experimentos é descrito separadamente nos próximos tópicos.

4.9.2 Método para avaliação do impacto do número de passos incluídos nos cálculos

Os cálculos da abordagem UCM são baseados na variabilidade das variáveis elementares e variável de desempenho observada em repetidos ensaios da mesma tarefa. Para analisar quanta influência o número de passos (repetição da tarefa) poderia exercer sobre os valores de V_{UCM} , V_{ORT} e Δs nos dois grupos, os cálculos foram realizados com diferentes conjuntos numéricos de passos:

- Conjunto 1: resultados do cálculo das variáveis utilizando 10 passos;
- Conjunto 2: resultados do cálculo das variáveis utilizando 20 passos;
- Conjunto 3: resultados do cálculo das variáveis utilizando 30 passos;
- Conjunto 4: resultados do cálculo das variáveis utilizando 40 passos;

Os passos incluídos nos cálculos foram aleatoriamente selecionados dentro do banco de dados de cada voluntário, que variou de 40 a 56 passos para os hígidos e de 40 a 62 passos para os voluntários do grupo AVC. Ressalta-se que os passos incluídos nos cálculos não foram todos consecutivos, uma vez que a coleta foi

realizada em solo e cada participante deambulou repetidas vezes por um trajeto de aproximadamente 6 metros, conforme exposto na Figura 4.

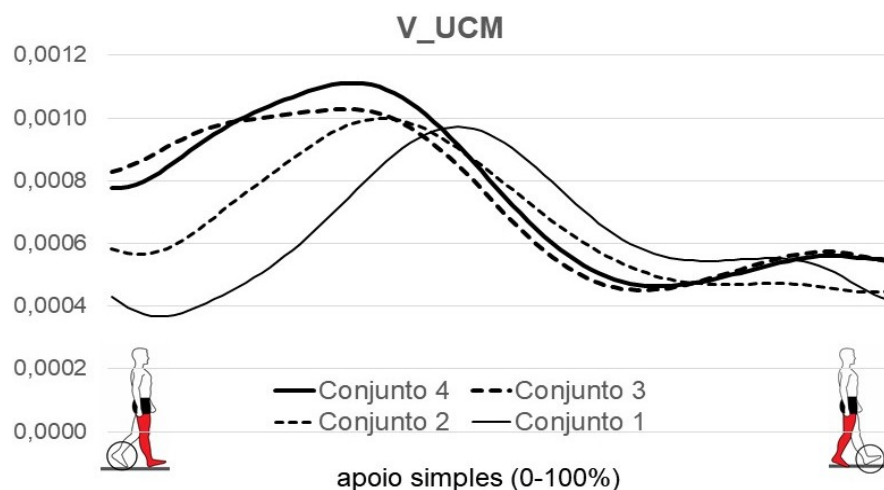
Sobre os valores representativos de V_{UCM} e V_{ORT} , calculados com 40, 30, 20 e 10 passos, foram conduzidas comparações não paramétricas (teste dos postos sinalizados *Wilcoxon*), utilizando o conjunto 4 (cálculo com 40 passos) como referência e comparando-o com os demais conjuntos. Assim, os resultados obtidos a partir de 40 passos foram comparados com os resultados obtidos a partir de 30, 20 e 10 passos separadamente. A abordagem foi a mesma tanto no grupo AVC, quanto no grupo Hígido. As comparações foram realizadas para os valores representativos de cada variável (V_{UCM} , V_{ORT} e Δs) no grupo AVC, com análises distintas em MIP e MINP.

No grupo Hígido, apenas os dados do MID foram analisados, uma vez que este foi firmado como membro de referência no estudo após a comparação entre MID e MIE (segundo objetivo específico), e verificação de inexistência de diferenças estatisticamente significativas entre esses dois membros.

A segunda abordagem desse experimento envolveu uma análise de correlação, realizada sujeito a sujeito, para verificar a concordância entre as curvas produzidas em cada conjunto de dados. As curvas geradas em cada condição de cálculo (conjuntos 1, 2, 3 e 4), foram correlacionadas individualmente, utilizando o Teste de Correlação de Pearson. Nesta análise, o conjunto 4 foi mantido como referência e correlacionado com os demais conjuntos (3, 2 e 1).

A Figura 13 apresenta um exemplo das curvas de V_{UCM} oriundas dos quatro conjuntos de dados para o membro inferior direito de um voluntário hígido (H002).

Figura 13 - Curvas de V_UCM obtidas a partir dos 4 conjuntos numéricos de passos.



Legenda: conjunto 1, dez passos; conjunto 2, vinte passos; conjunto 3, trinta passos; conjunto 4, quarenta passos.

Fonte: a Autora (2020).

A análise de correlação foi realizada separadamente para cada membro inferior de cada participante. Valores de r abaixo de 0.5 foram classificados como baixos; entre 0.5 e 0.7, moderados; entre 0.7 e 0.9 altos; e acima de 0.9, muito altos (MUKAKA, 2012).

Em relação à amostra desse experimento, foram excluídos dois participantes do grupo Hígido (H007 e H010) e um participante do grupo AVC (P016), uma vez que para esses participantes, foram obtidos apenas 35 passos válidos na análise cinemática da marcha, impossibilitando a inclusão de seus dados nesta análise comparativa. Dessa forma, a amostra foi composta por 25 participantes (grupo AVC $n=16$; grupo Hígido $n=9$), cujas características gerais são apresentadas na Tabela 5.

Tabela 5 - Características gerais da amostra do experimento I.

Características	Grupo Hígido ($n=9$)	Grupo AVC ($n=16$)
Idade (anos)	59,2 ($\pm 4,9$)	59,0 ($\pm 7,5$)
Massa Corporal (kg)	75,5 ($\pm 9,1$)	76,6 ($\pm 12,9$)
Estatuta (cm)	170,3 ($\pm 9,0$)	165,6 ($\pm 10,2$)
Gênero (M/F)	7 / 2	11 / 5

Legenda: M, masculino; F, feminino.

Fonte: A autora (2020).

4.9.3 Método para comparação entre membros no grupo AVC e grupo Hígido

Para atender ao segundo objetivo específico do estudo, os valores representativos de V_UCM, V_ORT e Δs foram comparados entre membros dentro

de cada grupo, ou seja: comparação entre MIP e MINP no grupo AVC, e comparação entre MID e MIE no grupo Hígido. O intuito foi investigar se lado direito e esquerdo, no caso do grupo Hígido, apresentavam diferença estatisticamente significativa. No grupo AVC, a análise buscou encontrar possíveis diferenças entre os valores das variáveis de interesse calculadas para membro parético e membro não parético dos participantes. Essa análise foi conduzida sobre número total de participantes do grupo AVC (n=17) e grupo Hígido (n=11), por meio do teste dos postos sinalizados de *Wilcoxon*.

Os dados incluídos nessa análise foram calculados utilizando 40 passos de cada participante, exceto para 1 voluntário do grupo AVC (P016) e 2 voluntários do grupo Hígido (H007 e H010), cuja análise cinemática resultou em 35 passos. A decisão de manter esses participantes com menos de 40 passos na amostra foi tomada após a análise conduzida para contemplar o primeiro objetivo específico do estudo. Detalhes que sustentaram essa decisão serão apresentados na sessão de resultados (item 5.2.1).

Sendo assim, a amostra completa foi mantida nesse experimento (n=28). O detalhamento dos dois grupos foi apresentado nas Tabelas 2 e 3 no início deste capítulo.

4.9.4 Método para comparação entre grupo AVC e grupo Hígido

O terceiro objetivo específico envolveu a comparação entre grupos. Como diferenças significativas não foram encontradas na comparação entre membros no grupo Hígido (segundo objetivo específico) e considerando que a amostra do grupo hígido era predominantemente destra, o MID foi adotado como referência e comparado com MIP e com MINP (grupo AVC), por meio do Teste U de *Mann-Whitney*. As comparações foram feitas entre os valores representativos de cada uma das variáveis separadamente.

Neste experimento também foram mantidos os 28 participantes incluídos no estudo. Os dados foram calculados com 35 a 40 passos e as características individuais dos voluntários foram apresentadas nas Tabelas 2 e 3 deste capítulo.

4.9.5 Método para investigação da repetibilidade das variáveis no grupo AVC

No cumprimento do quarto objetivo específico do presente estudo, os dados dos participantes com AVC que concordaram em realizar duas análises de marcha em dias diferentes foram utilizados na seguinte abordagem:

- a) Comparação dos valores representativos de V_UCM e V_ORT nas duas avaliações;
- b) Correlação sujeito a sujeito entre as curvas produzidas por V_UCM e por V_ORT nas duas avaliações.

Os dados incluídos nessa análise foram calculados utilizando 30 passos tanto para as variáveis de interesse no momento 1, quanto no momento 2. A análise foi realizada separadamente para MIP e MINP. Foi adotada uma abordagem de testes não paramétricos (Teste dos postos sinalizados de *Wilcoxon*) para comparação dos valores representativos de V_UCM e V_ORT nos dois momentos.

O teste de correlação de Pearson foi utilizado para realizar as correlações entre as curvas sujeito a sujeito. Foram incluídos 8 participantes do grupo AVC (Tabela 6) que aceitaram comparecer ao LaMH para duas avaliações cinemáticas de marcha dentro de um intervalo máximo de 7 dias.

Tabela 6 - Características da amostra do experimento IV.

Características da amostra (n=8)	
Idade (anos)	62,0 (±4,5)
Massa Corporal (kg)	75,8 (±13,9)
Estatura (cm)	168 (±10,3)
Tempo de TUG (s)	17,7 (±7,5)
Gênero (M/F)	6 / 2
Lado da Hemiparesia (D/E)	5 / 3
Tempo pós-AVC (meses)	29,4 (±28,1)
Brunnstrom (3/4/5/6)	3 / 1 / 1 / 3

Legenda: M, masculino; F, feminino; D, direita; E, esquerda.

Fonte: A autora (2020).

4.9.6 Método para comparação entre participantes com hemiparesia Direita e Esquerda

O quinto objetivo específico do estudo propôs verificar se as variáveis de interesse poderiam ser diferentes em pessoas com hemiparesia direita (D) e hemiparesia esquerda (E). Para tal, alguns participantes foram selecionados e seus dados foram utilizados em uma comparação mais específica.

Dentro da amostra total do grupo AVC (n=17) havia 6 voluntários com hemiparesia E, e outros 11 voluntários com hemiparesia D. Critérios como simetria do tempo de apoio simples e estágios de recuperação motora de Brunnstrom foram adotados na construção de uma amostra pareada, composta por 12 voluntários no total (6 hemiparéticos à D e 6 hemiparéticos à E), tornando esse subgrupo homogêneo em relação aos dois critérios supracitados. As características gerais dessa amostra são apresentadas na Tabela 7.

Tabela 7 - Características da amostra conforme lado da hemiparesia

Características	Hemiparesia D (n=6)	Hemiparesia E (n=6)
Idade (anos)	55,7 (±7,1)	61,2 (±7,9)
Massa Corporal (kg)	76,0 (±13,3)	70,4 (±12,3)
Estatuta (cm)	163,5 (±11,3)	160,9 (±7,8)
Gênero (M/F)	3 / 3	4 / 2
Tempo pós AVC (meses)	32,7 (±43,4)	35,0 (±49,6)
Tempo de TUG (s)	18,1 (±4,4)	16,6 (±9,1)
Simetria de apoio simples	0,74 (±0,16)	0,73 (±0,20)
Brunnstrom (B_3/4 / B_5/6)	3 / 3	3 / 3

Legenda: M, masculino; F, feminino; D, direita; E, esquerda. B_3/4, classificação 3 ou 4 nos estágios de recuperação de *Brunnstrom*; B_5/6, classificação 5 ou 6 nos estágios de recuperação de *Brunnstrom*.

Fonte: A autora (2020).

As variáveis V_UCM, V_ORT e Δs foram comparadas entre os grupos seguindo uma abordagem não paramétrica e adequada a amostras independentes (Teste U de *Mann-Whitney*). A análise foi realizada separadamente para MIP e MINP.

4.9.7 Método para comparação entre participantes com melhor e pior recuperação motora

Os voluntários do grupo AVC (n=17) foram subdivididos de acordo com a pontuação obtida na avaliação dos estágios de recuperação motora de Brunnstrom. Os participantes com pior recuperação motora, ou seja, estágios 3 e 4, foram alocados no subgrupo B_3/4 (n=9). Os participantes com melhor recuperação motora, pontuação 5 ou 6, foram alocados no subgrupo B_5/6 (n=8). As variáveis V_UCM, V_ORT e Δs (valores representativos) foram calculadas com 35 a 40 passos para cada voluntário e, então, comparadas entre os subgrupos. Essa análise foi realizada separadamente para MIP e MINP utilizando o Teste U de *Mann-*

Whitney. As características gerais dos dois subgrupos são apresentadas na Tabela 8.

Tabela 8 - Características dos participantes conforme nível de recuperação motora.

Características	B_3/4 (n=9)	B_5/6 (n=8)
Idade (anos)	57,2 (±8,0)	63,6 (±9,0)
Massa Corporal (kg)	83,1 (±10,1)	71,7 (±14,6)
Estatura (cm)	169,1 (±8,6)	161,9 (±10,5)
Tempo pós AVC (meses)	46,1 (±39,7)	29,0 (±44,3)
Tempo de TUG (s)	20,0 (±6,3)	13,3 (±3,9)
Gênero (M/F)	8 / 1	4 / 4
Lado da Hemiparesia (D/E)	6 / 3	5 / 3

Legenda: M, masculino; F, feminino; D, direita; E, esquerda. Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e barra de erros representa os valores mínimo e máximo.

Fonte: A autora (2020).

Com este experimento, o sexto e último objetivo proposto no presente estudo foi contemplado.

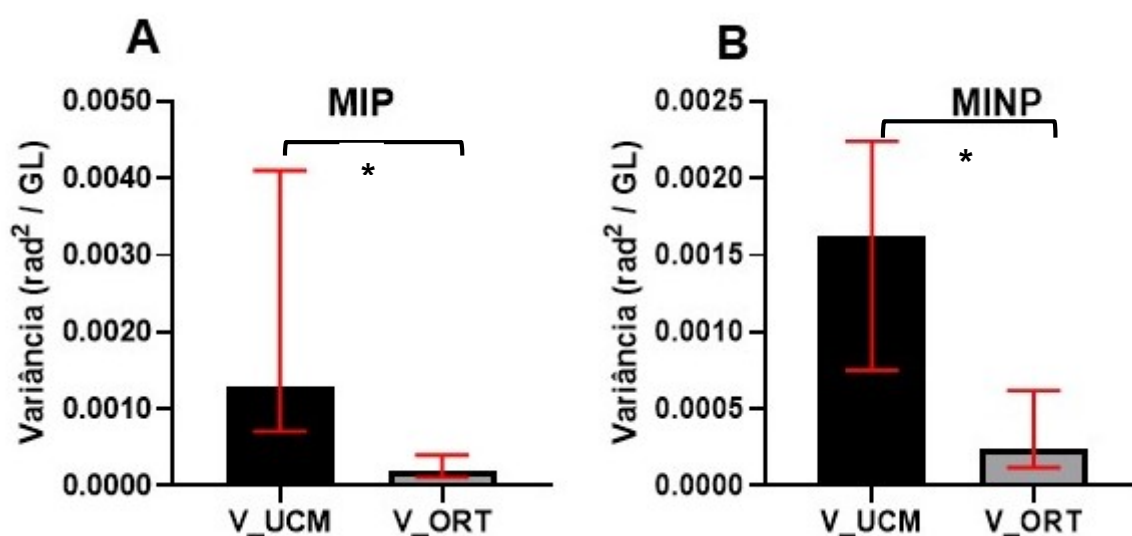
5 RESULTADOS

Neste capítulo, são apresentados os resultados da etapa metodológica realizada para a confirmação da hipótese UCM e os resultados de cada um dos experimentos vinculados aos objetivos específicos inicialmente propostos.

5.1 CONFIRMAÇÃO DA HIPÓTESE *UNCONTROLLED MANIFOLD*

Os resultados obtidos na comparação entre V_{UCM} e V_{ORT} para o grupo AVC são apresentados na Figura 14, cuja análise foi realizada para membro inferior parético (A) e membro inferior não parético (B) separadamente. A hipótese UCM foi confirmada, já que na análise dos dois membros inferiores, V_{UCM} foi significativamente maior que V_{ORT} ($p < 0,001$).

Figura 14 - Comparação entre V_{UCM} e V_{ORT} para confirmação da hipótese UCM no grupo AVC.

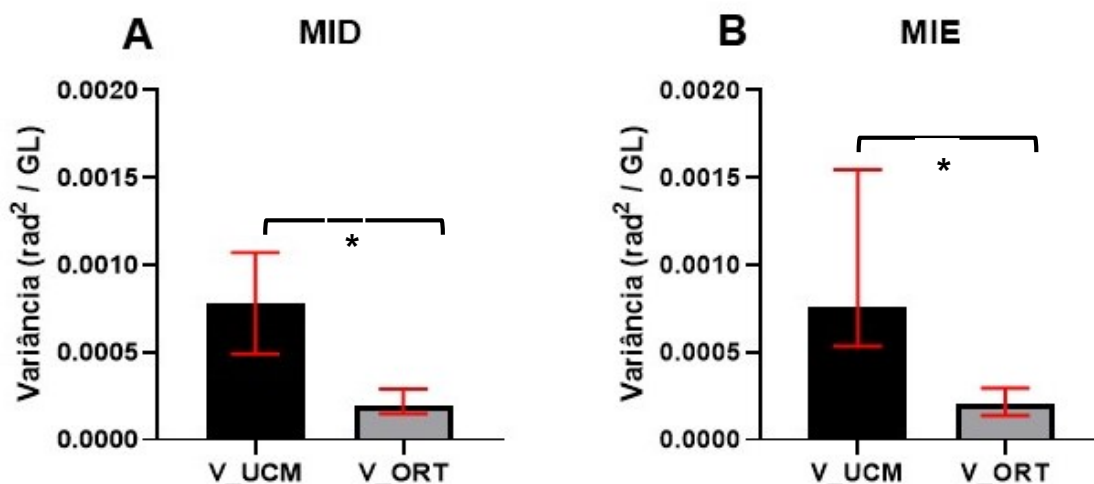


Legenda: rad² / GL, raios quadrados por grau de liberdade; MIP, membro inferior parético; MINP, membro inferior não parético. Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo; As comparações com significância estatística ($p < 0.05$) estão sinalizadas (*).

Fonte: A autora (2020).

A Figura 15 apresenta a comparação entre V_{UCM} e V_{ORT} no grupo Hígido, com testes estatísticos aplicados ao membro inferior direito (A) e membro inferior esquerdo (B) separadamente. Nesta análise, a hipótese UCM também foi confirmada, uma vez que são observadas diferenças significativas entre os componentes de variabilidade em ambos os lados ($p=0,003$).

Figura 15 - Comparação entre V_UCM e V_ORT para confirmação da hipótese UCM no grupo Hígido.



Legenda: rad²/GL, raios quadrados por grau de liberdade; MID, membro inferior direito; MIE, membro inferior esquerdo. Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo; As comparações com significância estatística ($p < 0.05$) estão sinalizadas (*).
Fonte: A autora (2020).

5.2 RESULTADOS DOS EXPERIMENTOS REALIZADOS PARA CUMPRIMENTO DOS OBJETIVOS ESPECÍFICOS DO ESTUDO

Neste capítulo, assim como descrito no método, os resultados são apresentados separadamente e na ordem dos objetivos específicos do estudo.

5.2.1 Avaliação do impacto do número de passos incluídos nos cálculos

Duas abordagens, previamente descritas na sessão 4.9.2 foram utilizadas para analisar o impacto do número de repetições da tarefa sobre os resultados da análise UCM.

A Tabela 9 apresenta os valores de p obtidos nas comparações estatísticas dos dois grupos, separados por MIP e MINP (grupo AVC) e MID (grupo Hígido). A comparação foi realizada utilizando o conjunto 4 (cálculo com 40 passos) como referência e comparado com os demais conjuntos de dados (cálculos com 30, 20 e 10 passos).

Tabela 9 - Valores de p referentes às comparações dos diferentes conjuntos de passos inseridos nos cálculos das variáveis de interesse.

Variáveis	Grupo AVC (n=16)						Grupo Hígido (n=9)		
	MIP			MINP			MID		
	40x30	40x20	40x10	40x30	40x20	40x10	40x30	40x20	40x10
V_UCM	0.569	0.063	0.034*	0.877	0.959	0.034*	0.515	0.953	0.214
V_ORT	0.717	0.109	0.098	0.605	0.679	0.215	0.260	0.594	0.214
Δs	0.959	0.717	0.063	0.877	1.00	0.163	0.953	0.678	0.859

Legenda: MIP, membro inferior parético; MINP, membro inferior não parético, MID; membro inferior direito; 40x30, comparação entre dados do conjunto 4 e conjunto 3; 40x20, comparação entre dados do conjunto 4 e conjunto 2; 40x10, comparação entre dados do conjunto 4 e conjunto 1; *

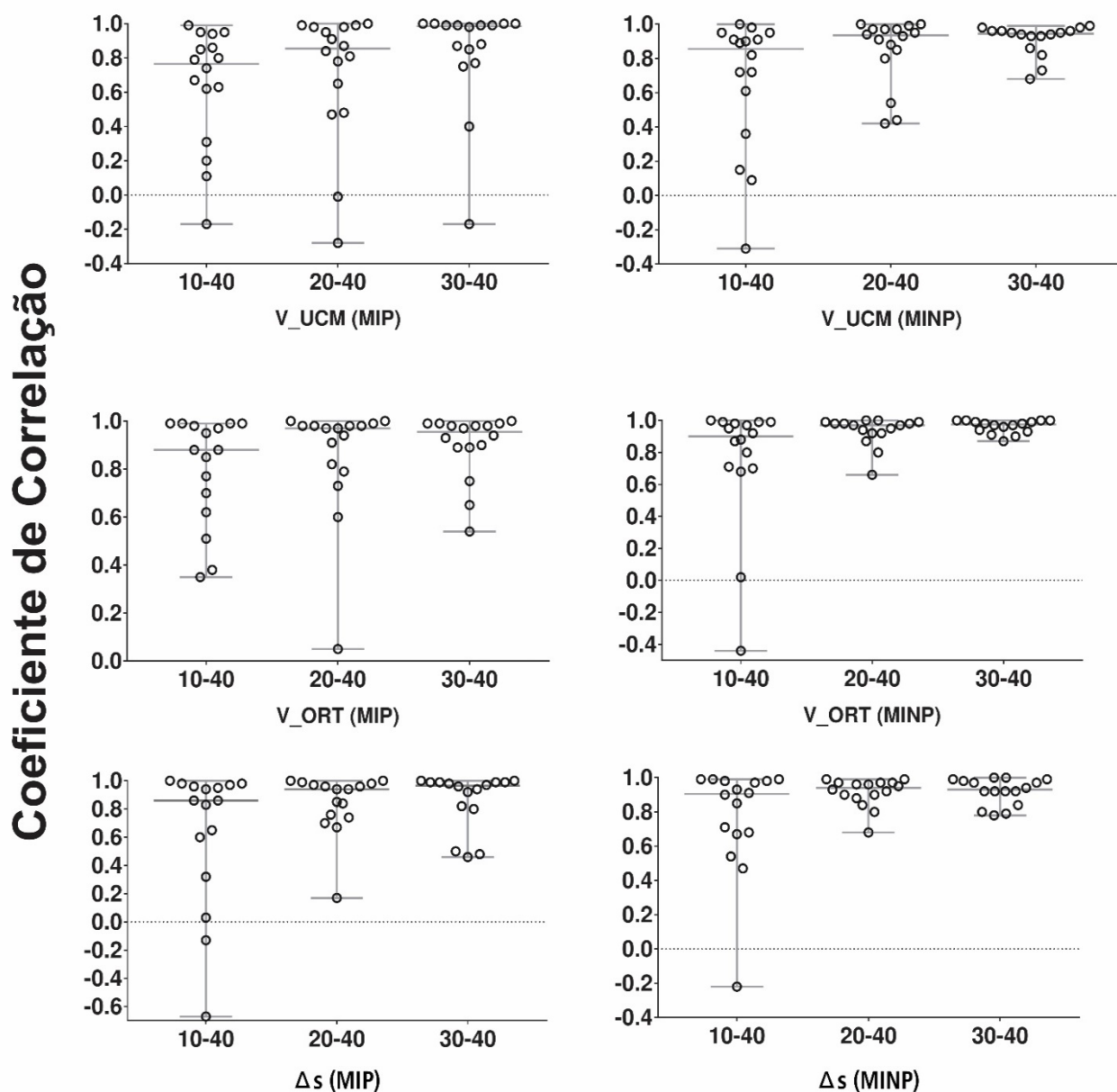
Significância estatística ($p > 0.005$)

Fonte: A autora (2020).

Diferenças significativas foram observadas em V_UCM (comparação entre dados calculados com 40 e com 10 passos). Esses achados foram encontrados tanto para a análise do MIP quanto do MINP. As demais comparações no grupo AVC não são significativas, assim como no grupo Hígido, onde não foram observadas diferenças para as comparações realizadas.

A segunda abordagem desse experimento envolveu uma análise de correlação sujeito a sujeito, para verificar a concordância entre as curvas produzidas em cada conjunto de dados, mantendo o conjunto 4 como referência. As Figuras 16 e 17 apresentam os valores de r obtidos no teste de correlação (Coeficiente de Correlação de Pearson) para cada sujeito no grupo AVC (n=16) e grupo Hígido (n=9), respectivamente.

Figura 16 – Valores de r obtidos quando as curvas do conjunto 4 foram correlacionadas com as curvas dos demais conjuntos no grupo AVC.

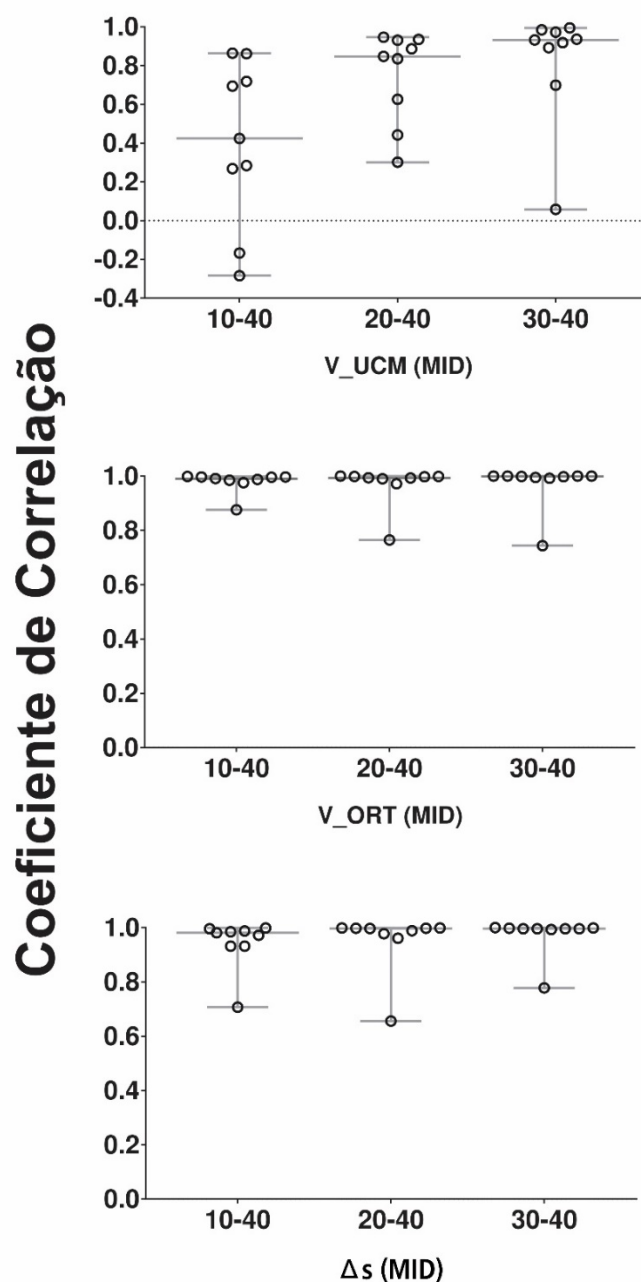


Legenda: MIP, membro inferior parético; MINP, membro inferior não parético.

Nota: As barras representam a mediana, mínimo e máximo.

Fonte: A autora (2020).

