



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UnB

FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA – FEF

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTU SENSU EM  
EDUCAÇÃO FÍSICA

PEDRO VICTOR VILELA DE AGUIAR

**ADAPTAÇÕES DA MARCHA DE IDOSOS EM  
SUPERFÍCIES INCLINADAS DURANTE TAREFAS  
COGNITIVAS**

**Linha de Pesquisa:** Aspectos Biológicos Relacionados ao Desempenho e à Saúde

**Tema de Pesquisa:** Efeitos da Atividade Física sobre o Equilíbrio e a Marcha Utilizando Abordagens Biomecânicas e Eletrofisiológicas

BRASÍLIA, AGOSTO DE 2019.

# **ADAPTAÇÕES DA MARCHA DE IDOSOS EM SUPERFÍCIES INCLINADAS DURANTE TAREFAS COGNITIVAS**

Pedro Victor Vilela de Aguiar

Dissertação apresentada à Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Educação Física.

**Orientador:** Prof. Dr. Rinaldo André Mezzarane

Brasília – DF

2019

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA DESDE QUE CITADA A FONTE.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço, primeiramente, a Deus, por tudo o que me concedeu e concede constantemente. Agradeço a Ele por toda a força intelectual, física e espiritual durante todo esse valioso processo.

Agradeço a minha família aqui em Brasília nas pessoas do meu pai, Raimundo Gomes de Aguiar, minha mãe, Maria do Amparo Gomes Vilela e meu irmão, Ian Vilela de Aguiar e demais parentes que, aqui, residem. Agradeço imensamente a toda a minha família no meu estado querido do Piauí que sempre compartilharam bons momentos comigo, incentivando-me e apoiando-me, mesmo que à distância.

Agradeço ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), à Fundação de Apoio à Pesquisa do Distrito Federal (FAPDF), à Universidade de Brasília (UnB) e à Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília (FEF-UnB) por todo o apoio financeiro e em infraestrutura para a realização desse trabalho.

Sou grato ao Grupo de Estudos e Pesquisas sobre Atividade Física para Idosos da Universidade de Brasília (GEPAFI-UnB), na pessoa da professora Marisete Peralta Safons, pela parceria e por ter me recebido de braços abertos quando essa pesquisa foi proposta, permitindo que eu tivesse total acesso às intervenções que foram realizadas com os participantes deste estudo.

Agradeço de maneira mais que especial aos voluntários que compuseram a amostra deste estudo, os quais, com muita solicitude e sempre com muita alegria e disposição, se dispuseram a participar de todas as intervenções e avaliações nesta pesquisa. Saibam que são pessoas muito especiais e que motivam profissionais como eu a quererem ser melhores em suas carreiras e como pessoa.

Agradeço ao Laboratório de Análise e Desempenho Esportivo da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília (LADESP-FEF-UnB) pelo livre acesso aos equipamentos que foram necessários para a realização dessa pesquisa. Agradeço igualmente ao Laboratório de Biomecânica e Instrumentação da Universidade Estadual de Campinas – *campus* Limeira – São Paulo (LABIN-Unicamp) por ter concedido o uso dos marcadores anatômicos utilizados neste estudo e à Faculdade de Educação Física da

Universidade Estadual de Campinas (FEF-Unicamp) por ter autorizado o uso do programa Dvideow, todos estes, itens fundamentais para a realização deste trabalho.

Agradeço de modo especial ao meu querido orientador, professor Rinaldo André Mezzarane, por tanta paciência e dedicação ao ensinar, além de passar um conhecimento imensurável pelo profissional e pela pessoa que é. Agradeço igualmente ao professor Tiago Guedes Russomanno, pela confiança ao propor esse trabalho, por toda a assistência e por todas as descobertas iniciais sobre o mundo da Biomecânica.

Agradeço ao professor Marcus Fraga Vieira e às professoras Ana Cristina de David e Luciana Hagström Bex pela disponibilidade em participarem da banca para avaliação deste trabalho e por considerações de grande valia.