Figura 17 – Valores de r obtidos quando as curvas do conjunto 4 foram correlacionadas com os demais conjuntos no grupo Hígido.



Legenda: MID, membro inferior direito.

Nota: As barras representam a mediana, mínimo e máximo.

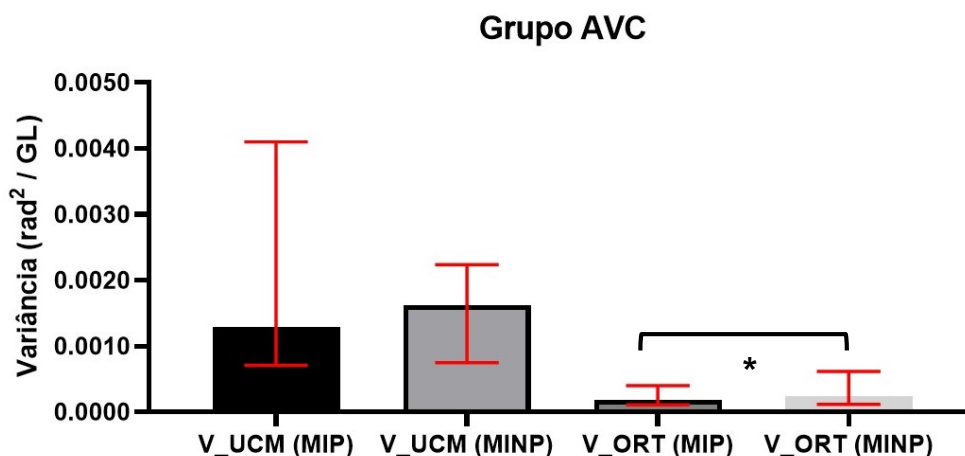
Fonte: A autora (2020).

5.2.2 Comparação entre membros no grupo AVC e no grupo Hígido

No cumprimento do segundo objetivo específico, uma comparação foi realizada dentro de cada grupo, com a intenção de verificar se existiam diferenças significativas para os componentes de variabilidade (V_{UCM} e V_{ORT}) e para o índice de Sinergia (Δs) entre os membros inferiores. As Figuras 18 e 19 apresentam

os resultados das comparações realizadas no grupo AVC (n=17) com diferenças significativas entre membro parético e não parético para V_ORT ($p=0,009$) e para Δs ($p=0,044$).

Figura 18 - Valores de V_UCM e V_ORT obtidos para o membro inferior parético e membro inferior não parético.

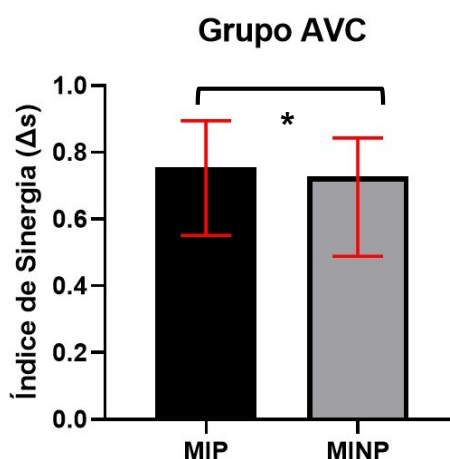


Legenda: rad²/GL, raios por grau de liberdade.

Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo; As comparações com significância estatística ($p < 0.05$) estão sinalizadas (*).

Fonte: A autora (2020).

Figura 19 - Valores de Δs obtidos para o membro inferior parético e membro inferior não parético.

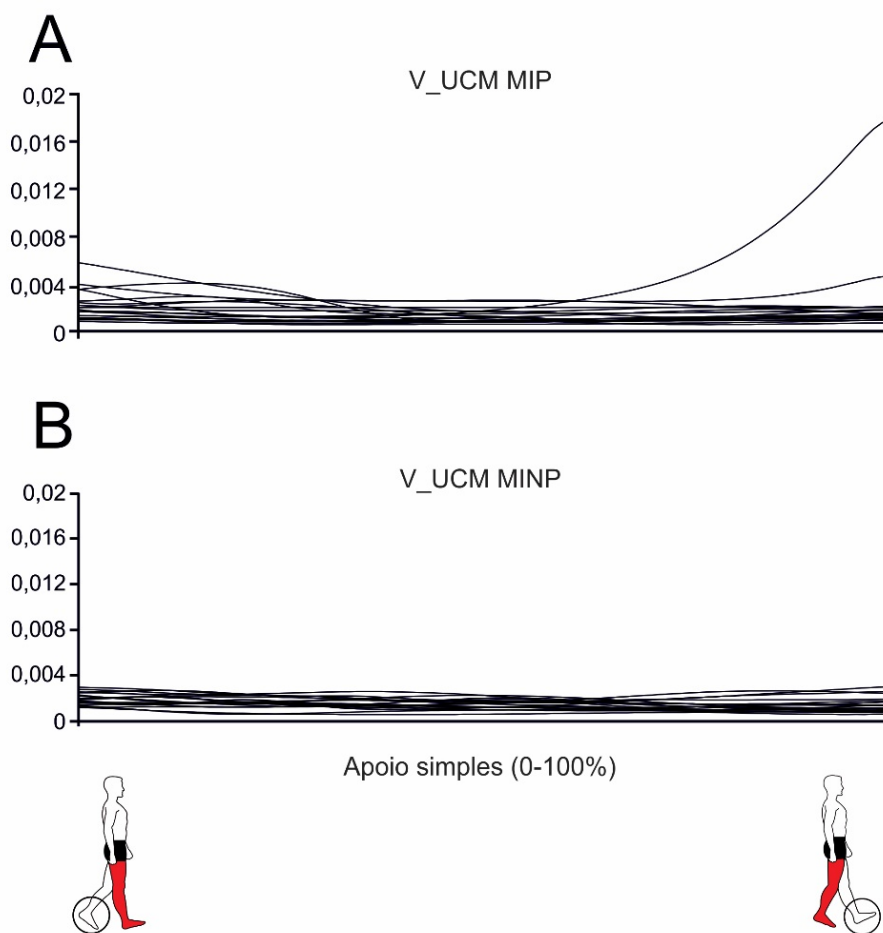


Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo; As comparações com significância estatística ($p < 0.05$) estão sinalizadas (*).

Fonte: A autora (2020).

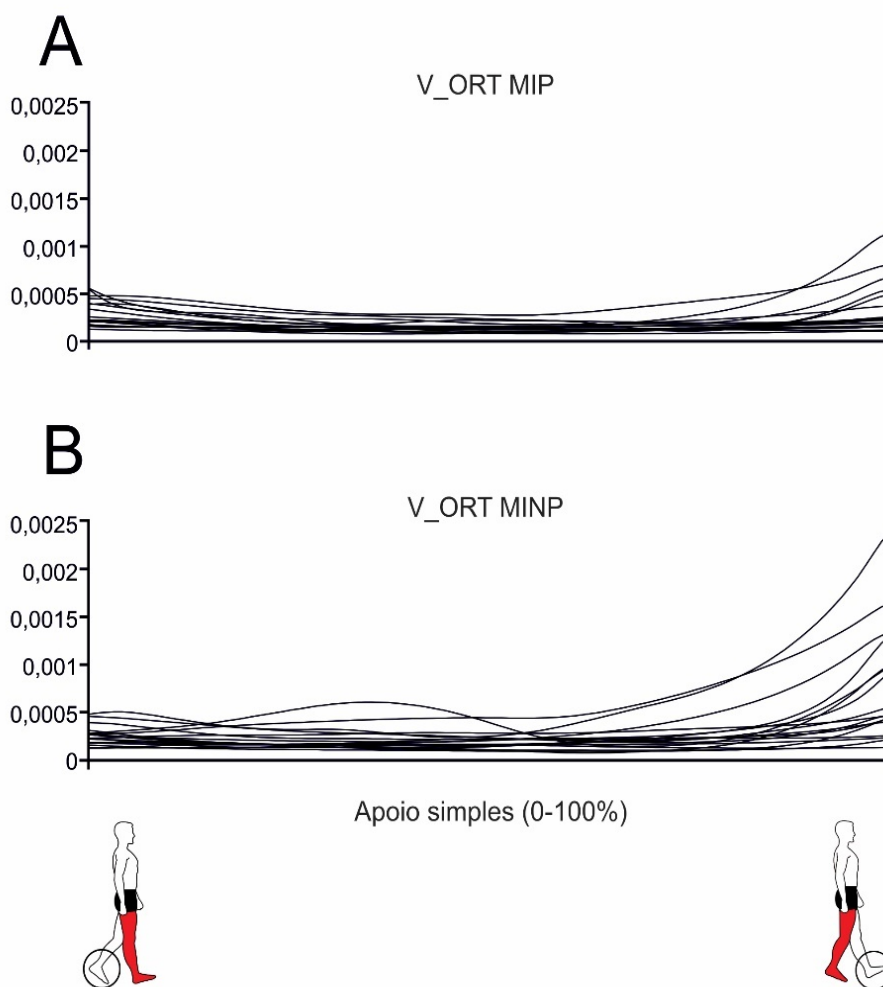
As Figuras 20, 21 e 22 trazem a representação gráfica das curvas de V_UCM, V_ORT e Δs referentes ao MIP e MINP obtidas ao longo da fase de apoio simples para cada participante do grupo AVC (n=17).

Figura 20 – Curvas de V_UCM referentes ao membro inferior parético (A) e membro inferior não parético (B).



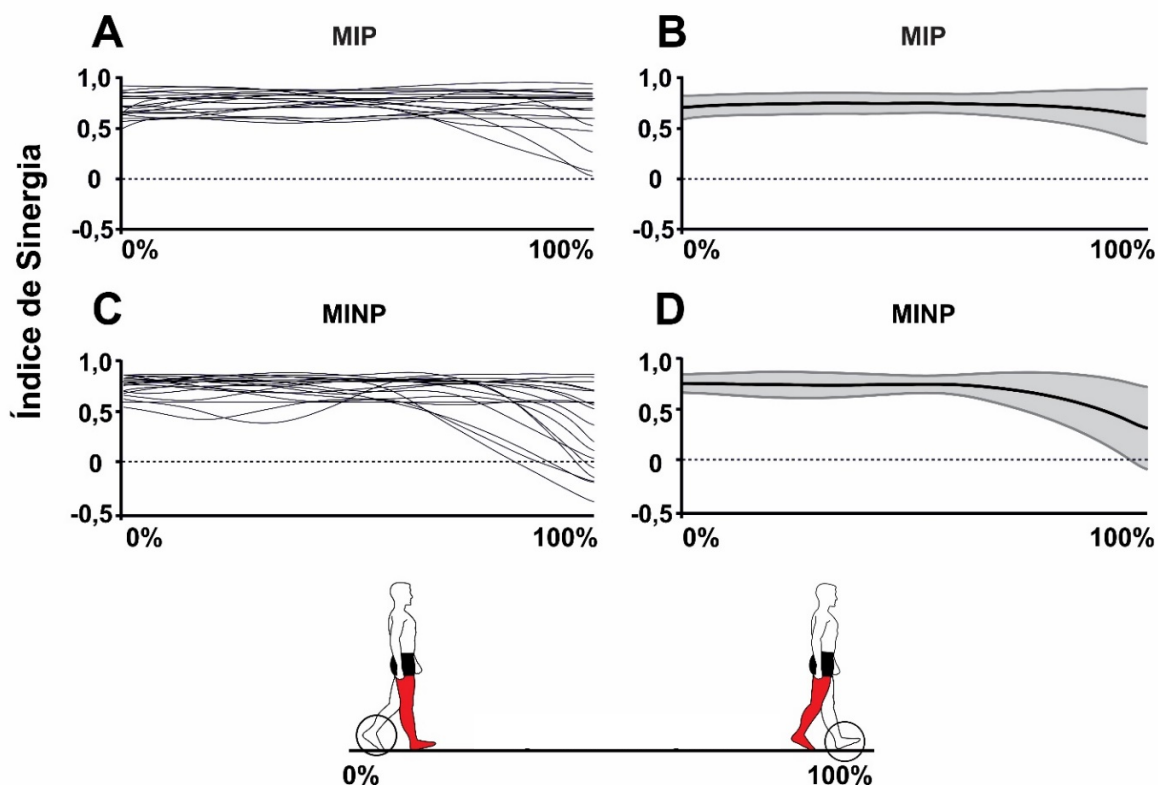
Fonte: A Autora (2020).
Arte: Carla Rinaldin.

Figura 21 - Curvas de V_ORT referentes ao membro inferior parético (A) e membro inferior não parético (B).



Fonte: A Autora (2020).
Arte: Carla Rinaldin.

Figura 22 - Curvas de Δs referentes ao membro inferior parético e membro inferior não parético.



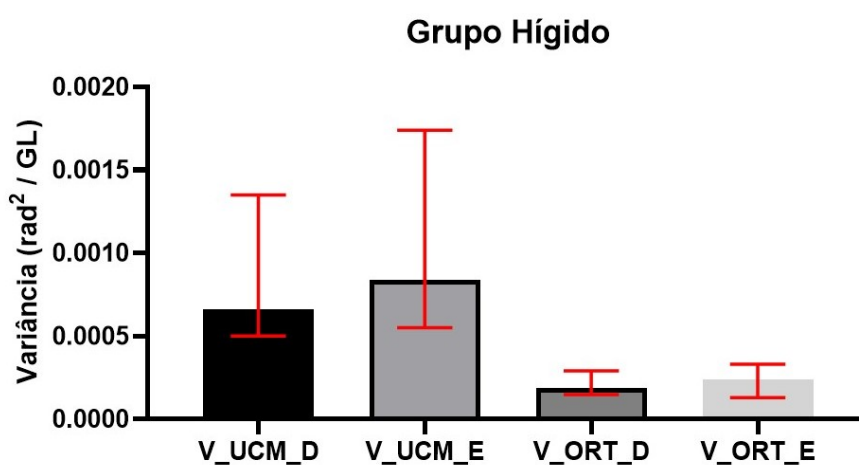
Nota: Painel esquerdo, curvas individuais de cada sujeito; Painel direito, valor médio (\pm desvio padrão) de todos os participantes do grupo AVC (n=17).

Fonte: A Autora (2020).

Arte: Carla Rinaldin.

No grupo Hígido (n=11), a comparação foi realizada entre MID e MIE e não foram encontradas diferenças significativas (Figuras 23 e 24).

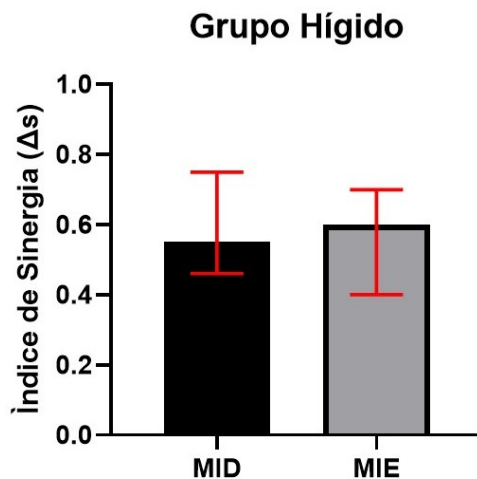
Figura 23 - Valores de V_{UCM} e V_{ORT} obtidos para o membro inferior direito e membro inferior esquerdo.



Legenda: rad^2 / GL , raios por grau de liberdade.

Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo.

Fonte: A autora (2020).

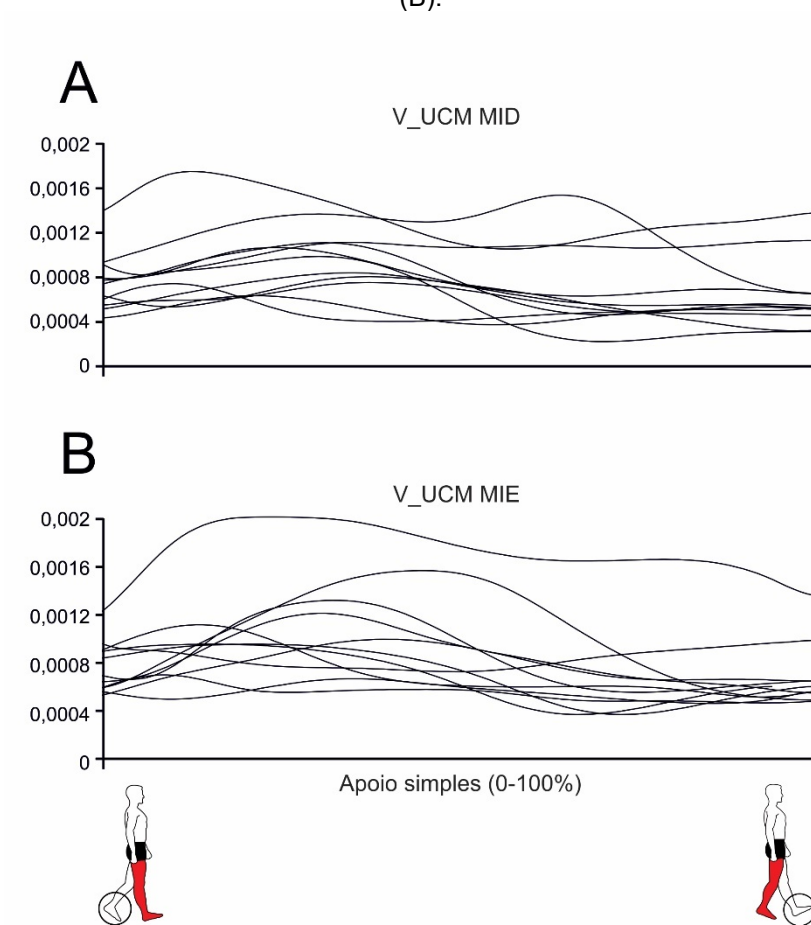
Figura 24 - Valores de Δs obtidos para o membro inferior direito e membro inferior esquerdo.

Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo.

Fonte: A autora (2020).

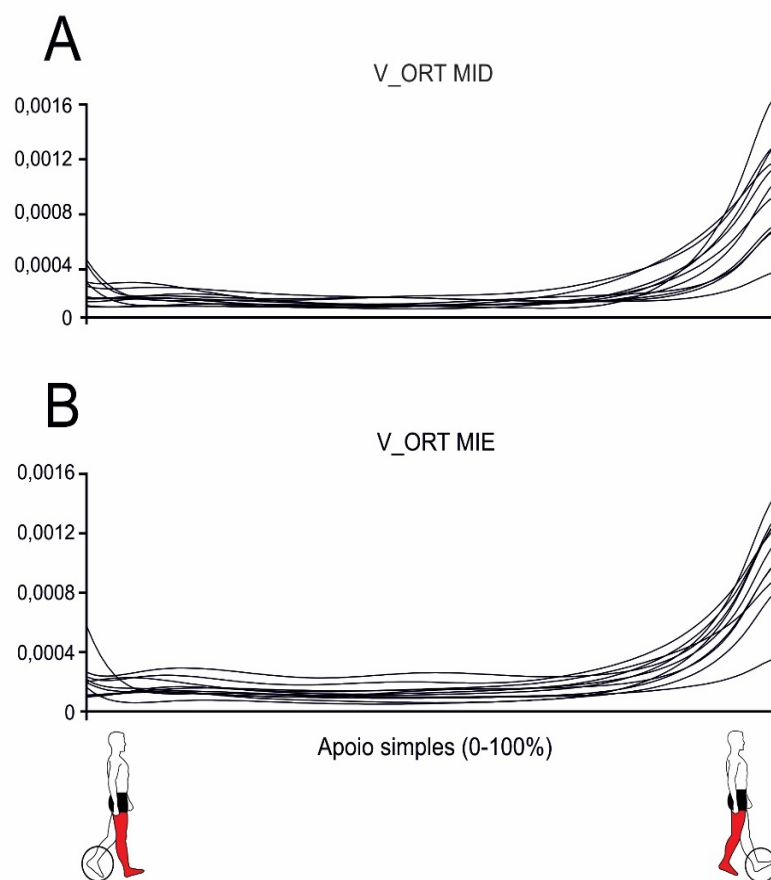
As Figuras 25, 26 e 27 trazem a representação gráfica das curvas de V_{UCM} , V_{ORT} e Δs referentes a MID e MIE obtidas ao longo da fase de apoios simples para cada participante do grupo Hígido ($n=11$).

Figura 25 – Curvas de V_UCM referentes ao membro inferior direito (A) e membro inferior esquerdo (B).



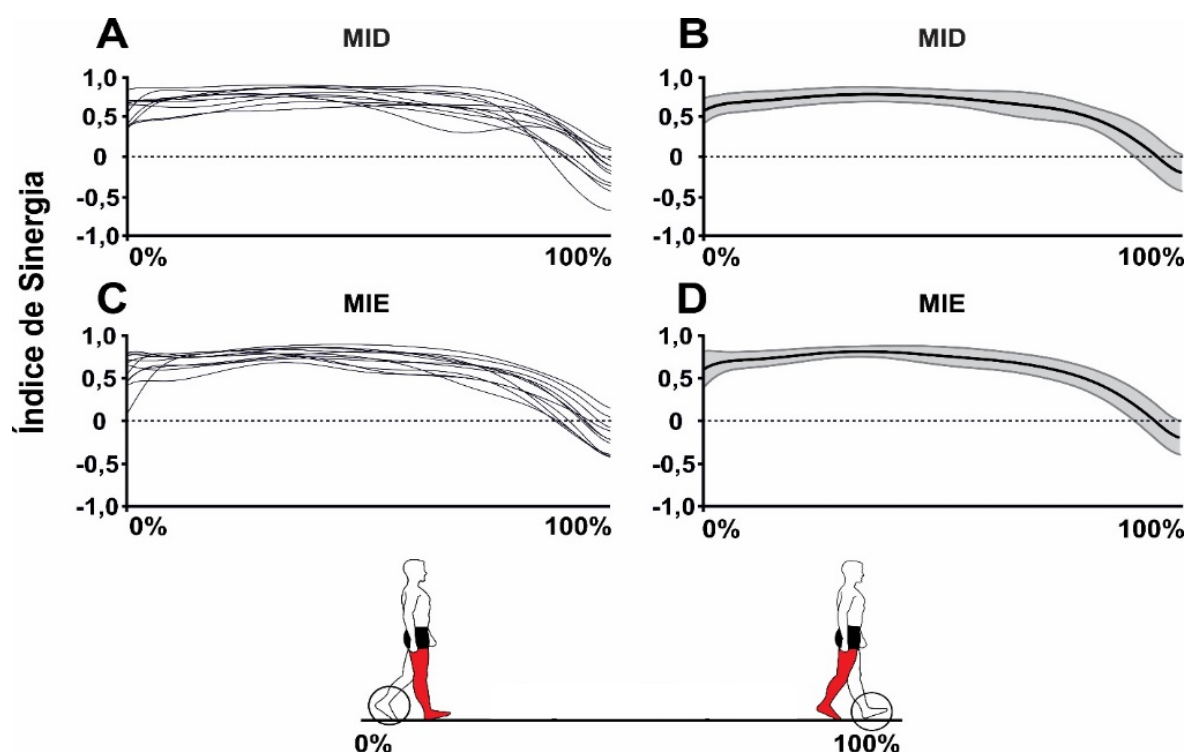
Fonte: A Autora (2020).
Arte: Carla Rinaldin.

Figura 26 - Curvas de V_ORT referentes ao membro inferior direito (A) e membro inferior esquerdo (B).



Fonte: A Autora (2020).
Arte: Carla Rinaldin.

Figura 27 - Curvas de Δs referentes ao membro inferior direito e membro inferior esquerdo.



Nota: Painel esquerdo, curvas individuais de cada sujeito; Painel direito, valor médio (\pm desvio padrão) de todos os participantes do grupo Hígido ($n=11$).

Fonte: A Autora (2020).

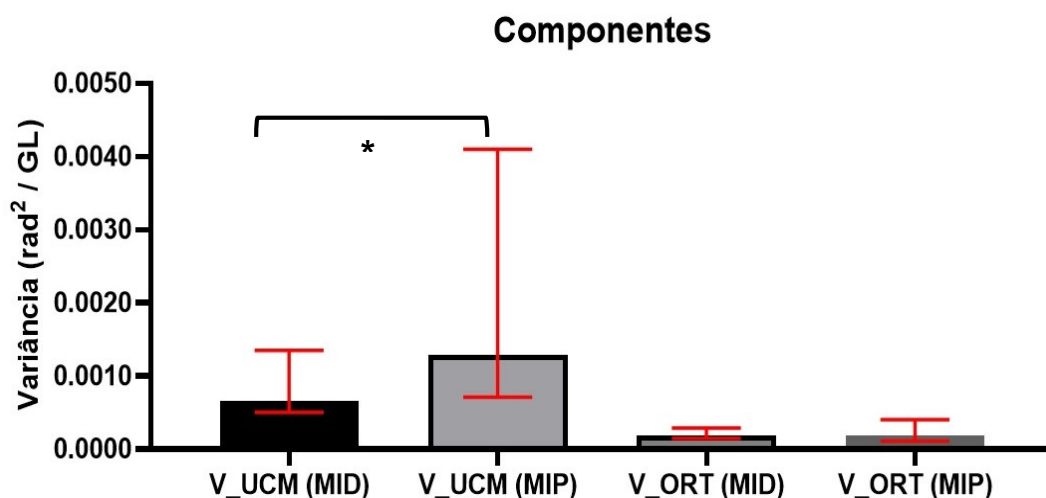
Arte: Carla Rinaldin.

5.2.3 Comparação entre grupo AVC e grupo Hígido

O terceiro objetivo específico do estudo propôs a comparação das estruturas das variabilidades entre os dois grupos. Diante da constatação de inexistência de diferenças significativas entre os membros inferiores no grupo Hígido ($n=11$), e considerando que a amostra utilizada é predominantemente destra, optou-se por adotar o membro inferior direito (MID) como referência dessa análise. Assim, os resultados a seguir são relativos à comparação por meio do Teste U de *Mann-Whitney* entre o MID e o membro inferior parético (MIP) e membro inferior não parético (MINP) separadamente.

A Figura 28, apresenta os valores de V_{UCM} e V_{ORT} referentes à comparação entre MID e MIP, cujos resultados demonstraram diferença significativa em V_{UCM} ($p=0,001$). Os valores de Δs são apresentados na Figura 29, e para esses, também foi identificada diferença estatisticamente significativa ($p=0,001$).

Figura 28 - Valores de V_UCM e V_ORT referentes ao membro inferior direito e membro inferior parético.

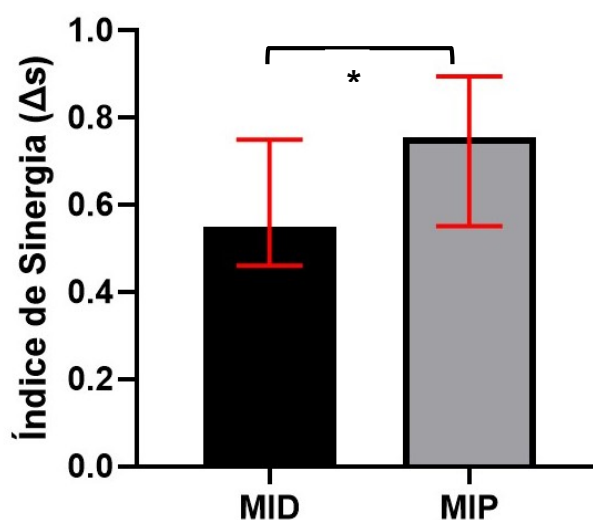


Legenda: rad²/GL, radianos por grau de liberdade.

Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo; As comparações com significância estatística ($p < 0.05$) estão sinalizadas (*).

Fonte: A autora (2020).

Figura 29 - Valores de Δs referentes ao membro inferior direito e membro inferior parético.

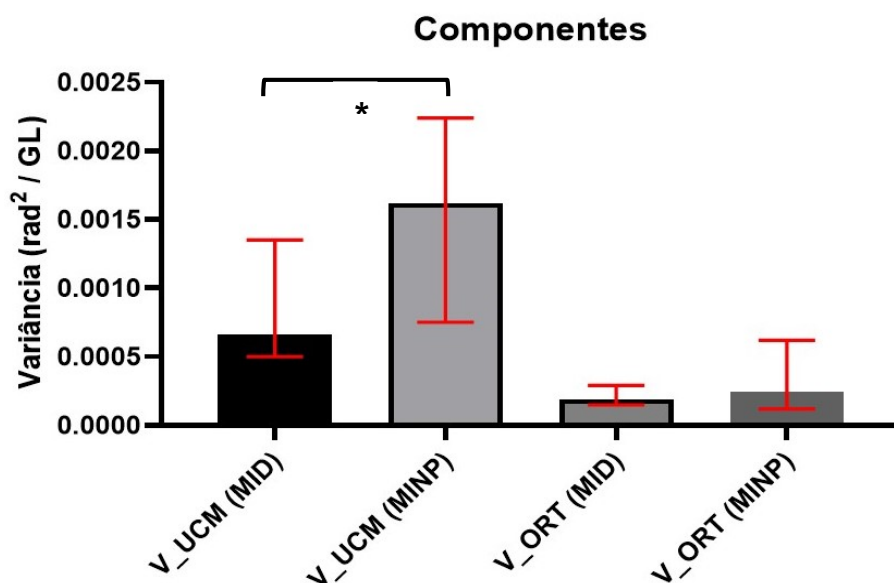


Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo. As comparações com significância estatística ($p < 0.05$) estão sinalizadas (*).

Fonte: A autora (2020).

Nas Figuras 30 e 31, estão as representações gráficas dos componentes de variância e índice de sinergia referentes à comparação entre MID e MINP. Nessa análise, V_UCM é estatisticamente diferente entre os grupos ($p < 0,001$).

Figura 30 - Valores de V_UCM e V_ORT referentes ao membro inferior direito e membro inferior não parético.

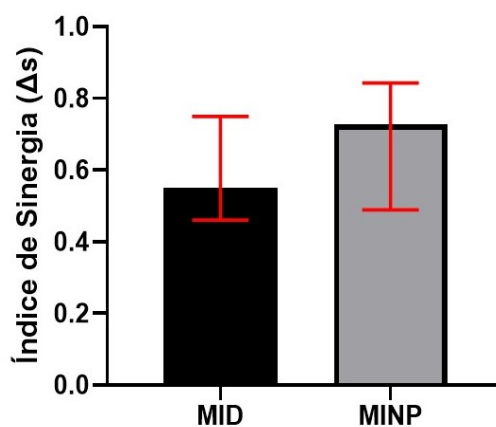


Legenda: rad²/GL, radianos por grau de liberdade.

Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo. As comparações com significância estatística ($p < 0.05$) estão sinalizadas (*).

Fonte: A autora (2020).

Figura 31 - Valores de Δs referentes ao membro inferior direito e membro inferior não parético.



Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo.

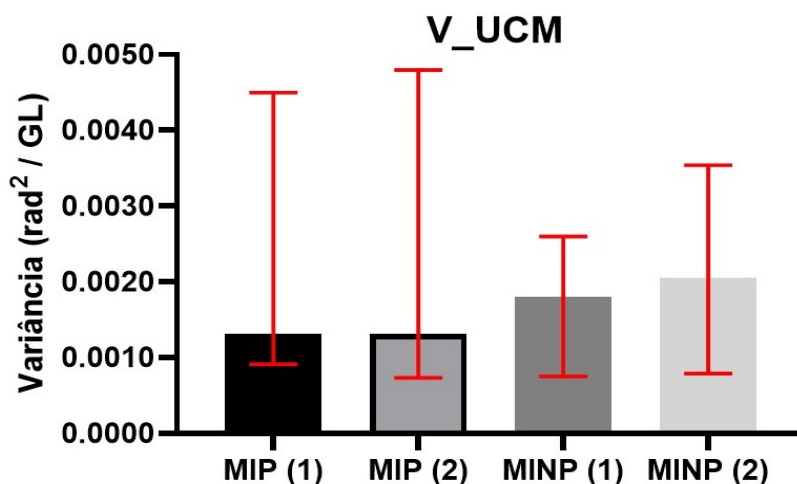
Fonte: A autora (2020).

5.2.4 Investigação da repetibilidade das variáveis no grupo AVC

Esta análise contempla o quarto objetivo específico do presente estudo, cujo intuito foi verificar a repetibilidade das variáveis de interesse. Como especificado no item 4.9.5, um subgrupo de 8 participantes foi incluído nesse experimento e os resultados obtidos nas comparações dos valores representativos calculados em dias

diferentes são apresentados nas Figuras 32 e 33, que trazem os valores de V_{UCM} e V_{ORT} obtidos para MIP e MINP nas duas avaliações.

Figura 32 - Valores de V_{UCM} obtidos na avaliação 1 e 2 para membro inferior parético e membro inferior não parético.

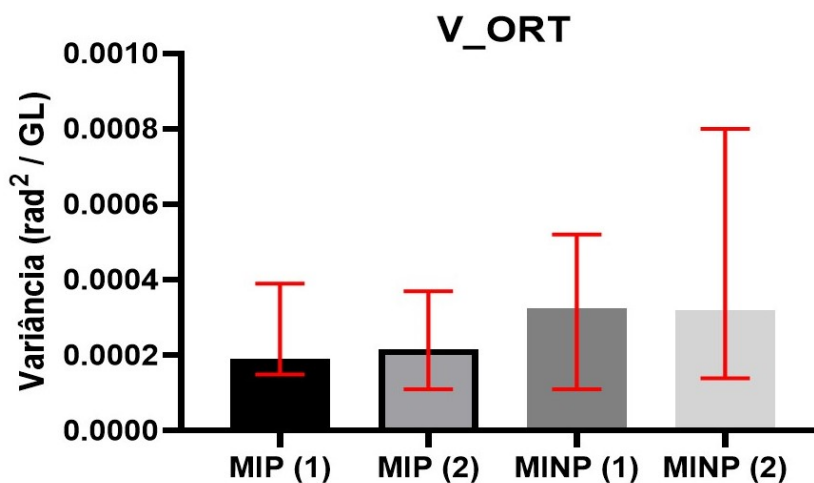


Legenda: rad²/GL, radianos por grau de liberdade.

Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo.

Fonte: A autora (2020).

Figura 33 - Valores de V_{ORT} obtidos na avaliação 1 e 2 para membro inferior parético e membro inferior não parético.



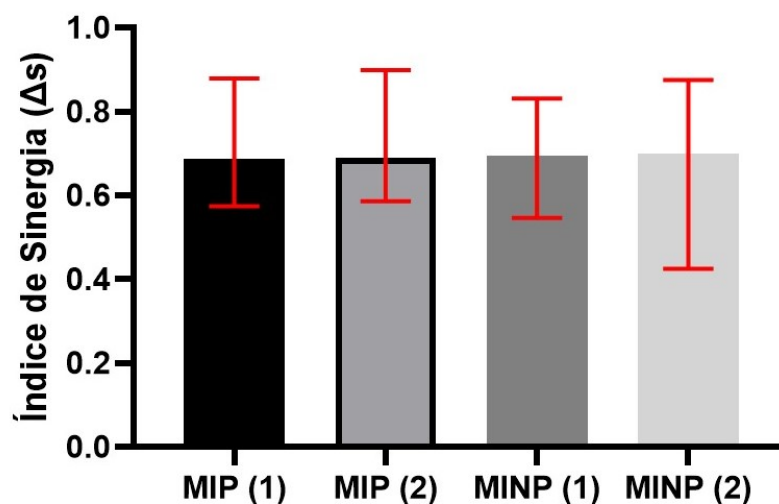
Legenda: rad²/GL, radianos por grau de liberdade.

Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo.

Fonte: A autora (2020).

Os valores do índice de sinergia obtidos nas duas avaliações são apresentados na Figura 34.

Figura 34 - Valores de Δs obtidos na avaliação 1 e 2 para membro inferior parético e membro inferior não parético.



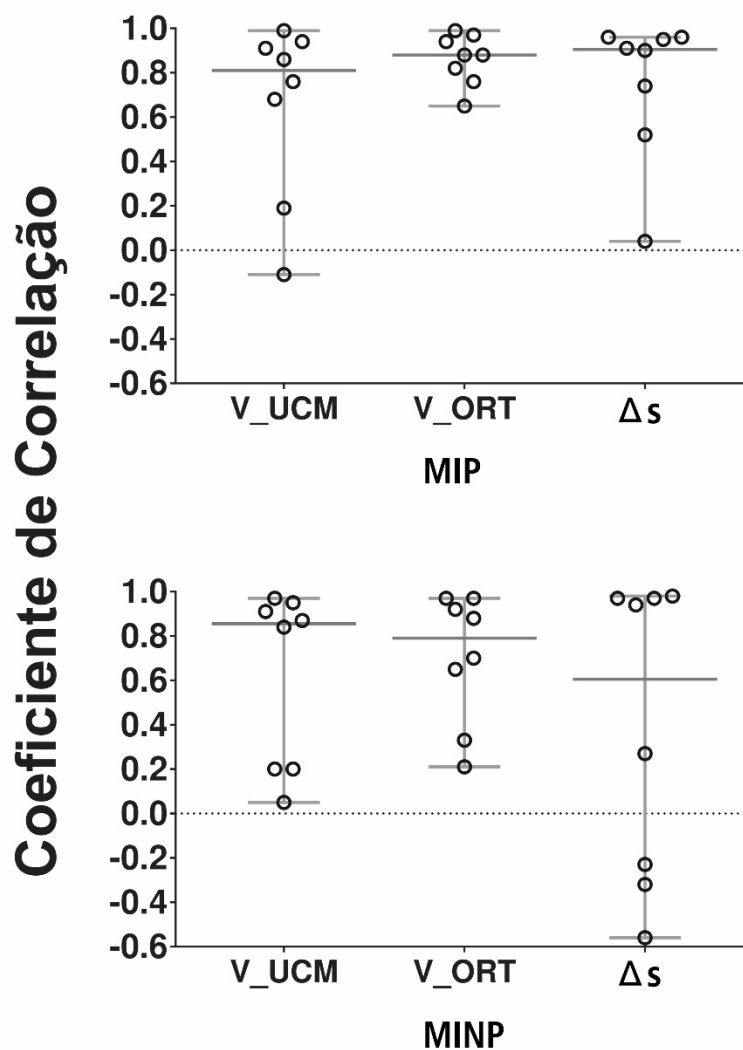
Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo.

Fonte: A autora (2020).

Não foram observadas diferenças significativas nas comparações realizadas.

Além da análise comparativa entre os valores representativos de cada variável, também foi realizada a análise de correlação entre as curvas geradas a partir dos dados coletados nos dois dias. A Figura 35 apresenta os valores dessas correlações calculadas sujeito a sujeito separadamente para cada uma das variáveis de interesse no membro inferior parético (painel superior) e membro inferior não parético (painel inferior). As barras representam o valor mediano e a amplitude (mínimo e máximo) dos valores de correlação (r). Nessa figura, é possível observar uma predominância de altas correlações ($r \geq 0.8$) para a maioria dos participantes, especialmente no MIP.

Figura 35 - Valores de r obtidos na análise de correlação das variáveis V_UCM, V_ORT e Δs no grupo AVC.

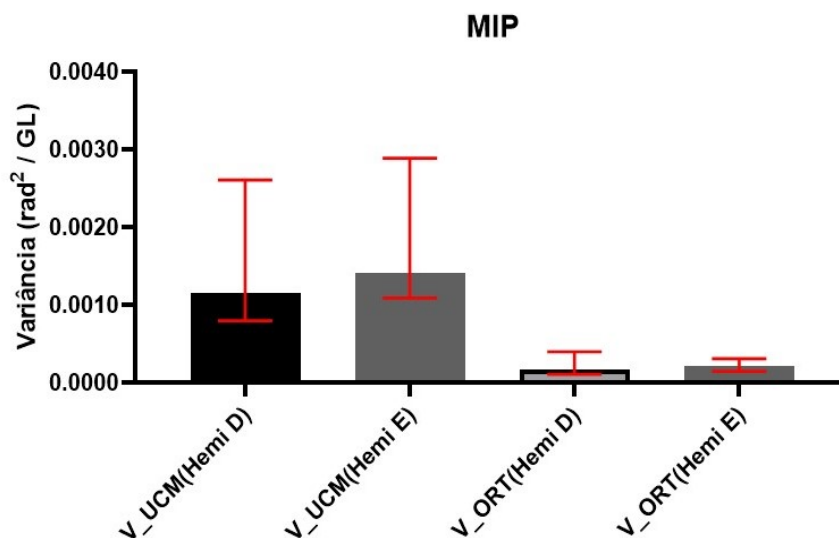


Fonte: A autora (2020).

5.2.5 Comparação entre participantes com hemiparesia direita e esquerda

Neste experimento, conduzido em uma amostra formada por um subgrupo homogêneo em relação à classificação nos estágios de recuperação motora de Brunnstrom e simetria de apoio simples ($n=12$), não foram observadas diferenças significativas entre participantes com hemiparesia direita e hemiparesia esquerda. A Figura 36 apresenta os valores de V_UCM e V_ORT referentes ao MIP de cada grupo, enquanto a Figura 37 se refere ao MINP de cada grupo.

Figura 36 - Valores de V_UCM e V_ORT referentes ao membro inferior parético nos grupos com hemiparesia direita (Hemi D) e hemiparesia esquerda (Hemi E).

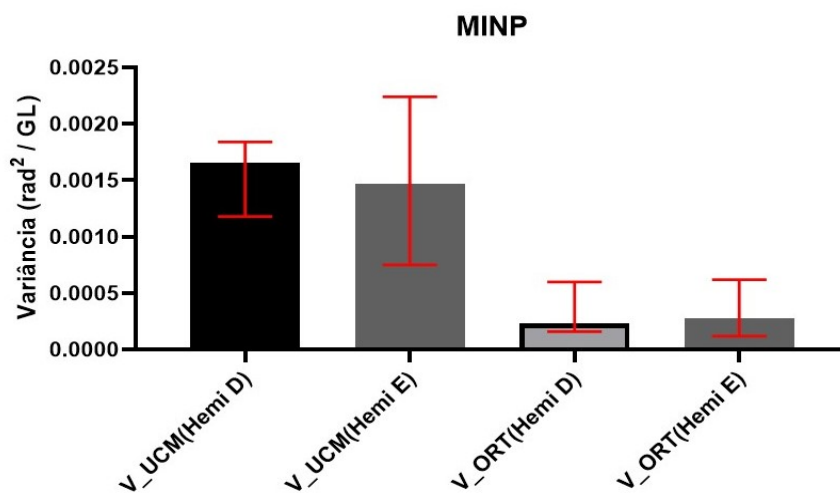


Legenda: rad²/GL, radianos por grau de liberdade.

Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo.

Fonte: A autora (2020).

Figura 37 - Valores de V_UCM e V_ORT referentes ao membro inferior não parético nos grupos com hemiparesia direita (Hemi D) e hemiparesia esquerda (Hemi E).



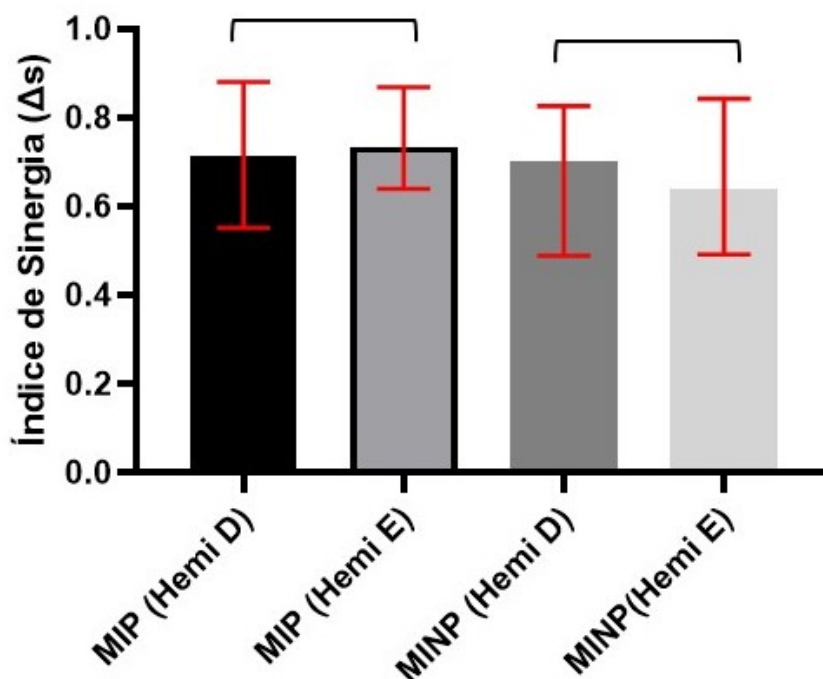
Legenda: rad²/GL, radianos por grau de liberdade.

Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo.

Fonte: A autora (2020).

Resultados similares foram encontrados na comparação entre os valores do índice de sinergia para MIP e MINP (Figura 38), demonstrando a inexistência de diferenças significativas.

Figura 38 - Valores de Δs referentes aos membros inferiores parético e não parético nos grupos com hemiparesia direita (Hemi D) e hemiparesia esquerda (Hemi E).



Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo.

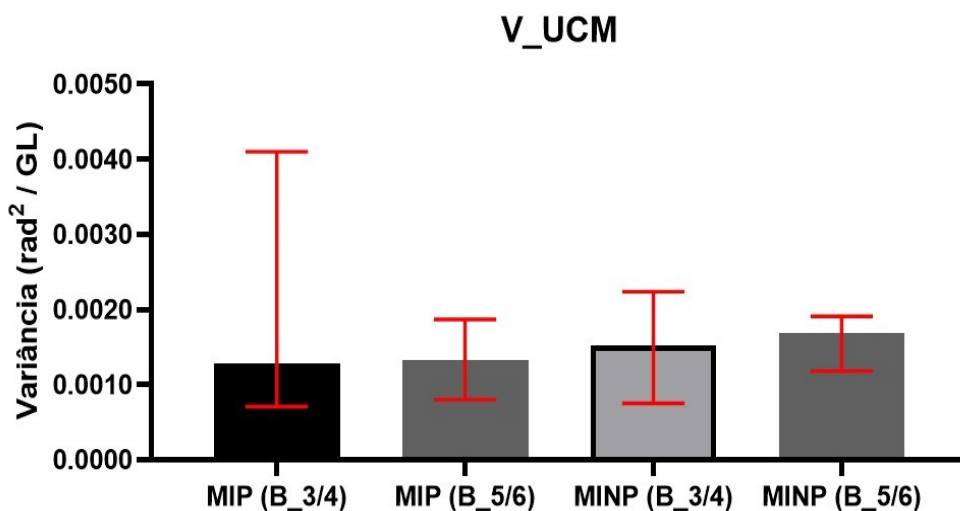
Fonte: A autora (2020).

5.2.6 Comparação entre participantes com melhor e pior recuperação motora

Este experimento contemplou o sexto objetivo específico do presente estudo e foi conduzido sobre a amostra completa do grupo AVC (n=17), subdividida segundo a pontuação da avaliação dos estágios de recuperação motora de Brunnstrom.

As Figuras 39, 40 e 41 apresentam os valores de V_{UCM} , V_{ORT} e Índice de sinergia, respectivamente. Não foram observadas diferenças significativas para ambos os lados.

Figura 39 - Valores de V_UCM obtidos para membro inferior parético e membro inferior não parético nos subgrupos B_3/4 e B_5/6.

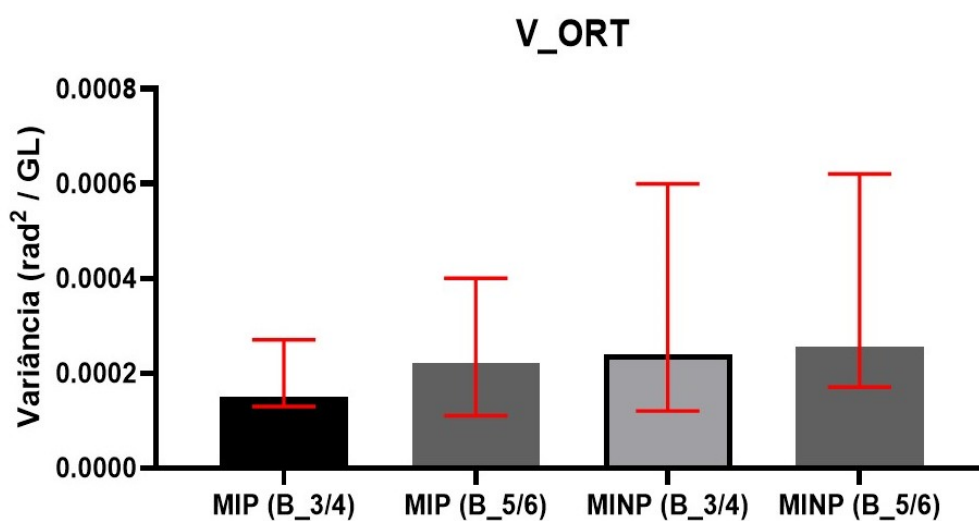


Legenda: rad^2/GL , radianos por grau de liberdade.

Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo.

Fonte: A autora (2020).

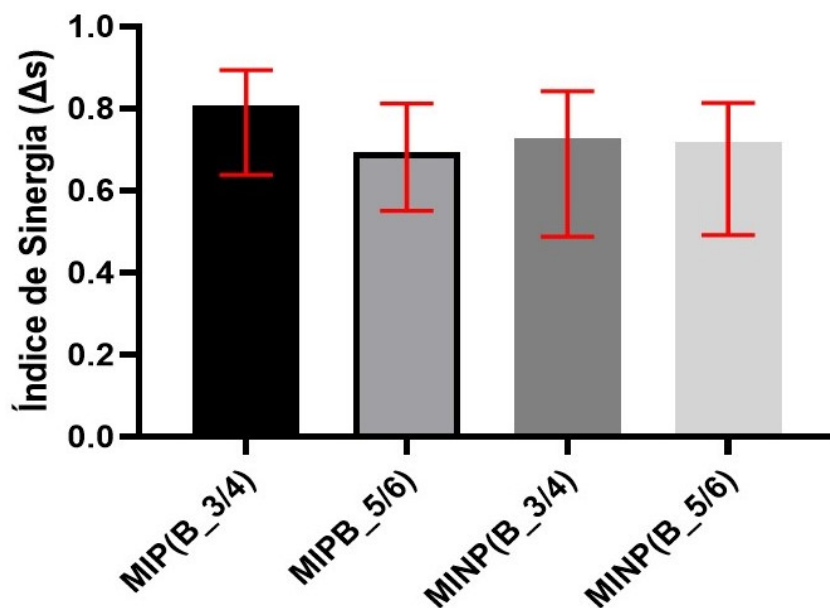
Figura 40 - Valores de V_ORT obtidos para membro inferior parético e membro inferior não parético nos subgrupos B_3/4 e B_5/6.



Legenda: rad^2/GL , radianos por grau de liberdade. Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo.

Fonte: A autora (2020).

Figura 41 - Valores de Δs obtidos para membro inferior parético e membro inferior não parético subgrupos B_3/4 e B_5/6.

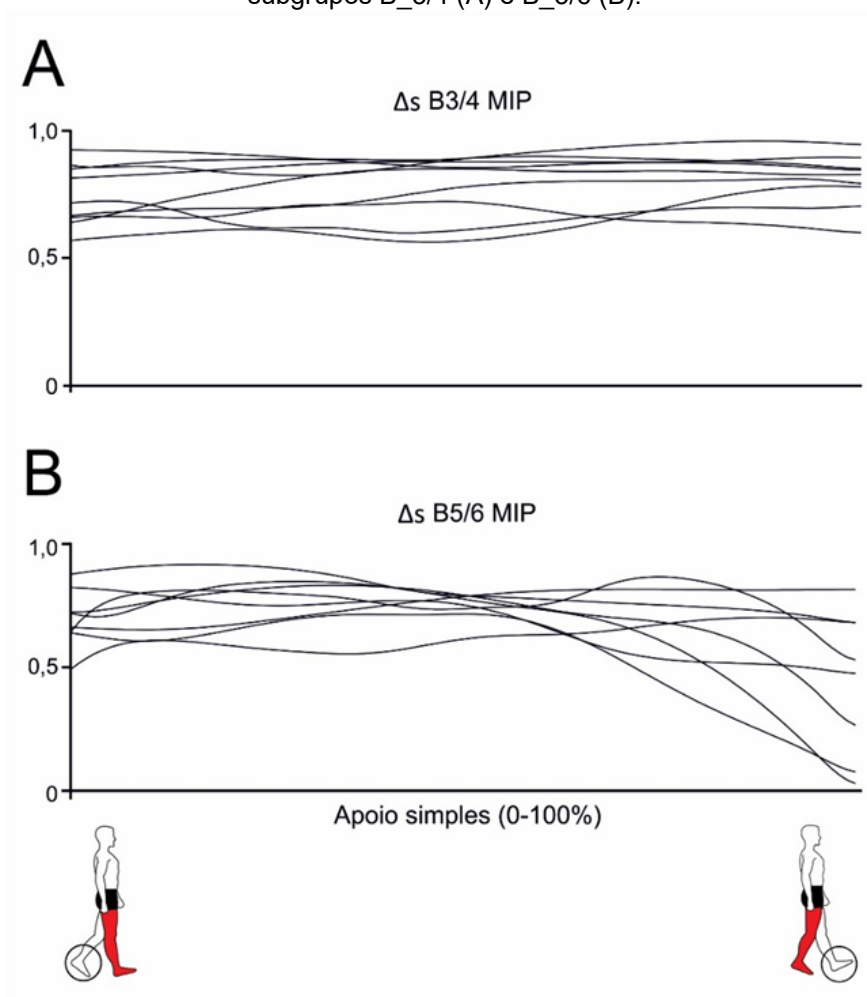


Nota: o topo da coluna representa o valor mediano de cada variável e a barra de erros representa os valores mínimo e máximo.

Fonte: A autora (2020).

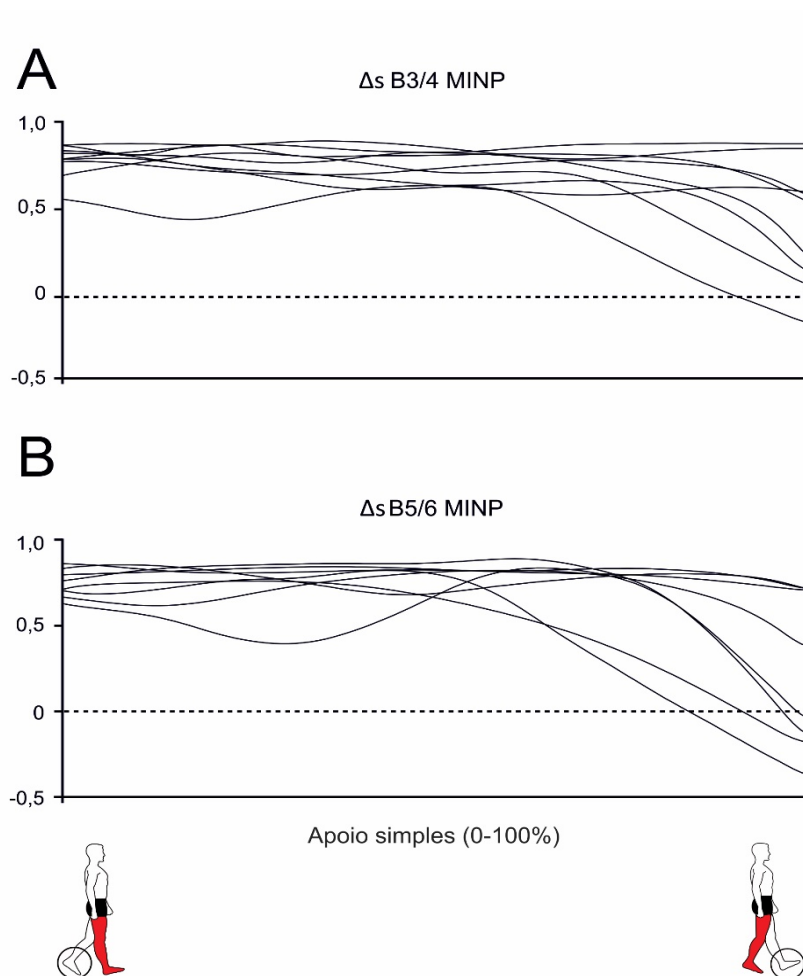
As curvas do Índice de Sinergia ao longo de toda a fase de apoio simples são apresentadas nas Figuras 42 (MIP) e 43 (MINP), com os gráficos divididos de acordo com os subgrupos B_3/4 (A) e B_5/6 (B). Nessas figuras estão representados todos os participantes do grupo AVC incluídos no estudo (n=17).

Figura 42 – Curvas de Δs ao longo da fase de apoio simples do membro inferior parético para os subgrupos B_3/4 (A) e B_5/6 (B).



Fonte: A Autora (2020).
Arte: Carla Rinaldin.

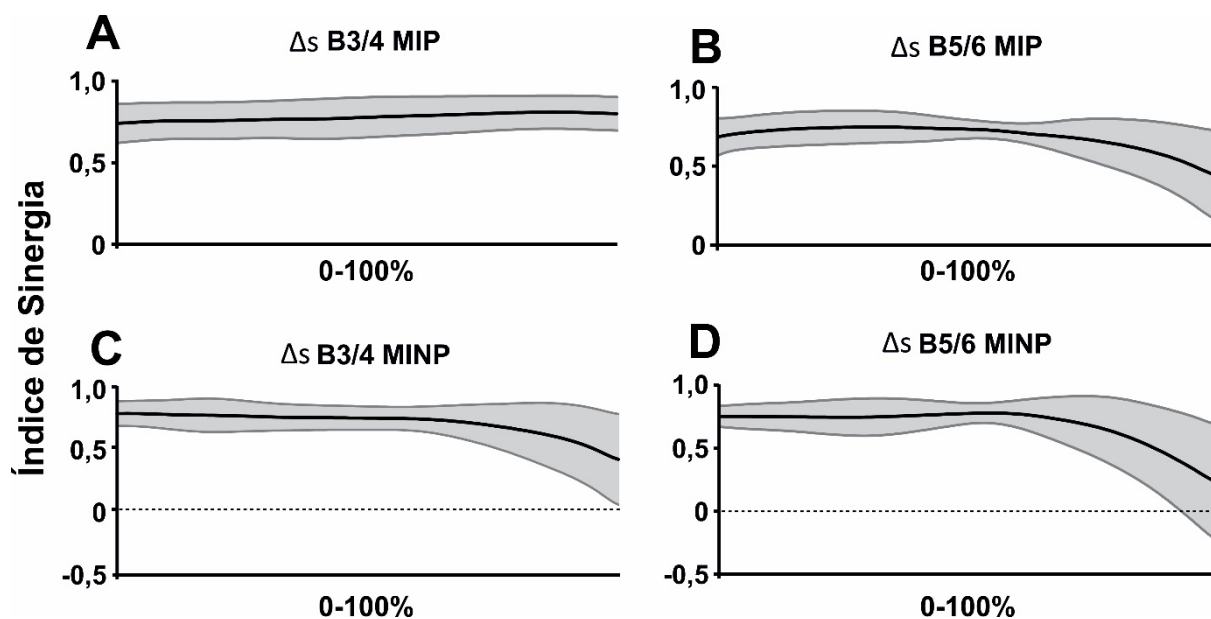
Figura 43 – Curvas de Δs ao longo da fase de apoio simples do membro inferior não parético para os subgrupos B_3/4 (A) e B_5/6 (B).



Fonte: A Autora (2020).
Arte: Carla Rinaldin.

A Figura 44 compila as curvas do Índice de Sinergia do MIP (A e B) e MINP (C e D), com os gráficos divididos de acordo com os subgrupos B_3/4 (painel esquerdo) e B_5/6 (painel direito). Nesta imagem, diferentemente das Figuras 42 e 43, os dados são apresentados em média (\pm desvio padrão).

Figura 44 – Média das curvas de Δs ao longo da fase de apoio simples do membro inferior parético e membro inferior não parético obtidas para os subgrupos B_3/4 e B_5/6.



Nota: A linha preta representa o valor médio do Índice de Sinergia obtido ao longo da fase de apoio simples para todos os participantes do grupo AVC e a sombra cinza representa \pm desvio padrão do referido grupo (n=17).

Fonte: A Autora (2020).

Arte: Carla Rinaldin.

5.3 PRODUÇÕES CIENTÍFICAS VINCULADAS AO PROJETO

- Artigo publicado em periódico:

Devetak, G.F.; Bohrer, R.C.D; Rodacki, A. L.; Manfra, E.F. **Center of mass in analysis of dynamic stability during gait following Stroke: A systematic review.**

Gait & Posture. v. 72, n. June p. 154 – 166, 2019.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.06.006>

- Trabalhos apresentados em congressos:

Devetak, G.F.; Bohrer, R.C.D; Rodacki, A.L.; Nohama, P.; Manfra, E.F.

Stabilization of Center of Mass by Kinematic Synergies During the Post-Stroke Hemiparetic Gait. In: 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering

in Medicine and Biology Society, 2018, Honolulu-Hawaii.

Bohrer R.C.D.; Devetak, G.F.; Lodovico, A.; Rodacki, A.L.F.; Manffra, E.F. **Repeatability and minimum detectable change of margin of stability for post-stroke patients**. XXVI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2018, Búzios - Rio de Janeiro, Brasil.

Busnello, A.R.R; Manffra, E.F; Devetak, G.F. **Padrões de comportamento motor durante a marcha de indivíduos hemiparéticos pós-AVC**. XXVI SEMIC (Seminário de Iniciação Científica) da PUCPR, 2018, Curitiba – PR, Brasil.

Santos, V. L.; Devetak, G. F.; Manffra, E. F. **Variabilidade da Marcha Hemiparética pós-AVC**. In: XVII Congresso Brasileiro de Biomecânica - I Encontro Latino Americano de Biomecânica, 2017, Porto Alegre. Anais, 2017. p. 609. (Menção honrosa – Área: Locomoção e Postura).

Devetak, G. F.; Moreira, G.; Santos, V. L.; Boumer, T. C.; Manffra, E. F. **Correlations between Balance Measures and Gait Kinematics in Post Stroke Individuals**. In: Progress in Motor Control XI, 2017, Miami.

Devetak, G. F.; Boumer, T. C.; Manffra, E. F.; Santos, V. L. **Kinematics of Compensatory Strategies Adopted During Post Stroke Hemiparetic Gait**. In: 5-th International Scientific Conference Motor Control, 2016, Wisla. Current Research in Motor Control V. Bridging motor control and biomechanics, 2016.

Devetak, G. F.; Boumer, T. C.; Santos, V. L.; Manffra, E.F. **Kinematic Differences of Post-Stroke Hemiparetic Gait with and without Assistive Devices**. In: 5-th International Scientific Conference Motor Control, 2016, Wisla. Book of Abstracts Motor Control 2016.

- Capítulo de Livro publicado:

SANTOS, Vanessa Lucas dos; DEVETAK, Gisele Francini; MANFFRA, Elisangela Ferretti. Repeatability of gait ranges of motion in the presence of stroke. A Produção do Conhecimento na Engenharia Biomédica. 1ed.: Atena Editora, 2019, v. p. 94-106. <http://dx.doi.org/10.22533/at.ed.82819010610>

6 DISCUSSÃO

A análise aqui desenvolvida buscou explorar os dados obtidos por meio da abordagem UCM em prol da validação de sua utilização em experimentos desse perfil, especialmente com um olhar mais clínico sobre essa abordagem. As investigações realizadas buscaram compreender as diferentes facetas das informações extraídas dos dados e as distintas interpretações que estes podem gerar. Assim, a proposta do estudo não se resumiu à utilização da abordagem UCM apenas para analisar a variabilidade da cinemática articular dos membros inferiores durante a marcha hemiparética pós-AVC em função do controle do CoM.

Neste capítulo, serão discutidos os resultados obtidos nos diferentes experimentos. Seguindo a linha de escrita dos capítulos anteriores, a discussão dos resultados será subdividida segundo as análises realizadas e na ordem das etapas metodológicas e dos objetivos específicos do estudo.

6.1 CONFIRMAÇÃO DA HIPÓTESE *UNCONTROLLED MANIFOLD*

No presente estudo, a abordagem UCM foi aplicada para determinar se a estrutura da variabilidade dos ângulos articulares dos membros inferiores seria compatível com a existência de sinergias cinemáticas estabilizadoras da trajetória do CoM no plano sagital durante a fase de apoio simples da marcha. Essa análise foi realizada em pessoas com hemiparesia pós-AVC e em pessoas sem acometimentos neurológicos, classificadas como hígdas.

O passo metodológico que compara as variâncias existentes dentro de cada subespaço, ou seja, V_{UCM} e V_{ORT} , foi imperativo para que fosse possível dar continuidade aos experimentos planejados e responder aos objetivos específicos propostos no estudo. Isso porque a hipótese *Uncontrolled Manifold* só é confirmada quando V_{UCM} é estatisticamente maior que V_{ORT} pois, segundo estabeleceram os autores (SCHOLZ; SCHÖNER, 1999), a variável de desempenho em análise é considerada estável.

A análise estatística confirmou que V_{UCM} é significativamente maior que V_{ORT} no grupo AVC (Figura 14) tanto na análise realizada no MIP, quanto no MINP. No grupo Hígado (Figura 15), resultados semelhantes foram obtidos para ambos os membros inferiores, denotando um comportamento cooperativo no

sistema efetor, em que erros ou dificuldades em uma articulação tendem a ser corrigidos por mudanças no comportamento das demais articulações envolvidas na tarefa, podendo gerar uma elevada variabilidade das variáveis elementares (ângulos articulares), mas que não afeta negativamente a variável de desempenho (trajetória do CoM).

Para o grupo AVC, esses resultados indicam que, mesmo diante da existência de um comportamento cinemático alterado nos membros inferiores ao longo do ciclo da marcha (DEVETAK et al., 2016; KIM et al., 2016; LUCARELI; GREVE, 2006), e da alta variabilidade comumente encontrada nessa população (BALASUBRAMANIAN; NEPTUNE; KAUTZ, 2009; GUZIK et al., 2018), as estratégias motoras assumidas durante o apoio simples, revelam que parte dessa variabilidade tende a estar predominantemente dentro do subespaço UCM, resultando na chamada boa variabilidade, pois não afeta a estabilidade da variável de desempenho em análise (trajetória do CoM). Um comportamento cinemático com predomínio de uma variabilidade ruim, desestabilizaria a variável de desempenho e, conseqüentemente, aumentaria os valores no subespaço ortogonal (V_{ORT}).

Os déficits sensório motores têm sido associados a comportamentos cinemáticos de alta variabilidade (BALASUBRAMANIAN; NEPTUNE; KAUTZ, 2009) e esses achados não podem ser ignorados no contexto do presente estudo. Entretanto, é possível que uma interpretação mais cautelosa sobre a variabilidade da cinemática articular seja necessária quando se trata de analisar o controle motor pós-AVC. Isso porque, mesmo diante da dificuldade de dissociação entre os graus de liberdade dos membros inferiores (HAYES CRUZ; DHAHER, 2008), o padrão hemiparético de deambulação amplamente encontrado nessa população, parece estar operando em favor da estabilidade do CoM. Isso não significa que clinicamente se deva apenas aceitar que o padrão de marcha de pessoas com AVC é estereotipado por natureza e assumi-lo como “benéfico” para o paciente, mas que uma parte dos novos padrões de covariação que essas pessoas apresentam, permitem o sucesso da tarefa motora. Cientes disso, os terapeutas poderiam traçar estratégias para incentivar a boa variabilidade, especialmente na fase inicial de recuperação pós-lesão, em busca de “treinar” o SNC e reorientá-lo em relação aos graus de liberdade disponíveis para tarefas motoras específicas.

Essa forma de analisar o controle motor durante a marcha, tende a excluir a visão isolada da variabilidade de cada segmento e chama a atenção para a

capacidade adaptativa do comportamento motor humano. As estratégias adotadas para driblar ou compensar as alterações sensório motoras resultantes da hemiparesia pós-AVC, apesar de precipitarem uma alta variabilidade do comportamento cinemático articular (FOTIADOU et al., 2018), podem significar também um recurso necessário para a estabilidade de uma variável prioritária e imprescindível para o sucesso da marcha.

6.2 IMPACTO DO NÚMERO DE PASSOS INCLUÍDOS NOS CÁLCULOS

Os cálculos da abordagem UCM são baseados na variabilidade das variáveis elementares e variável de desempenho observada em repetidos ensaios da mesma tarefa. Todavia, existe acentuada dificuldade em obter um número grande de repetições em populações com condições patológicas como é o caso de pessoas com hemiparesia pós-AVC.

Embora o número ideal de passos para a análise UCM durante a marcha de pessoas híginas em esteira tenha sido recentemente reportado (ROSENBLATT; HURT, 2019), essa análise ainda não foi realizada em pessoas com AVC. Considerando as diferenças características entre a marcha em solo e em esteira (ALTON et al., 1998) e entre pessoas híginas e com AVC (CHEN et al., 2005), os resultados de uma população não devem ser inadvertidamente extrapolados para a outra, especialmente quando se trata de populações com lesões do SNC.

No presente estudo, a análise comparativa entre os valores representativos das variáveis (Tabela 9) mostra que, para o componente V_{UCM} , diferenças significativas são encontradas entre os valores calculados com 40 e com 10 passos, mas não entre as demais comparações. Já a análise de correlação entre as curvas reflete uma concordância gradativamente crescente entre resultados calculados com um maior número de passos (Figura 16). Essa tendência está presente nos componentes V_{UCM} , V_{ORT} e também em Δs , e é mais explícita no MINP, talvez por ser esse o membro inferior com menor reprodutibilidade do padrão cinemático de marcha (FOTIADOU et al., 2018), e utilizando menos repetições, essa menor reprodutibilidade tende a ficar mais explícita.

Idealmente, quanto mais repetições puderem ser incluídas no cálculo, melhor, mas isso depende da complexidade da tarefa e das condições experimentais, e

precisa respeitar as capacidades dos sujeitos em análise (LATASH et al., 2010). Em um cenário experimental que envolva pessoas não saudáveis, existem muitas limitações que não permitem a obtenção de um número elevado de repetições da tarefa, como a fadiga, por exemplo. Conhecer o número ideal mínimo impede que uma quantidade insuficiente de informações seja utilizada nos cálculos e, conseqüentemente resulte em valores distorcidos de V_{UCM} , V_{ORT} ou Δs , e também evita que os avaliadores exponham os voluntários a uma coleta de dados prolongada que pode ser tão exaustiva quanto desnecessária.

Durante a marcha típica em esteira, já foi estabelecido que a diferença entre os valores de Δs calculados com um moderado número de repetições da tarefa (16 a 20 passos) é relativamente pequena (ROSENBLATT; HURT, 2019). De fato, no grupo Hígido do presente estudo, não foram encontradas diferenças significativas entre os valores representativos das variáveis (Tabela 9) ou observada maior correlação entre as curvas resultantes dos cálculos com maior número de passos (Figura 17). Contudo, é necessário considerar que diferenças como o modelo geométrico utilizado e a variável de desempenho em análise podem alterar substancialmente a interpretação dos resultados.

Em pessoas com AVC, um experimento similar realizado sobre a tarefa de alcance envolvendo os membros superiores, sugere que resultados obtidos com menos de 20 repetições da tarefa precisam ser interpretados com cautela (LATASH et al., 2010).

Os estudos supracitados (ROSENBLATT; HURT, 2019; LATASH et al., 2010) embora tenham utilizado modelos geométricos distintos do modelo aqui empregado, e tenham envolvido uma tarefa específica (LATASH et al., 2010) e/ou uma variável de desempenho (ROSENBLATT; HURT, 2019) distintas das analisadas no presente estudo, parecem convergir com os achados aqui reportados, sugerindo que, aproximadamente 20 repetições devem ser incluídas nos cálculos da abordagem UCM, independentemente da tarefa analisada.

Todavia, estudos precursores com o mesmo modelo geométrico, publicados com voluntários hígidos (VITO et al., 2017) e com AVC (PAPI; ROWE; POMEROY, 2015), utilizaram 10 e 6 repetições da tarefa (passos), respectivamente. Ao que parece, não há um consenso na literatura no que diz respeito ao número de repetições que devem ser incluídas nos cálculos da abordagem UCM.

O experimento aqui conduzido permitiu observar possíveis limitações decorrentes da utilização de poucas repetições da tarefa específica (passos) sobre os componentes V_{UCM} e V_{ORT} , bem como sobre o índice de sinergia, quando um modelo geométrico de 4 segmentos e com 4 graus de liberdade é utilizado. Os resultados obtidos embasaram a escolha do número de repetições adotado nos cálculos dos demais experimentos deste estudo, de modo que, considerando a inexistência de diferenças significativas a partir dos cálculos com 20 passos e as altas correlações observadas principalmente entre as curvas geradas a partir de 30 passos, esse último (30) foi o número mínimo de repetições da tarefa adotado para os cálculos de ambos os grupos.

6.3 COMPARAÇÃO ENTRE MEMBROS NO GRUPO AVC E NO GRUPO HÍGIDO

Na comparação entre membros realizada no grupo Hígido, não foram encontradas diferenças significativas para V_{UCM} e V_{ORT} (Figura 23) ou Δs (Figura 24), o que significa que os valores dessas variáveis não diferem entre MID e MIE. Esse resultado era esperado, uma vez que a simetria de parâmetros cinemáticos em populações hípidas foi reportada em diversos experimentos (SADEGHI et al., 2000) e, dessa forma, acreditava-se que o comportamento motor dos membros inferiores direito e esquerdo seria relativamente semelhante, sem diferenças significativas tanto nos valores da variância por grau de liberdade contidas nos subespaços UCM e ortogonal, quanto no valor do índice de sinergia originado a partir desses dois componentes. Essa concordância também foi visualmente observada no comportamento das curvas completas geradas para V_{UCM} e V_{ORT} e Δs ao longo da fase de apoio simples do membro direito e membro esquerdo (Figuras 25, 26 e 27). Essas figuras reúnem as curvas de cada participante do grupo Hígido e permitem uma visão geral do comportamento temporal das variáveis para este grupo.

Neste experimento, observou-se um comportamento típico entre os membros na maioria dos participantes hípidos e, mesmo quando os dados de algum participante resultaram em um comportamento discrepante em relação ao grupo, isso se replicou em ambos os lados. Os estudos homólogos a este (PAPI; ROWE; POMEROY, 2015; VITO et al., 2017) apresentaram resultados de apenas um dos membros inferiores dos participantes hípidos, e não reportaram comparações entre

membros, portanto, não se sabia, até o momento, se a simetria de marcha em pessoas saudáveis reportada na literatura (HANNAH; MORRISON; CHAPMAN, 1984) também seria replicada nas estruturas das variâncias da análise UCM em pessoas hígdas.

Os achados aqui descritos embasaram a decisão de adotar o MID como membro de referência para as comparações entre grupo Hígado e AVC e também na análise do impacto do número de repetições da tarefa sobre os valores de V_{UCM} , V_{ORT} e Δs , objetivos 1 e 3 do presente estudo.

No grupo AVC, os resultados da comparação entre MIP e MINP revelaram diferença estatisticamente significativa para V_{ORT} , com valores mais altos obtidos para o MINP, ou seja, durante o apoio simples desse membro, houve mais covariações articulares que resultaram em menor estabilidade na trajetória do CoM em comparação com o MIP (Figura 18). As trajetórias articulares do MINP podem assumir comportamentos mais flexíveis que possibilitam corrigir e compensar ações e deficiências do MIP (FOTIADOU et al., 2018), assim, esperava-se que isso refletisse nos valores de V_{UCM} gerando um aumento da boa variabilidade, e não nos valores de V_{ORT} , como observado no presente estudo.

É possível que durante o apoio simples do MINP, em função da maior confiança sentida pelo sujeito quando esse é o membro de suporte, o mesmo seja capaz de explorar com maior segurança as amplitudes disponíveis para o CoM, resultando em trajetórias mais flexíveis. Papi, Rowe e Pomeroy (2015) também associaram comportamentos mais flexíveis do CoM a uma menor vigilância por parte do paciente com AVC, quando este deambulou utilizando uma órtese de estabilização do membro inferior parético e, conseqüentemente, sentiu-se mais seguro e confiante.

O índice de sinergia também foi estatisticamente diferente na comparação entre MIP e MINP, com menores valores no MINP, mas isso não reflete perda da estabilidade da variável de desempenho, apenas que as sinergias cinemáticas são menos fortes nesse membro, cuja capacidade de “desmanchar” as sinergias ao longo do tempo parece está preservada. Como pode ser observado na Figura 19, em ambos os lados, os valores representativos de Δs são predominantemente elevados (> 0.75). Considerando que o índice de sinergia aqui calculado varia de -1 a 1, os valores observados são altos e positivos. Conforme previamente apresentado em outros experimentos da abordagem UCM, isso pode ser

interpretado como sinergias fortemente atuantes (LATASH; HUANG, 2015). Ressalta-se que não existe na literatura uma analogia a “quanto mais alto, melhor” para a interpretação dos valores do índice de sinergia, mas sim que valores altos e positivos remetem a fortes sinergias, enquanto valores próximos de zero correspondem a ausência de sinergias estabilizadoras, e valores muito próximos de -1 podem indicar o momento de perda da estabilidade da variável de desempenho em análise (LATASH; HUANG, 2015).

Adicionalmente, quando as curvas das variáveis são visualmente comparadas no grupo AVC, é possível observar uma maior consistência entre os sujeitos e entre os lados parético e não parético para V_{UCM} (Figura 20), enquanto o comportamento de V_{ORT} (Figura 21) e Δs (Figura 22) demonstram-se discrepantes entre MIP e MINP no final fase de apoio simples.

Pela metodologia de cálculo envolvida no índice de sinergia, o aumento nos valores de V_{ORT} , sem que os valores de V_{UCM} também aumentem, resulta em redução em Δs , por isso, como V_{ORT} tende a aumentar ao final da tarefa do MINP, os valores do índice tendem a cair, como pode ser observado na Figura 22. Apesar dessa característica de curva estar presente em ambos os lados, é no MINP que a queda em Δs é mais acentuada, o que refletiu nos valores representativos dessa variável e resultou na diferença significativa entre os membros discutida alguns parágrafos acima.

Ainda que estatisticamente diferentes, os altos valores do índice de sinergia indicam que ambos os lados (parético e não parético) apresentam sinergias cinemáticas estabilizadoras do CoM, mesmo que o perfil temporal de recrutamento e manutenção dessas sinergias seja diferente entre os lados, conforme observado na inspeção visual das curvas.

6.4 COMPARAÇÃO ENTRE GRUPO AVC E GRUPO HÍGIDO

Os resultados obtidos no experimento que comparou o grupo hígido (MID) com o grupo AVC (MINP e MINP separadamente) demonstraram valores de V_{UCM} significativamente maiores no grupo AVC, enquanto V_{ORT} não apresentou diferença entre os grupos. De fato, maior variabilidade no grupo AVC é reportada na literatura em comparação com pessoas saudáveis (GUZIK et al., 2018). Esses achados indicam que, no contexto da abordagem UCM, a alta variabilidade em

peças com AVC, quando matematicamente analisada em função do controle do CoM, não afeta negativamente a variável de desempenho. Resultados prévios, envolvendo a tarefa de marcha, mas com outras variáveis de desempenho, demonstram um aumento da boa variabilidade (V_{UCM}) e da força das sinergias cinemáticas em pessoas com patologias neurológicas como o AVC (KAO; SRIVASTAVA, 2018) e crianças com síndrome de Down (BLACK et al., 2007), enquanto a variabilidade ruim (V_{ORT}) é relativamente estável em comparação com grupos hígidos.

Quando o mesmo modelo geométrico e mesma variável de desempenho foram utilizados, um estudo precursor reportou resultados semelhantes em relação a V_{UCM} e V_{ORT} , mas diferiu em Δs (PAPI; ROWE; POMEROY, 2015). Como o referido estudo utilizou apenas um voluntário com AVC em sua amostra, é possível que essa presença de sinergias mais fortes no MIP não tenha sido detectada, mas seja uma característica das pessoas com AVC, como observado no presente estudo.

Ao aplicar a abordagem UCM para avaliar o controle motor durante a marcha de pessoas com AVC e pessoas hígidas, cuja variável de desempenho foi a trajetória medio-lateral do pé, Srivastava e colaboradores (2018) também reportaram sinergias cinemáticas mais fortes no grupo AVC. Seu principal achado, no entanto, foi a distinta relação entre a força das sinergias e medidas de estabilidade corporal dinâmica entre os grupos, esta última, mensurada através do cálculo da margem dinâmica de estabilidade (MCANDREW YOUNG; WILKEN; DINGWELL, 2012). No grupo saudável, fortes sinergias cinemáticas foram associadas a uma melhor estabilidade da marcha, enquanto no grupo AVC, o inverso foi observado, ou seja, fortes sinergias cinemáticas foram associadas a uma menor estabilidade durante a marcha (KAO; SRIVASTAVA, 2018). Apesar de não aplicar correlações com outras medidas nos dois grupos, no presente estudo, possíveis associações com o nível de recuperação motora foram investigados e serão discutidos nos tópicos seguintes.

A análise visual comparativa das curvas de V_{UCM} , V_{ORT} e Δs no grupo AVC (Figuras 20, 21 e 22) e no grupo Hígido (Figuras 25, 26 e 27), chama a atenção para uma característica peculiar de Δs ao final da tarefa motora analisada: na maioria dos participantes com AVC, especialmente no MIP, os valores do índice permanecem praticamente estáveis todo o tempo, enquanto nos participantes hígidos, existe queda gradativa de valores ($< 0,4$). Essa não redução nas curvas do índice reflete nos valores representativos dessa variável (valor médio da curva) e,

consequentemente, resultou em diferença estatisticamente significativa entre MID e MIP.

Acredita-se que este perfil de comportamento ao longo da tarefa motora analisada esteja relacionado aos mecanismos de ajustes sinérgicos antecipatórios, denominados de ASA e previamente descritos na sessão 3. Em pessoas sem acometimento neurológico (grupo Hígido) esses mecanismos permitem que a variável de desempenho fique menos estável, antecipando uma rápida mudança prevista (LATASH; HUANG, 2015; ZHOU et al., 2013), ou seja, estando esses ajustes adequadamente atuantes, ocorre uma redução gradual da estabilidade da variável de desempenho sempre que essa precise passar por uma mudança abrupta, como a transição do CoM pela base de suporte, quando o apoio do membro inferior deixa de ser simples e passa a ser duplo, por exemplo.

Experimentos que compararam pessoas híginas e pessoas com AVC, identificaram atrasos significativos nos ASA tanto no lado parético, quanto no lado não parético, sendo esses últimos menos acentuados (JO et al., 2016). Apesar de tratarem de tarefas relacionadas aos membros superiores, os achados de Jo e colaboradores (2016) corroboram o perfil de curva e as diferenças observadas no presente experimento entre pessoas híginas e com AVC.

Isso pode ser interpretado como uma dificuldade das pessoas com hemiparesia em reduzir um padrão sinérgico para permitir o início de outro e evitar “conflitos” entre suas próprias sinergias. Existe uma dificuldade de dissociação entre os graus de liberdade dos membros inferiores reportados nessa população (SÁNCHEZ et al., 2017; SOUISSI et al., 2018) que possivelmente está associada a tal comportamento. Apesar de ainda não abordados durante a marcha, os ASA têm sido investigados durante a transição de outras tarefas e o tempo de queda das sinergias pode ser um indicativo de alterações no controle motor de pessoas com comprometimentos neurológicos (LATASH; HUANG, 2015).

O presente estudo é pioneiro nesta investigação relativa à presença dos ajustes antecipatórios durante a marcha, e os resultados aqui apresentados indicam claramente que os ASA também estão presentes nesta tarefa motora.

6.5 REPETIBILIDADE DAS VARIÁVEIS NO GRUPO AVC

Apesar de existirem experimentos recentes e inspiradores utilizando a abordagem UCM durante a marcha (KAO; SRIVASTAVA, 2018; ROSENBLATT et al., 2015; SHAFIZADEH et al., 2019; VITO et al., 2018), especialmente devido à potencial aplicabilidade dos resultados no cenário clínico, não foram identificados experimentos que investigaram se as sinergias variam consideravelmente dia a dia ou se os valores representativos e as curvas completas são consistentes entre os dias.

No presente estudo, foram comparados os resultados da abordagem UCM aplicada em dados de marcha de uma mesma amostra (grupo AVC) obtidos em duas avaliações distintas em um curto intervalo de tempo (1 semana). Essa análise comparativa entre dias não identificou diferenças significativas entre os valores representativos de V_{UCM} , V_{ORT} ou Δs para MIP e para MINP (Figuras 32, 33 e 34). Adicionalmente, correlações predominantemente altas ($> 0,8$) foram observadas na análise conduzida sujeito a sujeito (Figura 35). Tais achados indicam que, em um intervalo de poucos dias, em que nenhuma intervenção foi aplicada aos participantes e alterações motoras espontâneas ou provocadas não tendem a ocorrer, a avaliação do controle motor por meio da abordagem UCM oferece resultados com boa consistência tanto no que tange os valores representativos, quanto o comportamento das curvas completas.

A aplicação da abordagem UCM tem elevado potencial de utilização nas áreas de reabilitação e aquisição de habilidades motoras (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2002), mas para tal, acredita-se que seja necessário ter a certeza de que os resultados obtidos têm boa repetibilidade e que eventuais mudanças identificadas em análises comparativas sejam, de fato, relacionadas a mudanças no controle motor e não apenas inerentes a erros de medição ou à variabilidade intrínseca da amostra em análise.

Os resultados desse experimento, mesmo considerando a limitação de uma amostra reduzida ($n=8$), indicam que as estruturas das variabilidades se mantêm constantes entre as sessões de avaliação.

6.6 COMPARAÇÃO ENTRE PARTICIPANTES COM HEMIPARESIA DIREITA E ESQUERDA

As diferentes características entre o comportamento motor e o prognóstico de recuperação das habilidades de acordo com o hemisfério acometido após um AVC motivaram essa análise comparativa entre os resultados da abordagem UCM em pessoas com hemiparesia direita e esquerda.

Pessoas com hemiparesia esquerda tendem a apresentar marcha mais lenta e mais assimétrica (CHEN; NOVAK; MANOR, 2014) e demoram mais tempo para adquirir independência ortostática em comparação com pessoas com hemiparesia direita (LAUFER et al., 2003). Esses sujeitos também apresentam piores respostas posturais tanto na postura ereta quieta quanto em situações de perturbação do equilíbrio (FERNANDES et al., 2017).

Todavia, os achados desse experimento não identificaram diferenças entre os dois grupos, demonstrando que a força das sinergias é similar tanto na comparação entre membros paréticos quanto entre membros não paréticos de cada subgrupo.

Um único experimento encontrado na literatura descreve a aplicação da abordagem UCM para comparar o comportamento dos membros superiores em pessoas com hemiparesia direita e esquerda pós-AVC (GERA; FREITAS; SCHOLZ, 2016). Os pesquisadores subdividiram cada membro superior em ombro, cotovelo e punho e analisaram como a covariação dessas articulações influencia a trajetória da mão em tarefas de alcance. Os resultados da análise UCM não indicaram correlações representativas com a medida clínica adotada (Avaliação de *Fulg Meyer* para extremidade superior), e os autores não encontraram diferença nos valores do índice de sinergia entre voluntários com hemiparesia direita e esquerda (GERA; FREITAS; SCHOLZ, 2016).

O presente experimento apresenta uma importante limitação em relação ao tamanho da amostra, que foi bastante reduzida com o intuito de homogeneizar os subgrupos. Assim, dos 17 voluntários, 6 eram hemiparéticos à esquerda e, de acordo com suas características de classificação nos estágios de recuperação motora de *Brunnstrom* e de simetria do tempo de apoio simples, foram pareados com outros 6 participantes selecionados entre os 11 voluntários hemiparéticos à direita. Mesmo com habilidades motoras semelhantes, não foram observadas diferenças ou tendências indicativas de possíveis diferenças entre os grupos, como pode ser

observado nas Figuras 36, 37 e 38. Assim, apesar do n reduzido, é possível que a fundamentação da abordagem UCM e os cálculos que embasam a análise motora podem não ser influenciados pelas diferenças características em relação à especialização hemisférica.

6.7 COMPARAÇÃO ENTRE PARTICIPANTES COM MELHOR E PIOR RECUPERAÇÃO MOTORA

Uma vez que abordagem UCM é baseada no comportamento cooperativo entre os graus de liberdade envolvidos na tarefa motora em análise (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2002), e que alguns experimentos previamente publicados argumentaram em favor da correlação entre a abordagem UCM e medidas clínicas em pessoas com AVC ou da sua utilização para estabelecer o nível de comprometimento motor e a capacidade residual dessa população (GERA et al., 2016; KANG; CAURAUGH, 2017), esperava-se que aqueles participantes com maior capacidade de dissociação entre as articulações e habilidades motoras mais preservadas apresentassem valores distintos dos participantes motoramente mais comprometidos, cujo grau de força muscular é reduzido e o grau de espasticidade é aumentado, por exemplo (CHEN et al., 2000). Todavia, quando os valores representativos de V_{UCM} , V_{ORT} e Δs foram comparados entre os grupos B_3/4 e B_5/6, conforme classificação nos estágios de recuperação motora de *Brunnstrom*, não foram identificadas diferenças significativas (Figuras 39, 40 e 41).

Entretanto, a inspeção visual das curvas de cada participante geradas pelo índice de sinergia, demonstram que no MIP (Figura 42A), o grupo com pior recuperação motora (B_3/4) não apresenta redução dos valores de Δs , mantendo um padrão de curva praticamente constante ao longo de toda a tarefa analisada, enquanto o grupo com melhor recuperação motora (B_5/6) (Figura 42B) tem características de curva semelhante ao grupo Hírido (Figura 27A), apresentando queda da força das sinergias ao final da fase de apoio simples, o que é refletido pela redução dos valores de Δs .

Quando a comparação entre os subgrupos B_3/4 e B_5/6 foi conduzida sobre os dados do MINP, também não foram encontradas diferenças significativas. Mas nesse membro (Figura 43), ambos os grupos tendem a apresentar comportamentos

de curvas que se assemelham ao grupo Hírido, com redução dos valores de Δs ao final da fase de apoio simples.

Esses achados corroboram uma vez mais em favor da existência dos ASA, já que o MIP do grupo com pior recuperação motora apresenta um padrão de curva diferente do grupo com melhor recuperação motora e do padrão de curva do MINP independente do grupo. Assim, parece plausível que nos membros inferiores com maior capacidade de dissociação dos graus de liberdade e/ou com melhor recuperação motora, os ajustes antecipatórios possam modular a mudança das sinergias conforme o andamento da tarefa. Já no membro com pior recuperação motora, essa modulação não é observada dentro da fase de apoio simples e possivelmente ocorre com um atraso temporal, como reportado nas comparações dos ASA entre pessoas saudáveis e pessoas com distúrbios neurológicos (JO et al., 2016; LATASH; HUANG, 2015; PARK et al., 2014),

Ao final da fase de apoio simples da marcha aproxima-se uma etapa de transição, com modificação da base de suporte, que coincide com a aproximação do *foot contact* do pé que estava em balanço e consequente *foot off* do pé que inicialmente suportava sozinho o peso do corpo. Esse é o momento em que o peso corporal é transferido de um membro para o outro juntamente com a responsabilidade pelo equilíbrio e projeção do corpo à frente. Esta atividade se repete ciclicamente ao longo da marcha. Sendo os ASA mecanismos que permitem uma modulação das sinergias, antecipando em milissegundos a mudança rápida da variável de desempenho (KLOUS; MIKULIC; LATASH, 2011), é natural esperar que esses mecanismos atuem também na organização das sinergias durante a transição passo-a-passo.

De acordo com os achados do presente estudo, a análise qualitativa das curvas do índice de sinergia pode fornecer um indicativo do grau de recuperação motora pós-AVC. Cabe ressaltar que a amostra desse experimento foi composta por 17 participantes, divididos em 2 subgrupos com 8 e 9 participantes em B_3/4 e B_5/6, respectivamente. Essa é uma amostra relativamente pequena, que pode não ter sido suficiente para identificar diferenças numericamente significativas, mas apesar do valor representativo de Δs , que indica a força das sinergias, ser estatisticamente igual entre os grupos, as características de curva são visivelmente diferentes no MIP, mostrando que a capacidade de dissociação dos graus de liberdade das articulações pode ser representada através da análise UCM.

6.8 IMPACTO CLÍNICO DO PRESENTE ESTUDO

Ao final de um experimento como este, inevitavelmente surge uma expectativa em extrapolar os resultados para além do ambiente controlado de pesquisa e aplicá-los *in loco*, seja no ambiente terapêutico (hospitalar ou ambulatorial) ou na vida diária do paciente (domicílio e comunidade).

Apesar de um desenho experimental exploratório teórico, os achados do presente estudo suscitaram uma ampla discussão de cunho clínico, mesmo que os experimentos aqui reportados ainda não sejam suficientes para direcionar a prática clínica propriamente dita.

Contudo, considerando os conceitos de abundância motora e sinergias que embasam o paradigma da abordagem *Uncontrolled Manifold*, é possível sugerir que a construção de um programa de reabilitação do movimento precisa dar mais espaço para a aceitação da convivência mútua entre a variabilidade e a estabilidade, contrapondo, em partes, a prescrição protocolar dos exercícios terapêuticos.

Vislumbrando um cenário terapêutico em que a “boa variabilidade” deva ser provocada, exercícios que precipitem a realização de movimentos variados e explorem diferentes configurações cinemáticas para a realização de uma mesma tarefa devem ser estimulados. Recursos terapêuticos que proporcionem *feedback* visual da variável prioritária como o CoM (WALKER; HYGSTROM; SCHMIT, 2016), podendo ou não ser associado a perturbações (KAJROLKAR; BHATT, 2016; PUNT et al., 2017), assimetrias (PADMANABHAN et al., 2020) e dupla tarefa (CURUK; GOYAL; ARUIN, 2019) também devem compor um programa de estimulação motora global com enfoque na recuperação da marcha.

Incentivar que o sujeito explore ampla e repetidamente os graus de liberdade disponíveis para o SNC, possivelmente requer não só a realização da tarefa de marcha propriamente dita, mas também outras tarefas, como se sentar e levantar (MUN et al., 2014), modalidades de dança (PATTERSON et al., 2018) ou a realização da marcha em diferentes superfícies (HWANG; KIM, 2019) ou ambientes, como a água (SALEH; REHAB; ALY, 2019), por exemplo. Praticar, ainda, a iniciação da marcha partindo de distintas posições dos membros inferiores (parético e não parético), com diferentes amplitudes de movimento e em variadas direções (posterior, lateral), também pode vir a estimular a covariação entre as articulações envolvidas na marcha e suscitar o aumento da “boa variabilidade”.

Adicionalmente, cientes da presença de alterações de tônus e força muscular comumente encontradas nessa população, a variabilidade deve ser estimulada nos vários níveis dos elementos motores, o que envolve não só a cinemática angular, mas também a ativação muscular e a geração de torques. Treinando e estimulando, assim, as múltiplas soluções disponíveis para o SNC. Nesse sentido, tratamentos que envolvam a reabilitação robótica (BANG; SHIN, 2016), especialmente aqueles com recursos de *biofeedback* e modulação de estímulos em tempo real (KUMAR; YADAV; AAFREEN, 2020) podem representar uma alternativa promissora para estimular a boa variabilidade ao tratar os distúrbios do controle motor.

Em um artigo de revisão recentemente publicado, os autores afirmam que “a flexibilidade e diferentes soluções para ajustar os padrões motores devem ser considerados nas novas estratégias de tratamento das desordens que envolvem os déficits da marcha” (SYLOS-LABINI et al., 2017). De fato, parece já haver uma vertente de estudos que têm explorado a estimulação da variabilidade de forma terapêutica e com resultados positivos sobre o desempenho da marcha. Em um experimento recente envolvendo a marcha de pessoas hígdas, o aumento da variabilidade intra-indivíduo mostrou correlação com o aumento da atividade cerebral do córtex sensório-motor (BERGER et al., 2019). Ainda durante a marcha de jovens saudáveis, a realização de dupla tarefa mostrou um efeito positivo sobre a variabilidade em comparação com a tarefa simples, melhorando a performance da marcha nessa população (HAMACHER et al., 2019).

Os experimentos em pessoas saudáveis, com comportamento motor típico, são sempre o primeiro passo para embasar estudos em populações com diferentes condições de doença, e ajudam a otimizar o processo e os recursos de reabilitação. Por isso, conhecer o perfil das curvas dos componentes de variabilidade e do índice de sinergia e identificar o perfil temporal de modulação dessas sinergias através dos ASA em duas populações distintas (Hígdos vs AVC), pode representar um importante passo para uma futura aplicabilidade clínica da abordagem UCM, seja para embasar um programa terapêutico, como uma medida de desfecho após intervenções específicas, ou ainda como forma de identificar habilidades motoras residuais ou avaliar ganhos e adaptações ao longo do tempo.

Por ser considerada uma das habilidades mais relevantes da espécie humana (SIMONSEN, 2014) e possuir relação direta com a funcionalidade, independência e qualidade de vida (HARRIS; ENG, 2004), a recuperação da marcha é uma das

principais metas do processo de reabilitação após um AVC (BALABAN; TOK, 2014). Numerosos são os recursos terapêuticos e as técnicas utilizadas para atingir esse objetivo. Ressalta-se, no entanto, que este subtópico trouxe apenas inferências e uma discussão empírica suscitada a partir dos principais achados do presente estudo e de resultados reportados na literatura recente.

6.9 LIMITAÇÕES DO ESTUDO E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Este estudo apresenta algumas limitações que precisam ser pontuadas, assim, experimentos futuros poderão ser desenhados de maneira a suprir as lacunas ainda existentes.

O modelo geométrico adotado possui apenas 4 segmentos e 4 graus de liberdade para as variáveis elementares, enquanto a variável de desempenho tem duas dimensões. Apesar de incluir nos cálculos as principais articulações responsáveis pela projeção do corpo no plano sagital durante o processo de deambulação, o modelo utilizado ainda é bastante simplificado.

Ainda que o plano sagital seja o plano de interesse de muitos estudos sobre a marcha e o plano onde os movimentos mais amplos acontecem, faz-se necessário reconhecer que movimentos relevantes acontecem nos demais planos, especialmente em pessoas com AVC, cuja marcha apresenta um perfil característico, que inclui os movimentos de circundução e elevação pélvica (ITOH et al., 2012; KERRIGAN et al., 2000; STANHOPE et al., 2014). O processo de marcha envolve a ação motora somatória nos 3 planos e o ideal seria que a variável de desempenho fosse analisada no espaço tridimensional e que as variáveis elementares incluíssem graus de liberdade em mais de um plano de análise.

A tarefa motora analisada contempla apenas uma parte do ciclo da marcha (fase de apoio simples). Esta restrição foi necessária para adequar o modelo geométrico à tarefa específica e tornar a análise mais fidedigna, pois, conforme já discutido anteriormente, estudos precursores relacionaram a trajetória do CoM às rotações articulares de apenas um membro inferior em momentos em que ambos os membros inferiores eram responsáveis pelo controle do CoM (PAPI; ROWE; POMEROY, 2015; VITO et al., 2018). Para que o modelo geométrico de fato seja

adequado ao controle do CoM durante a fase de duplo suporte, é necessário incluir mais segmentos e mais graus de liberdade à equação.

A variável de desempenho (trajetória do CoM) é representada neste estudo por um ponto de intersecção localizado dentro do segmento da pelve. Esse tipo de aproximação, apesar de adotado em outros experimentos de marcha (HAK et al., 2013, 2015; PAPI; ROWE; POMEROY, 2015) possivelmente apresenta variações em relação ao centro de massa calculado a partir dos segmentos do corpo (SAID et al., 2008; TISSERAND et al., 2016). A inclusão de mais segmentos no modelo geométrico em experimentos futuros, permitirá que a trajetória do CoM seja calculada e não estimada por uma aproximação.

No contexto da abordagem UCM, modelos mais elaborados, incluindo diversos segmentos e mais graus de liberdade têm sido utilizados na análise das sinergias cinemáticas durante a marcha (KAO; SRIVASTAVA, 2018; ROSENBLATT et al., 2015), contudo, um modelo completo, que atenda às exigências para uma análise tridimensional da variável de desempenho é bastante desafiador do ponto de vista metodológico. Primeiramente porque envolve a certeza da precisão dos dados incluídos nos cálculos e, em segundo lugar, porque é importante estar atento ao número de repetições da tarefa necessárias para a obtenção de um resultado confiável. Ao que parece, não há um consenso na literatura em relação a esse assunto. No entanto, o professor Mark Latash, sugeriu aos pesquisadores deste grupo, em uma conversa presencial, que a cada grau de liberdade adicionado ao modelo, pelo menos 3 repetições da tarefa deveriam ser incluídas nos cálculos. Sugere-se que futuras pesquisas realizem uma análise prévia para definir número mínimo de repetições com base no modelo e na quantidade de graus de liberdade nele contidas. Ideias que podem embasar essa análise são apresentadas no presente estudo e nos experimentos de Latash e colaboradores (2010) e Rosenblatt e Hurt (2018).

Os dados coletados no presente estudo permitem a reconstrução de um modelo geométrico tridimensional mais elaborado que poderá ser utilizado em experimentos futuros para a reconstrução tridimensional do comportamento articular do quadril, joelho e tornozelo, bem como da pelve, tronco, cabeça e membros superiores, resultando na inclusão de mais elementos motores que poderão ser relacionados à posição do CoM e de novas variáveis de desempenho hipotéticas. A análise da estrutura da variabilidade das variáveis elementares em relação a

distintas variáveis de desempenho permite estabelecer a importância relativa de tais variáveis para a tarefa que está sendo investigada (LATASH et al., 2010).

Além da trajetória do CoM, outras variáveis de desempenho hipotéticas podem ser investigadas em estudos futuros como a trajetória distal do membro inferior em balanço durante o avanço deste membro à frente; a trajetória do tórax superior; ou ainda a posição da cabeça. A aplicação da abordagem UCM para a análise de variáveis hipotéticas distintas permitiria uma comparação entre estas, seja por meio dos componentes de variabilidade (V_{UCM} e V_{ORT}), da força das sinergias (valores de Δs) ou das características das suas curvas ao longo da tarefa, para analisar e entender se o SNC altera a prioridade de controle ao longo da tarefa específica.

Em relação à amostra de participantes com AVC ($n=17$), no presente estudo, o número supera o tamanho da amostra de outros experimentos reportados na literatura sobre a análise UCM na mesma população (JO et al., 2016; KAO; SRIVASTAVA, 2018; SHAFIZADEH et al., 2019). Contudo, quando o grupo AVC foi subdividido para a realização de comparações intragrupo, formaram-se amostras relativamente pequenas, cujos resultados dos testes estatísticos podem não ter um alto poder. Mesmo assim, os achados aqui reportados em relação aos experimentos com poucos participantes (análise da repetibilidade; comparação entre voluntários com hemiparesia D e E; e comparação conforme estágios de recuperação motora), mostram algumas tendências que merecem ser confirmadas em experimentos futuros envolvendo amostras maiores e menos heterogêneas. Em função do tamanho da amostra, não foi possível analisar subgrupos com características mais homogêneas em relação ao padrão de espasticidade ou ao tempo pós-lesão, por exemplo.

Elencadas as principais limitações deste estudo, faz-se necessário ressaltar que um bom experimento responde às perguntas a que se propôs, mas também abre lacunas que motivam novas investigações. Afinal, após uma análise esmiuçada dos dados, surgem questionamentos e vislumbra-se novas possibilidades que a pesquisa em questão não teve como objetivo investigar, como possíveis diferenças na realização da marcha fora de um ambiente laboratorial, fazendo com que a tarefa seja mais ecológica e natural ao participante (em ambiente domiciliar ou comunitário, por exemplo) e o efeito da dupla tarefa sobre os resultados da abordagem UCM, para investigar como os componentes de variabilidade se comportam sob tais

condições. Ou, ainda, uma investigação sobre diferenças nos resultados quando o participante deambula com e sem dispositivos auxiliares de locomoção ou órteses, e mesmo com *feedback* visual da variável prioritária (CoM) e consciente de qual é a variável prioritária em análise.

7 CONCLUSÃO

Os resultados obtidos nos vários experimentos do presente permitiram chegar às seguintes conclusões:

a) No grupo Hígido:

- Os valores do índice de sinergia confirmam a hipótese UCM, sendo compatível com a existência de sinergias cinemáticas estabilizadoras do CoM no plano sagital durante a fase de apoio simples em ambos os membros inferiores;
- Para pessoas hígdas, um número de 10 repetições da tarefa (passos) mostrou ser suficientemente adequado a esse modelo (4 segmentos e 4 graus de liberdade), não apresentando diferenças significativas em relação aos cálculos com 40 passos.
- Não existe diferença significativa para os valores do índice de sinergia ou para os valores dos componentes de variabilidade (V_{UCM} e V_{ORT}) na comparação entre os dois membros inferiores, confirmando uma simetria entre membro direito e esquerdo durante a fase de apoio simples de cada lado.

b) No grupo AVC:

- Para pessoas com AVC, um número mínimo de 20 repetições da tarefa (passos) é necessário quando esse modelo geométrico (4 segmentos e 4 graus de liberdade) é utilizado para analisar as sinergias cinemáticas estabilizadoras do CoM no plano sagital;
- Os valores do índice de sinergia confirmam a hipótese UCM, sendo compatível com a existência de sinergias cinemáticas estabilizadoras do CoM no plano sagital tanto durante o apoio simples do MIP, quanto durante o apoio simples do MINP. No entanto, a comparação entre membros mostrou valores significativamente maiores de Δs no MIP, resultado de uma tendência à não redução das sinergias ao final da fase de apoio nesse membro, principalmente no grupo com pior recuperação motora;
- Os valores representativos e as curvas completas do índice de sinergia e de seus componentes apresentam consistência entre dias, denotando

que a análise não é sensível a pequenas variações inerentes ao sujeito avaliado ou ao instrumento de medição, o que sinaliza em favor da utilização dessa abordagem para identificar mudanças ao longo do tempo ou respostas a intervenções terapêuticas;

- Não foram identificadas diferenças significativas entre pessoas com hemiparesia direita e esquerda, mas tal achado pode estar particularmente relacionado com o tamanho e heterogeneidade da amostra utilizada nesta análise;
- A análise visual das curvas do índice de sinergia revelou semelhanças nítidas entre o perfil de curva encontrado em pessoas híginas e pessoas com melhor recuperação motora pós-AVC, mesmo quando os valores representativos não foram estatisticamente diferentes. As características das curvas são compatíveis com a existência de ajustes sinérgicos antecipatórios. Esse é mais um achado que vai ao encontro da potencial utilidade da abordagem UCM na análise clínica do controle motor durante a marcha.

Sinergias cinemáticas estabilizadoras do CoM no plano sagital são claramente identificadas durante a fase de apoio simples da marcha a partir da abordagem *Uncontrolled Manifold*. Os resultados indicam a presença de tais sinergias tanto em pessoas com AVC, quanto em pessoas híginas, sendo que no grupo AVC, a incapacidade de ajustar a força das sinergias à demanda da tarefa em análise reflete uma pior condição de recuperação motora.

REFERÊNCIAS

- ALGURÉN, B. et al. Factors associated with health-related quality of life after stroke: A 1-year prospective cohort study. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 26, n. 3, p. 266–274, 2012.
- ALTON, F. et al. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 6, p. 434–440, 1998.
- 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, 2017.
- ANAN, M. et al. The coordination of joint movements during sit-to-stand motion in old adults: the uncontrolled manifold analysis. **Physical Therapy Research**, v. 20, n. 2, p. 44–50, 2017.
- 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, 2015.
- BAETENS, T. et al. Prediction of falling among stroke patients in rehabilitation. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 43, n. 10, p. 876–883, 2011.
- BALABAN, B.; TOK, F. Gait Disturbances in Patients With Stroke. **Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 6, n. 7, p. 635–642, 2014.
- BALASUBRAMANIAN, C. K.; NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A. Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. **Gait and Posture**, v. 29, n. 3, p. 408–414, 2009.
- BANG, D. H.; SHIN, W. S. Effects of robot-assisted gait training on spatiotemporal gait parameters and balance in patients with chronic stroke: A randomized controlled pilot trial. **NeuroRehabilitation**, 2016.
- BELDA-LOIS, J.-M. et al. **Walking after stroke: Initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase**. [Thesys]. Erasmus University Rotterdam, 2011.
- BERGER, A. et al. Increased gait variability during robot-assisted walking is accompanied by increased sensorimotor brain activity in healthy people. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, 2019.
- BLACK, D. P. et al. Uncontrolled manifold analysis of segmental angle variability during walking: Preadolescents with and without Down syndrome. **Experimental Brain Research**, v. 183, n. 4, p. 511–521, 2007.
- BOHANNON, R.; SMITH, M. Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale Of Muscle Spasticity. **Classic Papers in Orthopaedics**, p. 415–417, 1987.
- BOUDARHAM, J. et al. Variations in kinematics during clinical gait analysis in stroke

patients. **PloS one**, v. 8, n. 6, p. e66421, 2013.

BRUNNSTRÖM, S. **Movement Therapy in Hemiplegia: A Neurophysiological Approach**. New York Harper and Row, 1970.

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, 2012.

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

CHEN, C. L. et al. Correlation of polyelectromyographic patterns and clinical upper motor neuron syndrome in hemiplegic stroke patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, n. 7, p. 869–875, 2000.

CHEN, G. et al. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. **Gait & posture**, v. 22, n. 1, p. 51–6. 2005.

CHEN, I. H.; NOVAK, V.; MANOR, B. Infarct hemisphere and noninfarcted brain volumes affect locomotor performance following stroke. **Neurology**, v. 82, n. 10, p. 828–834, 2014.

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

CONNELL, L. A.; LINCOLN, N. B.; RADFORD, K. A. Somatosensory impairment after stroke: Frequency of different deficits and their recovery. **Clinical Rehabilitation**, v. 22, n. 8, p. 758–767, 2008.

CORREA, K. P. et al. Reliability and Minimum Detectable Change of the Gait Deviation Index (GDI) in post-stroke patients. **Gait and Posture**, v. 53, p. 29–34, 2017.

CUADRA, C. et al. Multi-finger synergies and the muscular apparatus of the hand. **Experimental Brain Research**, p. 1–11, 2018.

CURUK, E.; GOYAL, N.; ARUIN, A. S. The Effect of Motor and Cognitive Tasks on Gait in People with Stroke. **Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases**, 2019.

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, 2003.

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. et al. **Stabilization of Center of Mass by Kinematic Synergies**

during the Post-Stroke Hemiparetic Gait. 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2018.

DEVETAK, G.F. **Reprodutibilidade do índice do perfil da marcha e sua aplicação na avaliação de hemiparéticos pós-AVC submetidos ao treino de marcha com suporte de peso.** 2015. 107 f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia em Saúde) - Escola Politécnica. Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba.

DEVETAK, G. F. et al. Reliability and minimum detectable change of the gait profile score for post-stroke patients. **Gait and Posture**, v. 49, p. 382–387, 2016.

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, n. June, p. 154–166, 2019.

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.

DOBKIN, B. H. Rehabilitation after stroke. **N Engl J Med**, v. 352, n. 16, p. 1677–1684, 2005.

DOMKIN, D. et al. Structure of joint variability in bimanual pointing tasks. **Exp Brain Res**, v. 143, p. 11–23, 2002.

ECKARDT, N.; ROSENBLATT, N. J. Healthy aging does not impair lower extremity motor flexibility while walking across an uneven surface. **Human Movement Science**, v. 62, n. September, p. 67–80, 2018.

FALAKI, A. et al. Motor equivalence and structure of variance: multi-muscle postural synergies in Parkinson's disease. **Experimental Brain Research**, v. 235, n. 7, p. 2243–2258, 2017.

FERNANDES, C. A. et al. Right cerebral hemisphere specialization for quiet and perturbed body balance control: Evidence from unilateral stroke. **Human Movement Science**, v. 57, p. 374–387, 2017.

FERREIRA DE FREITAS, S. M. S.; PETER SCHOLZ, J. A comparison of methods for identifying the Jacobian for uncontrolled manifold variance analysis. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 4, p. 775–777, 2010.

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, 2005.

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

GAGLIARDI, R. J. Acidente vascular cerebral ou acidente vascular encefálico. Qual a melhor nomenclatura? **Revista Neurociencias**, v. 18, n. 2, p. 131–132, 2010.

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. Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. **Stroke**, v. 39, n. 6, p. 1793–1799, 2008.

GERA, G. et al. Trunk Muscle Coordination during Upward and Downward Reaching in Stroke Survivors. **Motor Control**, v. 20, n. 1, p. 50–69, 2016.

GERA, G.; FREITAS, S. M. S. F.; SCHOLZ, J. P. Relationship of diminished interjoint coordination after stroke to hand path consistency. **Experimental Brain Research**, v. 234, n. 3, p. 741–751, 2016.

GIL, A. C. Como elaborar projetos de pesquisa. 3 ed, São Paulo: **Atlas**, 2002.

GORELICK, P. B. The global burden of stroke: persistent and disabling. **The Lancet Neurology**, v. 18, n. 5, p. 417-418, 2019.

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, 2012.

GUZIK, A. et al. The use of the gait variability index for the evaluation of individuals after a stroke. **Acta of Bioengineering and Biomechanics**, v. 20, n. 2, p. 171–177, 2018.

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, 2012.

HAK, L. et al. Stepping strategies used by post-stroke individuals to maintain margins of stability during walking. **Clinical Biomechanics**, v. 28, n. 9–10, p. 1041–1048, 2013.

HAK, L. et al. Stride frequency and length adjustment in post-stroke individuals: Influence on the margins of stability. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 47, n. 2, p. 126–132, 2015.

HAMACHER, D. et al. Less noise during dual-task walking in healthy young adults: an analysis of different gait variability components. **Experimental Brain Research**, 2019.

HANNAH, R. E.; MORRISON, J. B.; CHAPMAN, A. E. Kinematic symmetry of the lower limbs. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 1984.

HARRIS, J. E.; ENG, J. J. Goal Priorities Identified through Client-Centred Measurement in Individuals with Chronic Stroke. **Physiotherapy Canada**, v. 56, n. 3, p. 171–176, 2004.

HAYES CRUZ, T.; DHAHER, Y. Y. Evidence of Abnormal Lower-Limb Torque Coupling After Stroke. **Stroke**, v. 39, n. 1, p. 139–147, 2008.

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, 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, 2003.

HUANG, C. Y. et al. Improving the utility of the Brunnstrom recovery stages in patients with stroke: Validation and quantification. **Medicine (United States)**, v. 95, n. 31, 2016.

HWANG, B. H.; KIM, T. H. The effects of sand surface training on changes in the muscle activity of the paretic side lower limb and the improvement of dynamic stability and gait endurance in stroke patients. **Journal of Exercise Rehabilitation**, 2019.

HYNDMAN, D.; ASHBURN, A.; STACK, E. Fall events among people with stroke living in the community: Circumstances of falls and characteristics of fallers. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 2, p. 165–170, 2002.

ITOH, N. et al. Quantitative assessment of circumduction, hip hiking, and forefoot contact gait using Lissajous figures. **Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science**, v. 3, p. 78–84, 2012.

JO, H. J. et al. Effects of unilateral stroke on multi-finger synergies and their feed-forward adjustments. **Neuroscience**, v. 319, p. 194–205, 2016.

KAJROLKAR, T.; BHATT, T. Falls-risk post-stroke: Examining contributions from paretic versus non paretic limbs to unexpected forward gait slips. **Journal of Biomechanics**, v. 49, n. 13, p. 2702–2708, 2016.

KANG, N.; CAURAUGH, J. H. Bilateral synergy as an index of force coordination in chronic stroke. **Experimental Brain Research**, v. 235, n. 5, p. 1501–1509, 2017.

KAO, P.-C.; SRIVASTAVA, S. Mediolateral footpath stabilization during walking in people following stroke. **PLOS ONE**, v. 13, n. 11, p. e0208120, 29 nov. 2018.

KAO, P. C. et al. Dynamic instability during post-stroke hemiparetic walking. **Gait and Posture**, v. 40, n. 3, p. 457–463, 2014.

KATAN, M.; LUFT, A. Global Burden of Stroke. **Seminars in Neurology**, 2018.

KERRIGAN, D. C. et al. Hip hiking and circumduction: Quantitative definitions. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 79, n. 3, p. 247–252, 2000.

KIM, H.-S. et al. Primary and secondary gait deviations of stroke survivors and their association with gait performance. **The Journal of Physical Therapy Science**, v. 28, p. 2634–2640, 2016.

KIM, S. W. et al. Anticipatory adjustments of multi-finger synergies in preparation for self-triggered perturbations. **Experimental Brain Research**, 2006.

KLOUS, M.; MIKULIC, P.; LATASH, M. L. Two aspects of feedforward postural control: Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments. **Journal of Neurophysiology**, 2011.

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, 2012.

KRISHNAN, V. et al. The effects of age on stabilization of the mediolateral trajectory of the swing foot. **Gait and Posture**, v. 38, n. 4, p. 923–928, 2013.

KUMAR, S.; YADAV, R.; AAFREEN. Comparison between Erigo tilt-table exercise and conventional physiotherapy exercises in acute stroke patients: a randomized trial. **Archives of Physiotherapy**, 2020.

LATASH, M. There is no motor redundancy in human movements. There is motor abundance. **Motor control**, v. 4, p. 259–260, 2000.

LATASH, M. L. et al. Structure of motor variability in marginally redundant multifinger force production tasks. **Exp Brain Res**, v. 141, p. 153–165, 2001.

LATASH, M. L. et al. Motor Control Strategies Revealed in the Structure of Motor Variability. **Exerc. Sport Sci. Rev.**, vol. 30, n. 1, pp 26–31, 2002.

LATASH, M. L. et al. Motor Synergies and Their Changes with Practice. **Journal of Human Kinetics**, v. 12, p. 3–14, 2004.

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

LATASH, M. L. et al. Motor Control Theories and Their Applications. . **Medicina**, v. 46, n. 6, p. 382–392, 2010.

LATASH, M. L. The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy). **Experimental Brain Research**, v. 217, n. 1, p. 1–5, 2012.

LATASH, M. L.; GORNIK, S.; ZATSIORSKY, V. M. Hierarchies of Synergies in Human Movements. **Kinesiology**, v. 40, n. 1, p. 29–38, 2008.

LATASH, M. L.; HUANG, X. Neural control of movement stability: Lessons from studies of neurological patients. **Neuroscience**, v. 301, p. 39–48, 2015.

LATASH, M. L.; SCHOLZ, J. P.; SCHÖNER, G. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 30, n. 1, p. 26–31, 2002.

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.

LAUFER, Y. et al. Standing Balance and Functional Recovery of Patients with Right and Left Hemiparesis in the Early Stages of Rehabilitation. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 17, n. 4, p. 207–213, 2003.

LIEW, B. X. W. et al. Not all brawn, but some brain. Strength gains after training alters kinematic motor abundance in hopping. **Peer J**, 2018.

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.

LUNDY-EKMAN, L. **Neurociência: Fundamentos para a Reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

MACKINTOSH, S. F. et al. Falls and injury prevention should be part of every stroke rehabilitation plan. **Clin Rehabil**, v. 19, p. 441–451, 2005.

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, 2017.

MARTIN, V.; REIMANN, H.; SCHÖNER, G. A process account of the uncontrolled manifold structure of joint space variance in pointing movements. **Biological Cybernetics**, v. 113, n. 3, p. 293–307, 2019.

MATTOS, D. et al. Motor equivalence during multi-finger accurate force production. **Experimental Brain Research**, v. 233, n. 2, p. 487–502, 2014.

MATTOS, D. **Motor equivalence in actions by redundant motor systems**. [Thesis] Faculty of the University of Delaware, 2015.

MCANDREW YOUNG, P. M.; WILKEN, J. M.; DINGWELL, J. B. Dynamic margins of stability during human walking in destabilizing environments. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 6, p. 1053–1059, 2012.

MICHAEL, K. M.; ALLEN, J. K.; MACKO, R. F. Reduced ambulatory activity after stroke: The role of balance, gait, and cardiovascular fitness. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 86, n. 8, p. 1552–1556, 2005.

MUKAKA, M. M. Statistics corner: A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. **Malawi Medical Journal**, 2012.

MUN, B. M. et al. Study on the usefulness of sit to stand training in self-directed treatment of stroke patients. **Journal of Physical Therapy Science**, 2014.

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, 2014.

OLAFSDOTTIR, H. et al. Anticipatory covariation of finger forces during self-paced and reaction time force production. **Neuroscience Letters**, 2005.

OLNEY, S. J.; RICHARDS, C. Hemiparetic gait following stroke. Part 1: Characteristics. **Gait & Posture**, v. 4, p. 136–148, 1996.

PADMANABHAN, P. et al. Persons post-stroke improve step length symmetry by walking asymmetrically. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, 2020.

PAPI, E.; ROWE, P. J.; POMEROY, V. M. Analysis of gait within the uncontrolled manifold hypothesis: Stabilisation of the centre of mass during gait. **Journal of Biomechanics**, v. 48, n. 2, p. 324–331, 2015.

PARK, E.; SCHÖNER, G.; SCHOLZ, J. P. Functional synergies underlying control of upright posture during changes in head orientation. **PLoS ONE**, v. 7, n. 8, 2012.

PARK, J. et al. Effects of Parkinson's disease on optimization and structure of variance in multi-finger tasks. **Experimental Brain Research**, v. 231, n. 1, p. 51–63, 2013.

PARK, J. et al. Dopaminergic modulation of motor coordination in Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, 2014.

PATTERSON, K. K. et al. Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. **Gait & posture**, v. 31, n. 2, p. 241–6, fev. 2010.

PATTERSON, K. K. et al. A dance program to improve gait and balance in individuals with chronic stroke: a feasibility study. **Topics in Stroke Rehabilitation**, 2018.

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

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The Timed “Up & Go”: A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 39, n. 2, p. 142–148, 1991.

PUNT, M. et al. Responses to gait perturbations in stroke survivors who prospectively experienced falls or no falls. **Journal of Biomechanics**, v. 55, p. 56–63, 2017.

REIMANN, H.; SCHÖNER, G. A multi-joint model of quiet, upright stance accounts for the “uncontrolled manifold” structure of joint variance. **Biological Cybernetics**, v. 111, n. 5–6, p. 389–403, 2017.

REISMAN, D. S.; SCHOLZ, J. P. Aspects of joint coordination are preserved during pointing in persons with post-stroke hemiparesis. **Brain**, v. 126, n. 11, p. 2510–2527, 2003.

REISMAN, D. S.; SCHOLZ, J. P. Workspace location influences joint coordination during reaching in post-stroke hemiparesis. **Experimental Brain Research**, v. 170, n. 2, p. 265–276, 2006.

REISMAN, D. S.; SCHOLZ, J. P.; SCHÖNER, G. Coordination underlying the control of whole body momentum during sit-to-stand. **Gait and Posture**, v. 15, n. 1, p. 45–55, 2002.

ROSENBLATT, N. J. et al. An apparent contradiction: Increasing variability to achieve greater precision? **Experimental Brain Research**, v. 232, n. 2, p. 403–413, 2014.

ROSENBLATT, N. J. et al. Challenging gait leads to stronger lower-limb kinematic synergies: The effects of walking within a more narrow pathway. **Neuroscience Letters**, v. 600, p. 110–114, 2015.

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, 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, 2008.

SALEH, M. S. M.; REHAB, N. I.; ALY, S. M. A. Effect of aquatic versus land motor dual task training on balance and gait of patients with chronic stroke: A randomized controlled trial. **NeuroRehabilitation**, 2019.

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, 8 set. 2017.

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, 2009.

SCHMID, S. et al. Secondary gait deviations in patients with and without neurological involvement: A systematic review. **Gait and Posture**, v. 37, n. 4, p. 480–493, 2013.

SCHOLZ, J. P. et al. Understanding finger coordination through analysis of the structure of force variability. **Biological Cybernetics**, v. 86, n. 1, p. 29–39, 2002.

SCHOLZ, J. P. et al. Uncontrolled manifold analysis of single trials during multi-finger force production by persons with and without Down syndrome. **Experimental Brain Research**, v. 153, n. 1, p. 45–58, 2003.

SCHOLZ, J. P. et al. Motor equivalent control of the center of mass in response to support surface perturbations. **Experimental Brain Research**, v. 180, n. 1, p. 163–179, 2007.

SCHOLZ, J. P.; REISMAN, D.; SCHÖNER, G. Effects of varying task constraints on solutions to joint coordination in a sit-to-stand task. **Experimental Brain Research**, v. 141, n. 4, p. 485–500, 2001.

SCHOLZ, J. P.; SCHÖNER, G. The uncontrolled manifold concept: Identifying control variables for a functional task. **Experimental Brain Research**, v. 126, n. 3, p. 289–306, 1999.

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.

SHAFIZADEH, M. et al. Stroke survivors exhibit stronger lower extremity synergies in more challenging walking conditions. **Experimental Brain Research**, 2019.

SHEFFLER, L. R.; CHAE, J. Hemiparetic Gait. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 26, n. 4, p. 611–623, 2015.

SHEMMELL, J. et al. Control of interjoint coordination during the swing phase of normal gait at different speeds. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 4, n. 1, p. 1–14, 2007.

SHINOHARA, M. et al. Finger interaction during accurate multi-finger force production tasks in young and elderly persons. **Experimental Brain Research**, v. 156, n. 3, p. 282–292, 2004.

SIMONSEN, E. B. Contributions to the understanding of gait control. **Danish Medical Journal**, v. 61, n. 4, p. 1–23, 2014.

SOUISSI, H. et al. Co-contraction around the knee and the ankle joints during post-stroke gait. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, 2018.

SPECIALI, J. G. **Technique of the neurologic examination**. SEMIOLOGIA ESPECIALIZADA. Ribeirão Preto: 1996

SRIVASTAVA, S. et al. Coordination of muscles to control the footpath during over-ground walking in neurologically intact individuals and stroke survivors. **Experimental Brain Research**, v. 234, n. 7, p. 1903–1914, 22 jul. 2016.

STANHOPE, V. A. et al. Frontal plane compensatory strategies associated with self-selected walking speed in individuals post-stroke. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 29, n. 5, p. 518–22, maio 2014.

SUENAGA, H.; HASHIZUME, Y.; NISHII, J. **An analysis of leg joint synergy during backward walking**. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS. 2013

SYLOS-LABINI, F. et al. Muscle Coordination and Locomotion in Humans. **Current Pharmaceutical Design**, 2017.

TILLMAN, M.; AMBIKE, S. Cue-induced changes in the stability of finger force-production tasks revealed by the uncontrolled manifold analysis. **Journal of Neurophysiology**, v. 119, n. 1, p. 21–32, 2018.

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.

TITIANOVA, E. B. et al. Gait characteristics and functional ambulation profile in patients with chronic unilateral stroke. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 10, p. 778–786, 2003.

VAZ, D. V. et al. Coordination in adults with neurological impairment – A systematic review of uncontrolled manifold studies. **Gait & Posture**, v. 69, p. 66–78, mar. 2019.

VERREL, J.; LO, 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, 2010.

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, 2010.

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**, 2017.

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, 2018.

VON SCHROEDER, H. P. et al. Gait parameters following stroke: a practical assessment. **Journal of rehabilitation research and development**, v. 32, n. 1, p. 25–31, 1995.

WALKER, E. R.; HUNGSTROM, A. S.; SCHMIT, B. D. Influence of visual feedback on dynamic balance control in chronic stroke survivors. **Journal of Biomechanics**, v. 49, n. 5, p. 698–703, 2016.

WANG, W. et al. Evaluation of postural instability in stroke patient during quiet standing. **Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS**, p. 2522–2525, 2017.

WEERDESTeyN, V. et al. Falls in individuals with stroke. **Journal of rehabilitation research and development**, v. 45, n. 8, p. 1195–213, 2008.

WINTER, D. A. Kinematic and kinetic patterns in human gait: Variability and compensating effects. **Human Movement Science**, v. 3, n. 1–2, p. 51–76, 1984.

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. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & posture**, v. 3, n. 4, p. 193–214, 1995.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2009.

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.

WU, J.; MCKAY, S.; ANGULO-BARROSO, R. Center of mass control and multi-segment coordination in children during quiet stance. **Experimental Brain Research**, v. 196, n. 3, p. 329–339, 2009.

YAMAGATA, M. et al. The relation between limb segment coordination during walking and fall history in community-dwelling older adults. **Journal of Biomechanics**, v. 93, p. 94–100, 2019.

YANG, J. F.; SCHOLZ, J. P. Learning a throwing task is associated with differential changes in the use of motor abundance. **Experimental Brain Research**, v. 163, n. 2, p. 137–158, 2005.

ZHOU, T. et al. Anticipatory synergy adjustments: Preparing a quick action in an unknown direction. **Experimental Brain Research**, v. 226, n. 4, p. 565–573, 2013.

APÊNDICES E ANEXOS

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA PARTICIPANTES COM AVC

Você está sendo convidado (a) como voluntário (a) a participar do estudo “*Análise dos padrões cinemáticos de comportamento motor durante a marcha hemiparética pós-AVC*”, que tem como objetivo avaliar e compreender o comportamento motor e os padrões de movimentos durante a caminhada em pessoas que sofreram acidente vascular cerebral. Acreditamos que essa pesquisa seja importante porque quando se conhece a fundo o comportamento motor em uma determinada tarefa, é possível avaliar e tratar mais adequadamente as pessoas com déficits que interferem na realização dessa e de outras tarefas correlacionadas. No caso da presente pesquisa, sabemos que a recuperação da mobilidade é um objetivo terapêutico muito importante, o que faz da compreensão das estratégias motoras um pré-requisito imprescindível para o reaprendizado da marcha.

PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO

A sua participação no estudo consistirá em fornecer algumas informações sobre a história da sua doença e mostrar aos pesquisadores os exames de imagem e laudos desses exames (Ressonância Nuclear Magnética ou Tomografia Computadorizada) que porventura possua. A partir da história da sua doença ou dos laudos dos exames, os pesquisadores tomarão a decisão sobre a continuidade da sua participação no estudo.

Continuando no estudo, você será convidado a comparecer ao Laboratório de Motricidade Humana (LaMH) localizado na Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUC-PR), rua Av. Senador Salgado Filho, 578, Curitiba/PR, para a realização de algumas avaliações. No total, você fará duas visitas ao LaMH, no espaço de tempo de no máximo uma semana. Nessas visitas você passará pelas avaliações descritas a seguir:

Em um primeiro momento, seu peso, altura, tamanho das pernas e largura das articulações serão medidos, também serão medidos a sua pressão arterial e frequência cardíaca. Depois, um fisioterapeuta irá dobrar e esticar suas pernas algumas vezes para testar se você tem algum músculo muito rígido. Em seguida, esse mesmo fisioterapeuta vai colocar o seu braço parético em uma posição e você, sem olhar, precisará repetir essa posição com o outro braço, a mesma avaliação será repetida nas suas pernas. Também vão movimentar seus dedos do pé e da mão e, sem olhar, você deverá dizer em qual direção está sendo movimentado, isso será feito tanto no lado direito quanto no lado esquerdo do seu corpo. Após esses testes, o avaliador vai solicitar que você realize alguns movimentos com sua perna parética enquanto ele te observa. Depois, realizará um teste em que será preciso levantar de uma cadeira, andar por 3 metros, contornar um cone e retornar para a cadeira, tudo isso sem nenhuma ajuda. Depois, você será submetido a um exame chamado “Análise Tridimensional da Marcha”. Para isso, precisará vestir roupas justas e que deixem expostas algumas partes do seu corpo (shorts, top), pois serão coladas pequenas bolinhas em alguns pontos como ombros, braços, joelhos, quadris, pernas e pés. Assim que você estiver pronto (a), precisará andar por aproximadamente 8 metros, em linha reta, sem a ajuda de outra pessoa, de bengalas/muletas ou de talas. Realizará esse trajeto de 8 metros por algumas vezes consecutivas, sempre com os pesquisadores prestando atenção em você e preparados para te segurarem, caso se desequilibre. Você poderá pedir para parar e descansar a qualquer momento, podendo fazer isso sentado ou em pé, conforme sua preferência.

Ao final da sessão de avaliação, você receberá orientações sobre atividades que poderá realizar em casa, cuidados com a sua saúde em geral, esclarecimentos de dúvidas sobre as sequelas do seu AVC e informações sobre os testes que realizou ao participar desse estudo.

RISCOS E BENEFÍCIOS

Através deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido você está sendo alertado de que, da pesquisa a se realizar, pode esperar alguns benefícios, tais como passar por avaliações adicionais sobre seu estado de saúde, as quais não são corriqueiramente realizadas, como a avaliação tridimensional de marcha. Você também, receberá orientações sobre sua saúde, como cuidados gerais e sobre seu desempenho nas avaliações. Por outro lado, também é possível que aconteçam os seguintes desconfortos ou riscos em sua participação no estudo: leves dores musculares, cansaço, desequilíbrios e risco de cair. Para minimizar tais riscos, nós pesquisadores tomaremos as seguintes medidas: permaneceremos a uma pequena distância enquanto você estiver realizando as avaliações, para zelar por sua segurança constantemente, e ficaremos atentos a qualquer sinal de desequilíbrio que você apresente, para te ampararmos, caso seja necessário. Também estaremos atentos aos sinais de cansaço e te ofereceremos a oportunidade de descansar em qualquer momento durante as avaliações. Ainda assim, em caso de qualquer eventual problema durante as avaliações,

nós nos responsabilizaremos pelo socorro e encaminhamento ao serviço de saúde, caso haja necessidade.

SIGILO E PRIVACIDADE

Nós pesquisadores garantiremos a você que sua privacidade será respeitada, ou seja, seu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, lhe identificar, será mantido em sigilo. Nós pesquisadores nos responsabilizaremos pela guarda e confidencialidade dos dados, bem como a não exposição dos dados de pesquisa.

AUTONOMIA

Nós lhe asseguramos a assistência durante toda pesquisa, bem como garantiremos seu livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, enfim, tudo o que você queira saber antes, durante e depois de sua participação. Também informamos que você pode se recusar a participar do estudo, ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar, e de, por desejar sair da pesquisa, não sofrerá qualquer prejuízo à assistência que vem recebendo.

RESSARCIMENTO E INDENIZAÇÃO

No entanto, caso tenha qualquer despesa decorrente da participação na pesquisa, tais como transporte, alimentação entre outros, bem como a seu acompanhante, haverá ressarcimento dos valores gastos na forma seguinte: em dinheiro ou depósito em conta corrente, dos valores gastos. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da sua participação no estudo, você será devidamente indenizado, conforme determina a lei.

CONTATO

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são Elisangela Ferretti Manffra (41 3271-1674), Gisele F. Devetak Casarotti (99981-6346), Roberta Castilhos Detanico Bohrer (41 99929-7900), Adson Renato Rodrigues Busnello (41 98721-5716), Tatiane Caroline Boumer (41 98837-5156), e com eles você poderá manter contato pelos telefones acima.

O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP) é composto por um grupo de pessoas que estão trabalhando para garantir que seus direitos como participante de pesquisa sejam respeitados. Ele tem a obrigação de avaliar se a pesquisa foi planejada e se está sendo executada de forma ética. Se você achar que a pesquisa não está sendo realizada da forma como você imaginou ou que está sendo prejudicado de alguma forma, você pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR (CEP) pelo telefone (41) 3271-2292 entre segunda e sexta-feira das 08h00 às 17h30 ou pelo e-mail nep@pucpr.br.

DECLARAÇÃO

Declaro que li e entendi todas as informações presentes neste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e tive a oportunidade de discutir as informações deste termo. Todas as minhas perguntas foram respondidas e eu estou satisfeito com as respostas. Entendo que receberei uma via assinada e datada deste documento e que outra via assinada e datada será arquivada pelo pesquisador responsável do estudo.

Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e compreendido a natureza e o objetivo do já referido estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico, a receber ou a pagar, por minha participação.

Dados do participante da pesquisa	
Nome:	
Telefones:	
e-mail:	

Curitiba, ____ de _____ de ____.

Assinatura do participante da pesquisa

Assinatura do Pesquisador

USO DE IMAGEM

Autorizo o uso de minha imagem visual para fins da pesquisa, sendo seu uso restrito a vídeo e/ou foto, com meu rosto devidamente protegido.

Assinatura do participante da pesquisa

Assinatura do Pesquisador

APÊNDICE B

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA PARTICIPANTES HÍGIDOS

Você está sendo convidado (a) como voluntário (a) a participar do estudo “*Análise dos padrões cinemáticos de comportamento motor durante a marcha hemiparética pós-AVC*”, que tem como objetivo avaliar e compreender o comportamento motor e os padrões de movimentos durante a caminhada em pessoas que sofreram acidente vascular cerebral. Acreditamos que essa pesquisa seja importante porque quando se conhece a fundo o comportamento motor em uma determinada tarefa, é possível avaliar e tratar mais adequadamente as pessoas com déficits que interferem na realização dessa e de outras tarefas correlacionadas. No caso da presente pesquisa, sabemos que a recuperação da mobilidade é um objetivo terapêutico muito importante, o que faz da compreensão das estratégias motoras um pré-requisito imprescindível para o reaprendizado da marcha.

PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO

A sua participação no estudo consistirá em fornecer algumas informações sobre sua saúde. A partir disso, os pesquisadores tomarão a decisão sobre a continuidade de sua participação no estudo.

Continuando no estudo, você será convidado a comparecer ao Laboratório de Motricidade Humana (LaMH) localizado na Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUC-PR), rua Av. Senador Salgado Filho, 578, Curitiba/PR, para a realização de algumas avaliações. Nessa visita você passará pelas avaliações descritas a seguir:

Em um primeiro momento, seu peso, altura, tamanho das pernas e largura das articulações serão medidos, também vão medir sua pressão arterial e frequência cardíaca. Depois, você realizará um teste em que será preciso levantar de uma cadeira, andar por 3 metros, contornar um cone e retornar para a cadeira. Em seguida, você será submetido a um exame chamado “Análise Tridimensional da Marcha”, que será realizada conforme procedimentos técnicos que lhe serão previamente esclarecidos. Para isso, você precisará vestir roupas justas e que deixem expostas algumas partes do seu corpo (shorts, top), pois serão coladas pequenas bolinhas em alguns pontos como ombros, braços, joelhos, quadris, pernas e pés. Assim que você estiver pronto (a), precisará andar por aproximadamente 8 metros em linha reta. Realizará esse trajeto de 8 metros por algumas vezes consecutivas. Você poderá pedir para parar e descansar a qualquer momento, podendo fazer isso sentado ou em pé, conforme sua preferência.

RISCOS E BENEFÍCIOS

Através deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido você está sendo alertado de que, da pesquisa a se realizar, pode esperar alguns benefícios, tais como passar por avaliações adicionais sobre seu estado de saúde, as quais não são corriqueiramente realizadas, como a avaliação tridimensional de marcha. Você também, receberá informações sobre seu desempenho nas avaliações. Por outro lado, também é possível que aconteçam os seguintes desconfortos ou riscos em sua participação no estudo: leves dores musculares, cansaço, desequilíbrios e risco de cair. Para minimizar tais riscos, nós pesquisadores tomaremos as seguintes medidas: permaneceremos a uma pequena distância enquanto você estiver realizando as avaliações, para zelar por sua segurança constantemente, e ficaremos atentos a qualquer sinal de desequilíbrio que você apresente, para te ampararmos, caso seja necessário. Também estaremos atentos aos sinais de cansaço e te ofereceremos a oportunidade de descansar em qualquer momento durante as avaliações. Ainda assim, em caso de qualquer eventual problema durante as avaliações, nós nos responsabilizaremos pelo socorro e encaminhamento ao serviço de saúde, caso haja necessidade.

SIGILO E PRIVACIDADE

Nós pesquisadores garantiremos a você que sua privacidade será respeitada, ou seja, seu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, lhe identificar, será mantido em sigilo. Nós pesquisadores nos responsabilizaremos pela guarda e confidencialidade dos dados, bem como a não exposição dos dados de pesquisa.

AUTONOMIA

Nós lhe asseguramos a assistência durante toda pesquisa, bem como garantiremos seu livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, enfim, tudo o que você queira saber antes, durante e depois de sua participação. Também informamos que você pode se recusar a participar do estudo, ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar, caso queira sair da pesquisa.

RESSARCIMENTO E INDENIZAÇÃO

No entanto, caso tenha qualquer despesa decorrente da participação na pesquisa, tais como transporte, alimentação entre outros, bem como a seu acompanhante, haverá ressarcimento dos valores gastos na forma seguinte: em dinheiro ou depósito em conta corrente, dos valores gastos. De

igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da sua participação no estudo, você será devidamente indenizado, conforme determina a lei.

CONTATO

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são Elisângela Ferretti Manffra (41 3271-1674), Gisele F. Devetak Casarotti (99981-6346), Roberta Castilhos Detanico Bohrer (41 99929-7900), Adson Renato Rodrigues Busnello (41 98721-5716), Tatiane Caroline Boumer (41 98837-5156), e com eles você poderá manter contato pelos telefones acima.

O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP) é composto por um grupo de pessoas que estão trabalhando para garantir que seus direitos como participante de pesquisa sejam respeitados. Ele tem a obrigação de avaliar se a pesquisa foi planejada e se está sendo executada de forma ética. Se você achar que a pesquisa não está sendo realizada da forma como você imaginou ou que está sendo prejudicado de alguma forma, você pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR (CEP) pelo telefone (41) 3271-2292 entre segunda e sexta-feira das 08h00 às 17h30 ou pelo e-mail nep@pucpr.br.

DECLARAÇÃO

Declaro que li e entendi todas as informações presentes neste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e tive a oportunidade de discutir as informações deste termo. Todas as minhas perguntas foram respondidas e eu estou satisfeito com as respostas. Entendo que receberei uma via assinada e datada deste documento e que outra via assinada e datada será arquivada pelo pesquisador responsável do estudo.

Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e compreendido a natureza e o objetivo do já referido estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico, a receber ou a pagar, por minha participação.

Dados do participante da pesquisa	
Nome:	
Telefones:	
e-mail:	

Curitiba, ____ de _____ de ____.

Assinatura do participante da pesquisa

Assinatura do Pesquisador

USO DE IMAGEM

Autorizo o uso de minha imagem visual para fins da pesquisa, sendo seu uso restrito a vídeo e/ou foto, com meu rosto devidamente protegido.

Assinatura do participante da pesquisa

Assinatura do Pesquisador

APÊNDICE C**FICHA DE AVALIAÇÃO_AVC**

Nome: _____ Código: _____

Idade: _____ Data de Nasc.: ___ / ___ / ___ Gênero: ()F ()M Dominância: ()D ()E

Data do AVC: ___ / ___ / ___ Tempo pós AVC (meses): _____ Hemiparesia: ()D ()E

Data da Avaliação: ___ / ___ / ___ Avaliador: _____

CONTATO:

Endereço e telefones para contato: _____

_____**HISTÓRIA CLÍNICA:**

Tipo AVC (H ou I) / topografia da lesão / exames de imagem (RNM / TAC):

_____**APRESENTA:**

Mais de um episódio de AVC	
Distúrbios de linguagem	
Neuropatia periférica	
Outros distúrbios neurológicos	
Deformidades e/ ou contraturas	
Toxina botulínica nos últimos 6 meses	
Desordem musculoesquelética prévia	
Alterações visuais não corrigidas	
Diabetes	
Hipertensão Arterial Sistêmica	
Doença vascular ou cardíaca	
Histórico de traumas/acidentes	
Histórico cirúrgico prévio	
Etilismo ou tabagismo ativo	
Outras comorbidades	

Uso de órteses / dispositivos de locomoção (especificar): _____

SINAIS VITAIS E DADOS ANTROPOMÉTRICOS:

PA (mmHg): _____ FC (bpm): _____ Massa (kg): _____ Estatura (mm): _____

Demais medidas (mm):

	Direito (mm)	Esquerdo (mm)
Comprimento MI		
Diâmetro Tornozelo		
Diâmetro Joelho		

TESTES CLÍNICOS:**Propriocepção Consciente (especificar lado da hemipareia):**

	Polegar			Resposta	Hálux			Resposta	Tornozelo			Resposta
MSD												
MSE												
MID												
MIE												

Escala Modificada de Ashworth (especificar lado da hemipareia):

Grupos Musculares	MID	MIE	
Add. Quadril			0 = Nenhum aumento do tônus muscular; 1 = Leve aumento do tônus muscular, manifestado por uma tensão momentânea ou por resistência mínima no final da ADM quando a região é movida em flexão ou extensão; 1+ = leve aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da ADM restante; 2 = Aumento mais marcante do tônus muscular durante a maior parte da ADM, mas a região é movida facilmente; 3 = Considerável aumento do tônus. O movimento passivo é difícil; 4 = Parte afetada rígida em flexão ou extensão.
Ext. Joelho			
Flex. Joelho			
Flex. Plantares			

Estágios de recuperação motora pós-AVC de Brunnstrom (circular o estágio atual)

- 1: Flacidez;
- 2: Presença de movimentos voluntários mínimos;
- 3: Presença de movimentos voluntários acoplados (flexão combinada de quadril e joelho e dorsiflexão do tornozelo, tanto sentado quanto em pé);
- 4: Capacidade de realizar movimentos que se desviam do padrão de realização em acoplamento (flexão de joelho superior a 90° e dorsiflexão do tornozelo com o calcanhar no chão na posição sentada);
- 5: Presença de independência relativa dos movimentos (flexão isolada do joelho com o quadril estendido e dorsiflexão isolada do tornozelo com o joelho estendido na posição de pé);
- 6: Movimentos articulares isolados (abdução do quadril na posição de ortostatismo e rotação do joelho com inversão e eversão do tornozelo na posição sentada).

TUG Test - Tempo de execução em segundos (circular o menor tempo):

Tentativa 1: _____

Tentativa 2: _____

APÊNDICE D**FICHA DE AVALIAÇÃO_HÍGIDOS**

Nome: _____ Código: _____

Idade: _____ Data de Nasc.: ___ / ___ / ___ Gênero: ()F ()M Dominância: ()D ()E

Data da Avaliação: ___ / ___ / ___ Avaliador: _____

CONTATO:

Endereço e telefones para contato: _____

_____**APRESENTA:**

Distúrbios neurológicos	
Distúrbios vestibulares	
Desordem musculoesquelética	
Alterações visuais não corrigidas	
Diabetes	
Hipertensão Arterial Sistêmica	
Doença vascular ou cardíaca	
Histórico de traumas/acidentes	
Histórico cirúrgico prévio	
Etilismo ou tabagismo ativo	
Outras comorbidades	

SINAIS VITAIS E DADOS ANTROPOMÉTRICOS:

PA (mmHg): _____ FC (bpm): _____ Massa (kg): _____ Estatura (mm): _____

Demais medidas:

	Direito (mm)	Esquerdo (mm)
Comprimento MI		
Diâmetro Tornozelo		
Diâmetro Joelho		
Medida do pé 1		
Medida do pé 2		

TUG Test - Tempo de execução em segundos (circular o menor tempo):

Tentativa 1: _____

Tentativa 2: _____

APÊNDICE E

ROTINA DOS CÁLCULOS DAS SINERGIAS CINEMÁTICAS POR MEIO DA ABORDAGEM UCM

%Cálculo das sinergias cinemáticas durante a fase de apoio simples do membro inferior Direito e Esquerdo / Parético e Não Parético (conforme % população) - Análise no plano sagital, conforme proposta de Papi, Rowe e Pomeroy (2015).

%Os centros articulares do tornozelo e joelho são, nessa rotina, %considerados coincidentes com os marcadores do maléolo lateral e côndilo %lateral do fêmur, respectivamente.

%O centro articular do quadril foi calculado de acordo com o que está %descrito no manual do Plug In Gait Model Details (p.06) ou %Plug in Gait Reference Guide (p.50).
 %"A special vector in the pelvic coordinate system defines the hip joint %centre using pelvis size and leg length as scaling factors
 %(Davis, Öunpuu, Tyburski and Gage, 1991)."

%X = CC*cos(theta)*sin(beta) - (AsisTrocDist + mm) * cos(beta)
 %Y = -(CC*sin(theta) - aa)
 %Z = -CC*cos(theta)*cos(beta) - (AsisTrocDist + mm) * sin(beta)

%Onde
 %AsisTrocDist = 0.1288 * LegLength - 4.856
 %Equação adaptada do manual do Vicon
 %theta = 0.5 radians
 %beta = 0.314 radians.
 %aa is half the InterAsis distance
 %mm is the marker radius
 %CC = MeanLegLength*0.115 - 1.53 (medidas em cm aqui, no Davis está em m e no manual do Vicon está em mm)
 %For the right joint centre, the Y offset is negated.

%Nessa versão é realizada a mudança do sistema de coordenadas GLOBAL %quando o trial é de "volta" pois, nesse caso, os eixos "X,Y" da pelve apontam na direção contrária dos eixos "X,Y" do laboratório

%Autores: Elisangela Ferretti Manffra; Maira Ranciaro; Gisele F. Devetak %Casarotti

%O uso do todo ou das partes da função requer autorização dos autores

%DATA DA ULTIMA ATUALIZAÇÃO: 28 de junho de 2020.

clear;

%Adiciona o diretório onde está o BTK ao path
 addpath('C:\Program Files\MATLAB\2016a\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

%Guarda o NOME dos arquivos com as medidas antropométricas
% Lê automaticamente a planilha de antropometria
file_antr = ('C:\AVC_Marcha_Proc_2020\ANTROPOMETRIA');

%Pergunta e armazena qual o grupo, o número do voluntário e quantidade de
trials
grupo=input('Qual o grupo do voluntário? P ou H ', 's');
suj=input('Qual o número do voluntário? ');
T=input('Quantos trials quer processar? ');

% passos=input('Quantos passos? ');
if suj<10 pre=strcat(grupo,'00',num2str(suj));
else pre=strcat(grupo,'0',num2str(suj));
end

% Pergunta e armazena no caso de grupo de paciente P qual o membro parético
if strcmp(grupo,'P')
    P_membro =input('Qual o membro parético do voluntário? E ou D ',
's');
end

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

%% Lê as medidas antropométricas do sujeito
if(grupo=='P') MEDIDAS=xlsread(file_antr,1);
else MEDIDAS=xlsread(file_antr,2);
end

RL=MEDIDAS(suj,3)*10;% MI Compr_D (mm)
LL=MEDIDAS(suj,4)*10;% MI Compr_E (mm)
Rwk=MEDIDAS(suj,6); %Diam_Joel_D (mm)
Lwk=MEDIDAS(suj,8); %Diam_Joel_E (mm)

%CONCATENA NOMES DOS MARCADORES COM PREFIXOS DO SUJEITO
% para acesso aos marcadores do struct

%Lista de NOMES DOS MARCADORES
% alterado a posição do sacro para primeiro antes dos ASI devido a inversão
% alterada somente a posição 1 e 2, demais são iguais

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

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

```

```

%% RECUPERA MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DO ARQUIVO DE CALIBRAÇÃO ESTÁTICA
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%Pede ao usuário que selecione o arquivo c3d com os dados DE CALIBRAÇÃO

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

%Recupera a aquisição, arquivo de calibração
[AQ, byteOrder, storageFormat] = btkReadAcquisition(fullname);

%Recupera os marcadores, arquivo de calibração
M=btkGetMarkers(AQ);

%Cria vetores com os valores dos três eixos dos marcadores
LASI=M.(Lmarkers{2}); % posição 2 pois foi invertida a posição na lista de
marcadores em relação ao arquivo TestJoints
RASI=M.(Rmarkers{2}); % posição 2 pois foi invertida a posição na lista de
marcadores
SACR=M.(Lmarkers{1}); % posição 1 pois foi invertida a posição na lista de
marcadores
RHJC=M.(Rmarkers{3}); % demais posições dos marcadores daqui para baixo não
alteradas
LHJC=M.(Lmarkers{3});
RKJC=M.(Rmarkers{4});
LKJC=M.(Lmarkers{4});
RAJC=M.(Rmarkers{5});
LAJC=M.(Lmarkers{5});
RTOE=M.(Rmarkers{6});
LTOE=M.(Lmarkers{6});

N=length(LASI);

% dimensão dos membros
for(i=1:N)
    InterAasis_R(i)=norm(LASI(i,1:3)-RASI(i,1:3))/2;
    LeftTigh(i)=norm(LHJC(i,1:3)-LKJC(i,1:3));
    RightTigh(i)=norm(RHJC(i,1:3)-RKJC(i,1:3));
    LeftShank(i)=norm(LKJC(i,1:3)-LAJC(i,1:3));
    RightShank(i)=norm(RKJC(i,1:3)-RAJC(i,1:3));
    LeftFoot(i)=norm(LAJC(i,1:3)-LTOE(i,1:3));
    LeftHeel(i)=norm(LAJC(i,3)-LTOE(i,3));
    RightFoot(i)=norm(RAJC(i,1:3)-RTOE(i,1:3));
    RightHeel(i)=norm(RAJC(i,3)-RTOE(i,3));
end

aa_R=mean(InterAasis_R(:));
LT_R=mean(LeftTigh(:));
RT=mean(RightTigh(:));
LS_R=mean(LeftShank(:));
RS=mean(RightShank(:));
LF=mean(LeftFoot(:));

```

```

RF=mean(RightFoot(:));
LH=mean(LeftHeel(:));
RH=mean(RightHeel(:));

CC =(RL+LL)*0.5*0.115 - 1.53;

mm=0.7; %em cm raio dos marcadores é de 7mm o diâmetro é de 14mm (VICON)

AntMes = [LL, RL, aa_R, LT_R, RT, LS_R, RS, LF, RF, LH, RH];
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%FIM DA RECUPERAÇÃO DAS MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS%%%%%%%%
%%
clear AQ;
clear M;

% definição inicial das variáveis para contagem dos passos que serão
% utilizados no for de trials
Passos_R = 0;
Passos_L = 0;

for h=1:T

    %Pede ao usuário que selecione o arquivo c3d com os dados DE DADOS
    prompt=strcat('Selecione o arquivo de DADOS do trial ',num2str(h),' :
');
    [file, diret]= uigetfile({'*.c3d', '*.*'},prompt);
    if isequal(file,0)
        disp('Operação Cancelada')
    else
        addpath(genpath(diret));
        fullname=fullfile(diret, file);
        disp(['Usuário selecionou: ', fullname]);
    end

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

    %Recupera os marcadores e eventos da marcha
    M=btkGetMarkers(AQ);
    E=btkGetEvents(AQ);
    fp=btkGetPointFrequency(AQ);
    ff=btkGetFirstFrame(AQ);

    % Recupera parâmetros espaço temporais de cada trial
    AN=btkGetAnalysis(AQ);

    % salva os dados de análise em uma linha para cada trial
    L_temp(h,1)= AN.Left_GDI;
    L_temp(h,2)= AN.Left_Walking_Speed; % (m/s)
    L_temp(h,3)= AN.Left_Step_Time; % (s)
    L_temp(h,4)= AN.Left_Single_Support; % (s)
    L_temp(h,5)= AN.Left_Step_Length; % (m)

    R_temp(h,1)= AN.Right_GDI;
    R_temp(h,2)= AN.Right_Walking_Speed; % (m/s)
    R_temp(h,3)= AN.Right_Step_Time; % (s)
    R_temp(h,4)= AN.Right_Single_Support; % (s)

```

```

R_temp(h,5)= AN.Right_Step_Length;    %(m)

%% GERA MATRIZ COM INÍCIO E FINAL DE CADA FASE DE APOIO DE CADA PÉ

%%%FASES DE APOIO DO PÉ ESQUERDO
L1=size(E.Right_Foot_Strike); % lê o tamanho do vetor de dados [m,n] m
tamanho da matriz e n é o qtd de dados existentes
L2=size(E.Right_Foot_Off);    % lê o tamanho do vetor de dados [m,n] m
tamanho da matriz e n é o qtd de dados existentes
NLSS=max(L1(2),L2(2));        % Número de fases de apoio do pé
esquerdo. max() retorna o menor valor entre os n
FS=E.Right_Foot_Strike;      % lê os valores do vetor de dados
FO=E.Right_Foot_Off;        % lê os valores do vetor de dados
if (FO(1,1)>FS(1,1) && L1(2)>L2(2))
    % criando o vetor RSS com os dados de tempo em que ocorreu o evento
do pé esquerdo
    % multiplicados pela frequência do ponto e subtraído o frame
inicial
    for i=1:NLSS-1 LSS(i,1)=FO(1,i)*fp; LSS(i,2)=FS(1,i+1)*fp; end
    NLSS=NLSS-1;
else
    if (FO(1,1)>FS(1,1) && L1(2)==L2(2))
        for i=1:NLSS-1 LSS(i,1)=FO(1,i)*fp; LSS(i,2)=FS(1,i+1)*fp; end
        NLSS=NLSS-1;
    else
        if (FO(1,1)<FS(1,1) && L1(2)<L2(2))
            for i=1:NLSS-1 LSS(i,1)=FO(1,i)*fp; LSS(i,2)=FS(1,i)*fp; end
            NLSS=NLSS-1;
        else
            if (FO(1,1)<FS(1,1) && L1(2)>L2(2))
                for i=1:NLSS-1 LSS(i,1)=FO(1,i)*fp; LSS(i,2)=FS(1,i)*fp; end
                NLSS=NLSS-1;
            else
                if (FO(1,1)<FS(1,1) && L1(2)==L2(2))
                    for i=1:NLSS LSS(i,1)=FO(1,i)*fp; LSS(i,2)=FS(1,i)*fp; end
                    NLSS=NLSS;
                end
            end
        end
    end
end
LSS=round(LSS)-ff;

%reinicia as variáveis para gerar dados do lado direito
L1 = 0; L2 =0; FO=0; FS=0;

%%%FASES DE APOIO DO PÉ DIREITO
L1=size(E.Left_Foot_Strike);
L2=size(E.Left_Foot_Off);
NRSS=max(L1(2),L2(2)); %Número de fases de apoio do pé direito.
FS=E.Left_Foot_Strike;
FO=E.Left_Foot_Off;
if (FO(1,1)>FS(1,1) && L1(2)>L2(2))
    % criando o vetor RSS com os dados de tempo em que ocorreu o evento do
pé direito multiplicados pela frequência do ponto e subtraído o frame
inicial
    for i=1:NRSS-1 RSS(i,1)=FO(1,i)*fp; RSS(i,2)=FS(1,i+1)*fp; end
    NRSS=NRSS-1;
else
    if (FO(1,1)>FS(1,1) && L1(2)==L2(2))
        for i=1:NRSS-1 RSS(i,1)=FO(1,i)*fp; RSS(i,2)=FS(1,i+1)*fp; end
    end
end

```

```

        NRSS=NRSS-1;
    else
        if(FO(1,1)<FS(1,1) && L1(2)<L2(2))
            for i=1:NRSS-1 RSS(i,1)=FO(1,i)*fp; RSS(i,2)=FS(1,i)*fp; end
            NRSS=NRSS-1;
        else
            if(FO(1,1)<FS(1,1) && L1(2)>L2(2))
                for i=1:NRSS-1 RSS(i,1)=FO(1,i)*fp; RSS(i,2)=FS(1,i)*fp; end
                NRSS=NRSS-1;
            else
                if(FO(1,1)<FS(1,1) && L1(2)==L2(2))
                    for i=1:NRSS RSS(i,1)=FO(1,i)*fp; RSS(i,2)=FS(1,i)*fp; end
                    NRSS=NRSS;
                end
            end
        end
    end
end

RSS=round(RSS)-ff;

%%% SE O SUJEITO ESTÁ "VOLTANDO" INVERTE O SINAL DAS COORD. X E Y DE TODOS
OS MARCADORES%%%

N=length(M.(Lmarkers{2})); % alterado para posição para pegar o tamanho da
LASI igual estava anteriormente
DX=M.(Lmarkers{2})(N,1)-M.(Lmarkers{2})(1,1);
if DX>0 SIGN=1;
else SIGN=-1;
end

% for de inversão para o lado direito de 1 ao 11
for i=1:11
    M.(Lmarkers{i})(:,1:2)=SIGN*M.(Lmarkers{i})(:,1:2);
end
% for de inversão para o lado esquerdo de 2 ao 11
% pega a partir da segunda posição para não reinverter o sacro
for i=2:11
    M.(Rmarkers{i})(:,1:2)=SIGN*M.(Rmarkers{i})(:,1:2);
end

% leitura dos marcadores, com as posições já ajustadas
LASI = M.(Lmarkers{2}); %espinha ilíaca ântero-superior esquerda
RASI = M.(Rmarkers{2}); %espinha ilíaca ântero-superior direita
SACR = M.(Lmarkers{1}); %sacro
LKNE = M.(Lmarkers{8}); %epicôndilo lateral do fêmur esquerdo
RKNE = M.(Rmarkers{8}); %epicôndilo lateral do fêmur direito
LANK = M.(Lmarkers{10}); %maléolo lateral do tornozelo esquerdo
RANK = M.(Rmarkers{10}); %maléolo lateral do tornozelo direito
LHEE = M.(Lmarkers{11}); %tuberosidade do calcâneo esquerdo
RHEE = M.(Rmarkers{11}); %tuberosidade do calcâneo direito
LTOE = M.(Lmarkers{6}); %cabeça do segundo metatarso esquerdo
RTOE = M.(Rmarkers{6}); %cabeça do segundo metatarso direito

% filtro dos marcadores
Fc = 6;
Fq = 100;
[b_pf,a_pf] = butter(2,Fc/(Fq/2),'low'); % butter de quarta ordem
LASI = filtfilt(b_pf,a_pf,LASI(:, :)); % aplicação do filtro
RASI = filtfilt(b_pf,a_pf,RASI(:, :)); % aplicação do filtro

```

```

SACR = filtfilt(b_pf,a_pf,SACR(:,:)); % aplicação do filtro
LKNE = filtfilt(b_pf,a_pf,LKNE(:,:)); % aplicação do filtro
RKNE = filtfilt(b_pf,a_pf,RKNE(:,:)); % aplicação do filtro
LANK = filtfilt(b_pf,a_pf,LANK(:,:)); % aplicação do filtro
RANK = filtfilt(b_pf,a_pf,RANK(:,:)); % aplicação do filtro
LHEE = filtfilt(b_pf,a_pf,LHEE(:,:)); % aplicação do filtro
RHEE = filtfilt(b_pf,a_pf,RHEE(:,:)); % aplicação do filtro
LTOE = filtfilt(b_pf,a_pf,LTOE(:,:)); % aplicação do filtro
RTOE = filtfilt(b_pf,a_pf,RTOE(:,:)); % aplicação do filtro

%retorna x,y e z de cada marcador passado na ordem em que foi enviado,
%normalizado tamanho dobra conforme quantidade de passos
%max de 8 passos nessa função
%PEGA TODOS PASSOS DE CADA TRIAL E RETORNA NORMALIZADO
R_norm = NormPassos(NRSS,RSS,RASI,LASI,SACR,RTOE,RANK,RHEE,RKNE);
L_norm = NormPassos(NLSS,LSS,RASI,LASI,SACR,LTOE,LANK,LHEE,LKNE);

% A CADA TRIAL SALVA TODOS OS PASSOS NORMALIZADOS EM UMA POSIÇÃO DA LISTA
R_OutT{h} = R_norm;
L_OutT{h} = L_norm;

Passos_R = Passos_R + NRSS; % soma todos os passos de todos os trials lado
direito
Passos_L = Passos_L + NLSS; % soma todos os passos de todos os trials lado
esquerdo

%reinicia os vetores de passo simples para o próximo trial
NRSS = 0; NLSS=0; RSS = 0; LSS = 0; FO = 0; FS=0; L1 = 0; L2 = 0;

end %for dos trials

%% ANÁLISE DE DADOS APÓS OS TRIALS

% CRIA MATRIZ GERAL COM TODOS OS TRIALS DA LISTA
% Cell2mat concatena as listas de cada trial em uma única matriz, ao
concatenar agrega mais colunas

Matriz_L = cell2mat(L_OutT);
Matriz_R = cell2mat(R_OutT);

%PARÂMETROS ESPAÇO TEMPORAIS
% Vetores com o desvio padrão, valores máximos e mínimos
% parâmetros por coluna: GDI, Walking_Speed, Step_Time, Single_Support,
Step_Length

for i=1:5
    L_temp_m(i) = mean(L_temp(:,i));
    L_temp_s(i) = std(L_temp(:,i));
    L_temp_min(i) = min(L_temp(:,i));
    L_temp_max(i) = max(L_temp(:,i));

    R_temp_m(i) = mean(R_temp(:,i));
    R_temp_s(i) = std(R_temp(:,i));
    R_temp_min(i) = min(R_temp(:,i));
    R_temp_max(i) = max(R_temp(:,i));
end

%% Determinação dos passos para cálculo das Sinergias (synergy)
% deve ser inferior à quantidade da matriz

```

```

% apresenta a quantidade de passos por tabela direita e esquerda
tam_ML = size(Matriz_L)/21;
tam_MR = size(Matriz_R)/21;
disp(['A Matriz direita possui esses passos: ', num2str(tam_MR(2))]);
disp(['A Matriz esquerda possui esses passos: ', num2str(tam_ML(2))]);

% Pergunta e armazena a quantidade de passos
Passos_sy =input('Qual a quantidade de passos para processar o synergy de
ambos os lados? ', 's');
Passos_sy = str2num(Passos_sy);

%% Synergy lado direito

%Calcula a distância entre espinhas e trocanter
AsisTrocDistR = 0.1288 * RL - 4.856; %em cm, mas não está no artigo do
Davis
%define valor inicial de teta e beta
theta_R = 0.5;
beta_R = 0.314;

for (j=0:Passos_sy -1)

    p= j*21;

%Coordenadas do CM: média das coordenadas das ASIS e Sacro para cada passo
CM_R(:,1)=(Matriz_R(:,1+p)+Matriz_R(:,4+p)+Matriz_R(:,7+p))/3; % eixo x dos
tres primeiros marcadores
CM_R(:,3)=(Matriz_R(:,2+p)+Matriz_R(:,5+p)+Matriz_R(:,8+p))/3; % eixo y dos
tres primeiros marcadores
CM_R(:,2)=(Matriz_R(:,3+p)+Matriz_R(:,6+p)+Matriz_R(:,9+p))/3; % eixo z dos
tres primeiros marcadores

%subtraí o offset de XCM porque cada passada ocorre em uma posição
diferente da passarela;
offset=mean(CM_R(:,1));

%offset=0;
% XCM_R(:,j+1)=(CM_R(:,1)-offset); %x
XCM_R(:,j+1)=(CM_R(:,1)); %x CM sem offset
YCM_R(:,j+1)=CM_R(:,2); %z

% M - coordenadas do marcador do 2th metatarso RTOE
META_R(:,1)=Matriz_R(:,10+p); %x
META_R(:,3)=Matriz_R(:,11+p); %y
META_R(:,2)=Matriz_R(:,12+p); %z

% A - ankle - coordenadas do marcador do maléolo lateral RANK
A_R(:,1)=Matriz_R(:,13+p); %x
A_R(:,3)=Matriz_R(:,14+p); %y
A_R(:,2)=Matriz_R(:,15+p); %z

% C - coordenadas do marcador calcâneo RHEE
C_R(:,1)=Matriz_R(:,16+p); %x
C_R(:,3)=Matriz_R(:,17+p); %y
C_R(:,2)=Matriz_R(:,18+p); %z

% K - coordenadas do cômulo femoral RKNE

```



```

K_R(:,1)=Matriz_R(:,19+p); %x
K_R(:,3)=Matriz_R(:,20+p); %z
K_R(:,2)=Matriz_R(:,21+p); %y

%Coordenadas do centro articular do quadril - H - LASI e RASI
%Cálculo de aa (half the InterAsis distance)

for i=1:100 % incrementa j na coluna fazendo a normalização para cada passo
no for externo
    InterAsis_R(i)=norm(Matriz_R(i,(1+p):(3+p))-Matriz_R(i,(4+p):(6+p)))/2;
end

aa_R=mean(InterAsis_R(:));

%%Cálculo do offset (X,Y,Z) para obter a coordenada do quadril
X_R = CC*cos(theta_R)*sin(beta_R)-(AsisTrocDistR+mm)*cos(beta_R);
Y_R = 1*(-CC*sin(theta_R)-aa_R); % -1 multiplicando por ser lado esquerdo,
segundo a outra synergy (GISELE MODIFICOU PARA 1)
Z_R = -CC*cos(theta_R)*cos(beta_R)-(AsisTrocDistR+mm)*sin(beta_R);

H_R(:,1)=0.5*(Matriz_R(:,1+p)+Matriz_R(:,4+p))+X_R;
H_R(:,3)=0.5*(Matriz_R(:,2+p)+Matriz_R(:,5+p))+Y_R;
H_R(:,2)=0.5*(Matriz_R(:,3+p)+Matriz_R(:,6+p))+Z_R;

H_R_x(:,j+1)=H_R(:,1);
H_R_y(:,j+1)=H_R(:,2);
H_R_z(:,j+1)=H_R(:,3);

%%Fim do cálculo das coordenadas do centro articular do quadril

alfa_f_R(j+1)=0; %ângulo alfa do triângulo do pé, conforme Papi
beta_f_R(j+1)=0; %ângulo beta do triângulo do pé, conforme Papi

lp_R(j+1)=0; %comprimento da pelve
lt_R(j+1)=0; %comprimento da coxa
ls_R(j+1)=0; %comprimento da perna

lcalc_R(j+1)=0;
lponta_R(j+1)=0;

for i=1:100

    %cálculo de alfa_f e beta_f: os ângulos alfa e beta do triângulo
    %que forma o pé, tal como no artigo da Papi
    %pega os eixos x e z, as duas primeiras colunas, por isso
    %anteriormente os eixos y e z foram invertidos

    vetor_a_R(1:2)=C_R(i,1:2)-META_R(i,1:2);
    vetor_a_R(3)=0;
    vetor_b_R(1:2)=C_R(i,1:2)-A_R(i,1:2);
    vetor_b_R(3)=0;
    prod(1:3)=cross(vetor_a_R,vetor_b_R);

    alfa_f_R(j+1)=alfa_f_R(j+1)+0.01*asin(prod(3)/(norm(vetor_a_R)*norm(vetor_b_R)));
    lcalc_R(j+1)=lcalc_R(j+1)+0.01*norm(vetor_b_R);

    vetor_a_R(1:2)=META_R(i,1:2)-A_R(i,1:2);
    vetor_a_R(3)=0;

```

```

vetor_b_R(1:2)=META_R(i,1:2)-C_R(i,1:2);
vetor_b_R(3)=0;
prod(1:3)=cross(vetor_a_R,vetor_b_R);

beta_f_R(j+1)=beta_f_R(j+1)+0.01*asin(prod(3)/(norm(vetor_a_R)*norm(vetor_b
_R)));
lponta_R(j+1)=lponta_R(j+1)+0.01*norm(vetor_a_R);

%cálculo de theta_G
dx_R=META_R(i,1)-C_R(i,1);
dy_R=META_R(i,2)-C_R(i,2);
theta_G_R(i,j+1)=atan2(dy_R,dx_R);

%cálculo de theta_A, lambda_A e comprimento da perna (ls)
dx_R=K_R(i,1)-A_R(i,1);
dy_R=K_R(i,2)-A_R(i,2);
lambda_A_R(i,j+1)=atan2(dy_R,dx_R);
theta_A_R(i,j+1)=lambda_A_R(i,j+1)-theta_G_R(i,j+1)+pi/2;
ls_R(j+1)=ls_R(j+1)+norm([dx_R,dy_R])*0.01;

%cálculo de theta_K e lambda_K
dx_R=H_R(i,1)-K_R(i,1);
dy_R=H_R(i,2)-K_R(i,2);
lambda_K_R(i,j+1)=atan2(dy_R,dx_R);
theta_K_R(i,j+1)=lambda_K_R(i,j+1)-lambda_A_R(i,j+1)+pi;
lt_R(j+1)=lt_R(j+1)+norm([dx_R,dy_R])*0.01;

%cálculo de theta_H e lambda_H
dx_R=CM_R(i,1)-H_R(i,1);
dy_R=CM_R(i,2)-H_R(i,2);
lambda_H_R(i,j+1)=atan2(dy_R,dx_R);
theta_H_R(i,j+1)=lambda_H_R(i,j+1)+pi-lambda_K_R(i,j+1);
lp_R(j+1)=lp_R(j+1)+norm([dx_R,dy_R])*0.01;
end

end % for dos passos

%Calcula comprimentos médios dos segmentos,
%as trajetórias médias dos ângulos e seus desvios-padrões
%os senos e cossenos necessários para calcular o Jacobiano

ALFA_F_R=mean(alfa_f_R(:));
BETA_F_R=mean(beta_f_R(:));

LS_R=mean(ls_R(:));
LT_R=mean(lt_R(:));
LP_R=mean(lp_R(:));

CA_R=mean(lcalc_R(:));
MA_R=mean(lponta_R(:));

for i=1:100

theta_G_R_m(i)=mean(theta_G_R(i,:));
theta_G_R_s(i)=std(theta_G_R(i,:));
Out_R(i,1)=rad2deg(theta_G_R_m(i));% converte rad para graus
Out_R(i,2)=rad2deg(theta_G_R_s(i));% converte rad para graus

```

```

theta_A_R_m(i)=mean(theta_A_R(i,:));
theta_A_R_s(i)=std(theta_A_R(i,:));
lambda_A_R_m(i)=mean(lambda_A_R(i,:));
slA_R=sin(lambda_A_R_m(i));
clA_R=cos(lambda_A_R_m(i));
Out_R(i,3)=(rad2deg(theta_A_R_m(i))-180)*-1;% converte rad para graus
e muda a convenção

Out_R(i,4)=rad2deg(theta_A_R_s(i));

theta_K_R_m(i)=mean(theta_K_R(i,:));
theta_K_R_s(i)=std(theta_K_R(i,:));
lambda_K_R_m(i)=mean(lambda_K_R(i,:));
slK_R=sin(lambda_K_R_m(i));
clK_R=cos(lambda_K_R_m(i));
Out_R(i,5)=rad2deg(theta_K_R_m(i))-180;% converte rad para graus e
muda a convenção

Out_R(i,6)=rad2deg(theta_K_R_s(i));

theta_H_R_m(i)=mean(theta_H_R(i,:));
theta_H_R_s(i)=std(theta_H_R(i,:));
lambda_H_R_m(i)=mean(lambda_H_R(i,:));
slH_R=sin(lambda_H_R_m(i));
clH_R=cos(lambda_H_R_m(i));
Out_R(i,7)=(rad2deg(theta_H_R_m(i))-180)*-1;% converte rad para graus
e muda a convenção

Out_R(i,8)=rad2deg(theta_H_R_s(i));

XCM_R_m(i)=mean(XCM_R(i,:));
XCM_R_s(i)=std(XCM_R(i,:));
Out_R(i,9)=XCM_R_m(i);
Out_R(i,10)=XCM_R_s(i);

YCM_R_m(i)=mean(YCM_R(i,:));
YCM_R_s(i)=std(YCM_R(i,:));
Out_R(i,11)=YCM_R_m(i);
Out_R(i,12)=YCM_R_s(i);

%cálculo do Jacobiano cálculo CM
if(theta_G_R_m(i)>=0)
    JR(1,1)=-CA_R*sin(ALFA_F_R+theta_G_R_m(i))-LS_R*slA_R-LT_R*slK_R-
LP_R*slH_R;
JR(2,1)=CA_R*cos(ALFA_F_R+theta_G_R_m(i))+LS_R*clA_R+LT_R*clK_R+LP_R*clH_R;
else
    JR(1,1)=MA_R*sin(theta_G_R_m(i)-BETA_F_R)-LS_R*slA_R-LT_R*slK_R-
LP_R*slH_R;
    JR(2,1)=-MA_R*cos(theta_G_R_m(i)-BETA_F_R)-LS_R*slA_R-LT_R*slK_R-
LP_R*slH_R;
end

JR(1,2)=-LS_R*slA_R-LT_R*slK_R-LP_R*slH_R;
JR(1,3)=-LT_R*slK_R-LP_R*slH_R;
JR(1,4)=-LP_R*slH_R;

JR(2,2)=-LS_R*slA_R-LT_R*slK_R-LP_R*slH_R;
JR(2,3)=-LT_R*slK_R-LP_R*slH_R;

```

```

JR(2,4)=-LP_R*s1H_R;

%cálculo do espaço nulo
NJ_R=null(JR);

V_UCM_R(i)=0;
V_ORT_R(i)=0;

for j=1:Passos_sy % número de passos

    %vetor desvio em relação à trajetória média
    DV_R(1,1)=theta_G_R(i,j)-theta_G_R_m(i);
    DV_R(2,1)=theta_A_R(i,j)-theta_A_R_m(i);
    DV_R(3,1)=theta_K_R(i,j)-theta_K_R_m(i);
    DV_R(4,1)=theta_H_R(i,j)-theta_H_R_m(i);

    %projeções dos desvios no espaço nulo (paralelo ao UCM)
    %e perpendicular/ortogonal ao UCM

DV_UCM_R(:,1)=dot(NJ_R(:,1),DV_R(:,1))*NJ_R(:,1)+dot(NJ_R(:,2),DV_R(:,1))*N
J_R(:,2);
    DV_ORT_R(:,1)=DV_R(:,1)-DV_UCM_R(:,1);

    V_UCM_R(i)=V_UCM_R(i)+norm(DV_UCM_R(:,1))^2;
    V_ORT_R(i)=V_ORT_R(i)+norm(DV_ORT_R(:,1))^2;

end

%variâncias nos espaços UCM e ortogonal e sua razão
V_UCM_R(i)= V_UCM_R(i)/(2*Passos_sy); % Esse 2 é de n-d

V_ORT_R(i)= V_ORT_R(i)/(2*Passos_sy); % Esse 2 é de d (dimensão)
Ratio_R(i)= ((2*V_UCM_R(i))/(V_UCM_R(i)+V_ORT_R(i)))-1;

Out_R(i,13)=V_UCM_R(i);
Out_R(i,14)=V_ORT_R(i);
Out_R(i,15)=Ratio_R(i);

end % for 1:100

%% Synergy lado esquerdo

%Calcula a distância entre espinhas e trocanter
AsisTrocDistL = 0.1288 * LL - 4.856; %em cm, mas não está no artigo do
Davis
%define valor inicial de teta e beta
theta_L = 0.5;
beta_L = 0.314;

for (j=0:Passos_sy-1)

    p= j *21;

    %Coordenadas do CM: média das coordenadas das ASIS e sacro para cada
passo

```

```

    CM_L(:,1)=(Matriz_L(:,1+p)+Matriz_L(:,4+p)+Matriz_L(:,7+p))/3; % eixo x
dos dois primeiros marcadores
    CM_L(:,3)=(Matriz_L(:,2+p)+Matriz_L(:,5+p)+Matriz_L(:,8+p))/3; % eixo z
dos dois primeiros marcadores
    CM_L(:,2)=(Matriz_L(:,3+p)+Matriz_L(:,6+p)+Matriz_L(:,9+p))/3; % eixo y
dos dois primeiros marcadores

    %subtraí o offset de XCM porque cada passada ocorre em uma posição
diferente da passarela
    offset=mean(CM_L(:,1));

    %offset=0;
    %XCM_L(:,j+1)=(CM_L(:,1)-offset); %x
    XCM_L(:,j+1)=(CM_L(:,1)); %x CM sem offset
    YCM_L(:,j+1)=CM_L(:,2); %z

    %Coordenadas x da pelve
    ASISR_x_L(:,j+1)=Matriz_L(:,1+p);
    ASISL_x_L(:,j+1)=Matriz_L(:,4+p);
    SACRO_x_L(:,j+1)=Matriz_L(:,7+p);

    % %M - coordenadas do marcador do 2th metatarso LTOE
    META_L(:,1)=Matriz_L(:,10+p); %x
    META_L(:,3)=Matriz_L(:,11+p); %y
    META_L(:,2)=Matriz_L(:,12+p); %z

    %A - ankle - coordenadas do marcador do maléolo lateral LANK
    A_L(:,1)=Matriz_L(:,13+p); %x
    A_L(:,3)=Matriz_L(:,14+p); %y
    A_L(:,2)=Matriz_L(:,15+p); %z

    %C - coordenadas do marcador calcâneo LHEE
    C_L(:,1)=Matriz_L(:,16+p); %x
    C_L(:,3)=Matriz_L(:,17+p); %y
    C_L(:,2)=Matriz_L(:,18+p); %z

    %K - coordenadas do côndilo femoral LKNE
    K_L(:,1)=Matriz_L(:,19+p); %x
    K_L(:,3)=Matriz_L(:,20+p); %y
    K_L(:,2)=Matriz_L(:,21+p); %z

    %Coordenadas do centro articular do quadril - H - LASI e RASI
    %Cálculo de aa (half the InterAsis distance)

    for i=1:100 % incrementa j na coluna fazendo a normalização para cada
passo no for externo
        InterAsis_L(i)=norm(Matriz_L(i,(1+p):(3+p))-
Matriz_L(i,(4+p):(6+p)))/2;
    end

    aa_L=mean(InterAsis_L(:));

    %Cálculo do offset (X,Y,Z) para obter a coordenada do quadril
    X_L = CC*cos(theta_L)*sin(beta_L)-(AsisTrocDistL+mm)*cos(beta_L);
    Y_L = 1*(-CC*sin(theta_L)-aa_L); % somente pra representar o lado
esquerdo igualmente na outra função
    Z_L = -CC*cos(theta_L)*cos(beta_L)-(AsisTrocDistL+mm)*sin(beta_L);

```

```

H_L(:,1)=0.5*(Matriz_L(:,1+p)+Matriz_L(:,4+p))+X_L;
H_L(:,3)=0.5*(Matriz_L(:,2+p)+Matriz_L(:,5+p))+Y_L;
H_L(:,2)=0.5*(Matriz_L(:,3+p)+Matriz_L(:,6+p))+Z_L;

H_L_x(:,j+1)= H_L(:,1);
H_L_y(:,j+1)= H_L(:,2);
H_L_z(:,j+1)= H_L(:,3);

%%Fim do cálculo das coordenadas do centro articular do quadril
alfa_f_L(j+1)=0; %ângulo alfa do triângulo do pé, conforme Papi
beta_f_L(j+1)=0; %ângulo beta do triângulo do pé, conforme Papi

lp_L(j+1)=0; %comprimento da pelve
lt_L(j+1)=0; %comprimento da coxa
ls_L(j+1)=0; %comprimento da canela

lcalc_L(j+1)=0;
lponta_L(j+1)=0;

for i=1:100

    %cálculo de alfa_f e beta_f: os ângulos alfa e beta do triângulo
    %que forma o pé, tal como no artigo da Papi

    vetor_a_L(1:2)=C_L(i,1:2)-META_L(i,1:2);
    vetor_a_L(3)=0;
    vetor_b_L(1:2)=C_L(i,1:2)-A_L(i,1:2);
    vetor_b_L(3)=0;
    prod(1:3)=cross(vetor_a_L,vetor_b_L);

    alfa_f_L(j+1)=alfa_f_L(j+1)+0.01*asin(prod(3)/(norm(vetor_a_L)*norm(vetor_b
_L)));
    lcalc_L(j+1)=lcalc_L(j+1)+0.01*norm(vetor_b_L);

    vetor_a_L(1:2)=META_L(i,1:2)-A_L(i,1:2);
    vetor_a_L(3)=0;
    vetor_b_L(1:2)=META_L(i,1:2)-C_L(i,1:2);
    vetor_b_L(3)=0;
    prod(1:3)=cross(vetor_a_L,vetor_b_L);

    beta_f_L(j+1)=beta_f_L(j+1)+0.01*asin(prod(3)/(norm(vetor_a_L)*norm(vetor_b
_L)));
    lponta_L(j+1)=lponta_L(j+1)+0.01*norm(vetor_a_L);

    %cálculo de theta_G
    dx_L=META_L(i,1)-C_L(i,1);
    dy_L=META_L(i,2)-C_L(i,2);
    theta_G_L(i,j+1)=atan2(dy_L,dx_L);

    %cálculo de theta_A, lambda_A e comprimento da perna (ls)
    dx_L=K_L(i,1)-A_L(i,1);
    dy_L=K_L(i,2)-A_L(i,2);
    lambda_A_L(i,j+1)=atan2(dy_L,dx_L);
    theta_A_L(i,j+1)=lambda_A_L(i,j+1)-theta_G_L(i,j+1)+pi/2;
    ls_L(j+1)=ls_L(j+1)+norm([dx_L,dy_L])*0.01;

    %cálculo de theta_K e lambda_K
    dx_L=H_L(i,1)-K_L(i,1);
    dy_L=H_L(i,2)-K_L(i,2);

```

```

lambda_K_L(i,j+1)=atan2(dy_L,dx_L);
theta_K_L(i,j+1)=lambda_K_L(i,j+1)-lambda_A_L(i,j+1)+pi;
lt_L(j+1)=lt_L(j+1)+norm([dx_L,dy_L])*0.01;

%cálculo de theta_H e lambda_H
dx_L=CM_L(i,1)-H_L(i,1);
dy_L=CM_L(i,2)-H_L(i,2);
lambda_H_L(i,j+1)=atan2(dy_L,dx_L);
theta_H_L(i,j+1)=lambda_H_L(i,j+1)+pi-lambda_K_L(i,j+1);
lp_L(j+1)=lp_L(j+1)+norm([dx_L,dy_L])*0.01;
end

end % for dos passos

%Calcula comprimentos médios dos segmentos,
%as trajetórias médias dos ângulos e seus desvios-padrões
%os senos e cossenos necessários para calcular o Jacobiano

ALFA_F_L=mean(alfa_f_L(:));
BETA_F_R=mean(beta_f_L(:));

LS_L=mean(ls_L(:));
LT_L=mean(lt_L(:));
LP_L=mean(lp_L(:));

CA_L=mean(lcalc_L(:));
MA_L=mean(lponta_L(:));

for i=1:100

    theta_G_L_m(i)=mean(theta_G_L(i,:));
    theta_G_L_s(i)=std(theta_G_L(i,:));
    Out_L(i,1)=rad2deg(theta_G_L_m(i));% converte rad para graus
    Out_L(i,2)=rad2deg(theta_G_L_s(i));

    theta_A_L_m(i)=mean(theta_A_L(i,:));
    theta_A_L_s(i)=std(theta_A_L(i,:));
    lambda_A_L_m(i)=mean(lambda_A_L(i,:));
    slA_L=sin(lambda_A_L_m(i));
    clA_L=cos(lambda_A_L_m(i));
    Out_L(i,3)=(rad2deg(theta_A_L_m(i))-180)*-1;% converte rad para graus e
muda a convenção

    Out_L(i,4)=rad2deg(theta_A_L_s(i));

    theta_K_L_m(i)=mean(theta_K_L(i,:));
    theta_K_L_s(i)=std(theta_K_L(i,:));
    lambda_K_L_m(i)=mean(lambda_K_L(i,:));
    slK_L=sin(lambda_K_L_m(i));
    clK_L=cos(lambda_K_L_m(i));
    Out_L(i,5)=rad2deg(theta_K_L_m(i))-180;% converte rad para graus e muda
a convenção

    Out_L(i,6)=rad2deg(theta_K_L_s(i));

    theta_H_L_m(i)=mean(theta_H_L(i,:));
    theta_H_L_s(i)=std(theta_H_L(i,:));
    lambda_H_L_m(i)=mean(lambda_H_L(i,:));

```

```

slH_L=sin(lambda_H_L_m(i));
clH_L=cos(lambda_H_L_m(i));
Out_L(i,7)=(rad2deg(theta_H_L_m(i))-180)*-1;% converte rad para graus e
muda a convenção

Out_L(i,8)=rad2deg(theta_H_L_s(i));

XCM_L_m(i)=mean(XCM_L(i,:));
XCM_L_s(i)=std(XCM_L(i,:));
Out_L(i,9)=XCM_L_m(i);
Out_L(i,10)=XCM_L_s(i);

YCM_L_m(i)=mean(YCM_L(i,:));
YCM_L_s(i)=std(YCM_L(i,:));
Out_L(i,11)=YCM_L_m(i);
Out_L(i,12)=YCM_L_s(i);

%cálculo do Jacobiano cálculo CM
if(theta_G_L_m(i)>=0)
    JL(1,1)=-CA_L*sin(ALFA_F_L+theta_G_L_m(i))-LS_L*slA_L-LT_L*slK_L-
LP_L*slH_L;
JL(2,1)=CA_L*cos(ALFA_F_L+theta_G_L_m(i))+LS_L*clA_L+LT_L*clK_L+LP_L*clH_L;
else
    JL(1,1)=MA_L*sin(theta_G_L_m(i)-BETA_F_R)-LS_L*slA_L-LT_L*slK_L-
LP_L*slH_L;
    JL(2,1)=-MA_L*cos(theta_G_L_m(i)-BETA_F_R)-LS_L*slA_L-LT_L*slK_L-
LP_L*slH_L;
end

JL(1,2)=-LS_L*slA_L-LT_L*slK_L-LP_L*slH_L;
JL(1,3)=-LT_L*slK_L-LP_L*slH_L;
JL(1,4)=-LP_L*slH_L;

JL(2,2)=-LS_L*slA_L-LT_L*slK_L-LP_L*slH_L;
JL(2,3)=-LT_L*slK_L-LP_L*slH_L;
JL(2,4)=-LP_L*slH_L;

%cálculo do espaço nulo
NJ_L=null(JL);

V_UCM_L(i)=0;
V_ORT_L(i)=0;

for j=1:Passos_sy

    %vetor desvio em relação à trajetória média
    DV_L(1,1)=theta_G_L(i,j)-theta_G_L_m(i);
    DV_L(2,1)=theta_A_L(i,j)-theta_A_L_m(i);
    DV_L(3,1)=theta_K_L(i,j)-theta_K_L_m(i);
    DV_L(4,1)=theta_H_L(i,j)-theta_H_L_m(i);

    %projeções dos desvios no espaço nulo (paralelo ao UCM)
    %e perpendicular/ortogonal ao UCM

DV_UCM_L(:,1)=dot(NJ_L(:,1),DV_L(:,1))*NJ_L(:,1)+dot(NJ_L(:,2),DV_L(:,1))*N
J_L(:,2);

```



```
DV_ORT_L(:,1)=DV_L(:,1)-DV_UCM_L(:,1);

V_UCM_L(i)=V_UCM_L(i)+norm(DV_UCM_L(:,1))^2;
V_ORT_L(i)=V_ORT_L(i)+norm(DV_ORT_L(:,1))^2;

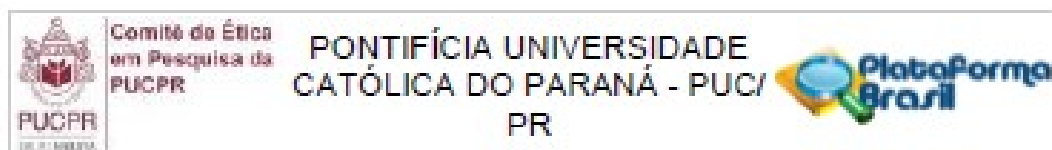
end

%variâncias nos espaços UCM e ortogonal e sua razão
V_UCM_L(i)=V_UCM_L(i)/(2*Passos_sy); % Esse 2 é de n-d
V_ORT_L(i)=V_ORT_L(i)/(2*Passos_sy); % Esse 2 é de d (dimensão)
Ratio_L(i)= ((2*V_UCM_L(i))/(V_UCM_L(i)+V_ORT_L(i)))-1;

Out_L(i,13)=V_UCM_L(i);
Out_L(i,14)=V_ORT_L(i);
Out_L(i,15)=Ratio_L(i);

end % for 1:100
```

ANEXO A – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Análise do padrão de caminhada de pessoas com AVC

Pesquisador: GISELE DEVETAK

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 88420218.6.0000.0020

Instituição Proponente: Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.663.034

Apresentação do Projeto:

A pesquisa se propõe a observar comportamentos distintos entre pessoas com hemiparesia pós AVC e indivíduos com relação às sinergias cinemáticas e os parâmetros de estabilidade dinâmica, e também entre pessoas com AVC com lesão em diferentes hemisférios cerebrais.

Objetivo da Pesquisa:

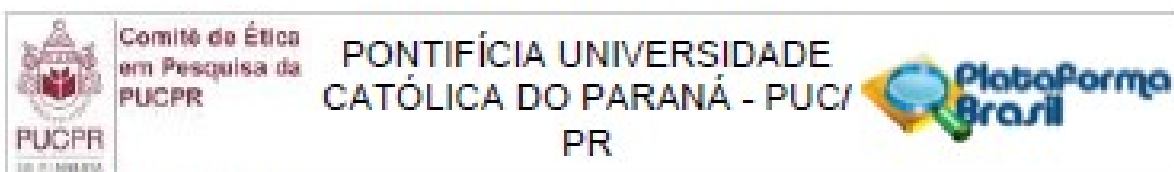
OBJETIVO PRIMÁRIO

Analisar a marcha de indivíduos hemiparéticos pós-AVC quanto às características cinemáticas de comportamento motor e aos parâmetros de estabilidade dinâmica e compará-los com indivíduos íntegros.

OBJETIVOS SECUNDÁRIOS

- Identificar as sinergias cinemáticas estabilizadoras de diferentes variáveis de desempenho nos planos sagital e frontal durante a marcha de hemiparéticos pós-AVC e de indivíduos íntegros;
- Comparar as características das sinergias cinemáticas entre indivíduos pós-AVC e de indivíduos íntegros;
- Comparar as características das sinergias cinemáticas entre indivíduos pós-AVC com lesão encefálica nos

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
 Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-001
 UF: PR Município: CURITIBA
 Telefone: (41)3271-2103 Fax: (41)3271-2103 E-mail: nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 2.603.004

hemisférios cerebrais direito e esquerdo;

- Comparar os parâmetros de estabilidade dinâmica entre indivíduos pós-AVC e de indivíduos hígidos;
- Comparar os parâmetros de estabilidade dinâmica entre indivíduos pós-AVC com lesão encefálica nos hemisférios cerebrais direito e esquerdo;

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

BENEFÍCIOS

O participante da pesquisa será beneficiado ao passar por avaliações adicionais sobre seu estado de saúde, as quais não são rotineiramente realizadas, como a avaliação tridimensional de marcha. Também receberão orientações sobre minha saúde, cuidados gerais e desempenho nas avaliações.

RISCOS

Possíveis desconfortos e riscos decorrentes do estudo, como por exemplo, dor, cansaço, desequilíbrios e risco de cair. Foi informado, porém que fisioterapeutas e professores de educação física serão os responsáveis por realizar todos os procedimentos e estarão sempre zelando por minha segurança em conjunto com seus auxiliares.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Esta é uma pesquisa quantitativa exploratória transversal, cuja coleta de dados será realizada no Laboratório de Motricidade Humana (LAMH) do Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde (PPGTS) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUC-PR). A presente pesquisa que será conduzida em dois grupos distintos: um de voluntários com AVC (G_AVC) e outro de pessoas saudáveis (GH). Poderão participar do estudo voluntários de ambos os sexos, com idade igual ou superior a 20 anos completos, compondo uma amostra de adultos e idosos.

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155

Bairro: Prado Velho

CEP: 80.215-001

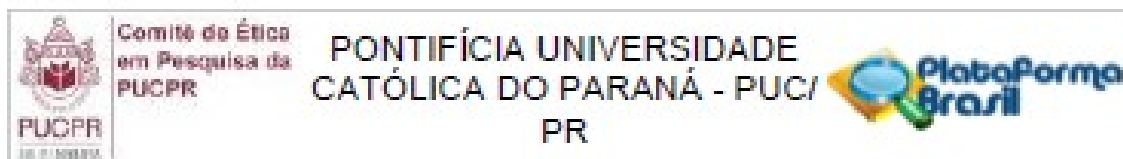
UF: PR

Município: CURITIBA

Telefone: (41)3271-2103

Fax: (41)3271-2103

E-mail: nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 2.003.004

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

No parecer anterior datado de 02/05/2018, este Comitê solicitou que a pesquisadora informasse com mais clareza a mitigação dos riscos atribuídos ao participante respondendo à pergunta:

De que forma os fisioterapeutas e professores de Educação Física atenderão o participante em acontecendo alguma alteração no mesmo?

Outrossim, pediu-se também esclarecimento de como serão recrutados os pacientes informados no critério de inclusão AVC, se o grau da doença será medido através de laudo médico, prontuário ou prévia avaliação médica.

Nesta segunda versão, a pesquisadora informa de forma clara e completa o que foi solicitado, não havendo mais pendências.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

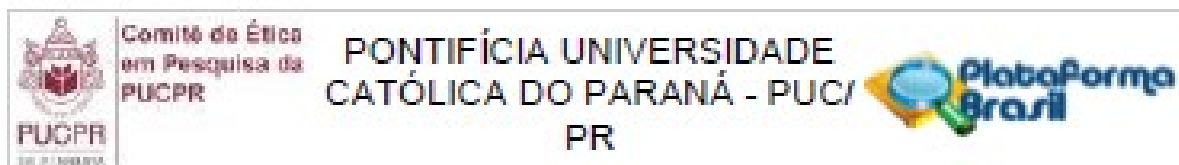
Projeto aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BASICAS_DO_PROJETO_1108428.pdf	07/05/2018 22:25:34		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_HIGIDOS_2.pdf	07/05/2018 22:24:36	GISELE DEVETAK	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_AVC_2.pdf	07/05/2018 22:24:02	GISELE DEVETAK	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PADROES_DE_COMPORTEAMENTO_MOTOR_AVC_2.pdf	07/05/2018 22:23:39	GISELE DEVETAK	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_Rosto_Ass.pdf	23/04/2018 19:35:47	GISELE DEVETAK	Aceito

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
 Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-001
 UF: PR Município: CURITIBA
 Telefone: (41)3271-2103 Fax: (41)3271-2103 E-mail: nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 2.003.034

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

CURITIBA, 18 de Maio de 2018

Assinado por:
NAIM AKEL FILHO
(Coordenador)

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-001
UF: PR Município: CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 Fax: (41)3271-2103 E-mail: nep@pucpr.br