Agradeço por pertencer ao Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Controle Motor da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília (LACOMOT-FEF-UnB), pelo imenso acolhimento que lá tive e, também, pelo constante aprendizado no meio acadêmico e nas relações interpessoais. De modo mais que especial, agradeço aos colegas Igor Eduardo Magalhães, Leandra Batista, Paula Mesquita, Gabriel Cruz, Inaê Rodrigues, Rafael Gaia, Leonardo Amorim, Vinícius Burgo e Nathália Marques por tanto empenho e colaboração durante esse período. Agradeço aos colegas recém-chegados a esse grupo, Ithallo Guimarães e Renata Menezes, por todo o apoio e amizade desde o início. Saibam que esse laboratório com certeza é mais do que uma família para mim. Agradeço também aos que já fizeram parte dessa família, os colegas Renan Cancio e Pedro Abrantes, por me ajudarem no início desse processo.

Agradeço aos meus amigos da graduação, pela amizade e por compartilharem mais essa conquista comigo. Da mesma forma, agradeço aos amigos que fiz já na pós-graduação, por tantas experiências compartilhadas.

Aos amigos mais próximos e também aqueles mais distantes, que sempre acreditaram em mim e me deram força, o meu muito obrigado!

## RESUMO

Diversos estudos têm explorado a marcha em diferentes situações, abrangendo métodos que variam tanto a inclinação onde ela é realizada, seja em esteira ou em superfícies naturais, quanto a sua velocidade, que pode ser auto selecionada (confortável para o sujeito) ou pré-determinada pelo pesquisador. A análise cinemática e a análise eletromiográfica aplicadas à marcha se mostram como ferramentas interessantes no estudo desse movimento nas mais diversas condições. Em geral, o público idoso apresenta um padrão de marcha mais conservador, no qual se busca um caminhar mais estável principalmente em superfícies inclinadas. Outra condição em que a marcha tem sido bastante explorada é sob dupla tarefa (cognitiva e motora), visando entender os mecanismos atencionais e fisiológicos diante dessas demandas. Logo, o presente estudo tem como objetivo geral verificar a interferência no padrão locomotor de idosos caminhando sobre esteira frente a diferentes inclinações de superfície (rampa para baixo, plano e rampa para cima) e condições de tarefa motora simples (não cognitiva – NOG) e dupla tarefa (cognitivo-motora – COG) por meio de uma reconstrução tridimensional do movimento dos pés, complementada por uma análise eletromiográfica do músculo sóleo de ambas as pernas dos participantes. Para investigar os efeitos da tarefa e das inclinações sobre a marcha, 13 idosos (72 anos  $\pm$  5 anos) saudáveis caminharam a uma velocidade 30% acima da velocidade auto selecionada em rampa para cima (+10%), rampa para baixo (-10%) e no plano (0%), com aplicação de tarefa motora simples e dupla tarefa cognitivo-motora. As variáveis biomecânicas analisadas foram os parâmetros espaço-temporais 1 - duração da fase de apoio; 2 – duração da fase de balanço; 3 – duração da fase de duplo apoio; 4 – comprimento do passo; e 5 - comprimento da passada. As variáveis eletrofisiológicas compreenderam a amplitude do pico no sinal eletromiográfico (EMG) retificado médio do sóleo e o momento da ocorrência do pico no EMG em relação ao percentual do ciclo completo. O presente estudo apresentou maior influência da inclinação da superfície sobre o padrão locomotor, em especial, a rampa para baixo, comparada à aplicação da tarefa cognitiva. Observaram-se diferenças entre as inclinações na variável duração da fase de apoio para o lado esquerdo ( $p=0,002$ ) e para o lado direito ( $p=0,003$ ). Diferenças foram encontradas entre as rampas na duração do duplo apoio ( $p=0,004$ ) e ( $p=0,001$ ) com o pé esquerdo à frente e com o pé direito à frente, respectivamente. Quanto à ocorrência do pico no EMG, a rampa para baixo foi diferente das demais em ambos os lados ( $p<0,001$ ). Os achados corroboram, assim, com alguns achados de estudos anteriores,

que revelaram que caminhar para baixo modifica o padrão de locomoção, sendo essa modificação manifestada através da alteração de variáveis biomecânicas e eletrofisiológicas. Porém, o comportamento de variáveis como o comprimento do passo e o comprimento da passada, que não se alterou entre as diferentes rampas, não corroborou com grande parte dos estudos citados. Tendo a interferência da tarefa cognitiva se manifestado apenas em algumas situações, para variáveis biomecânicas e eletrofisiológicas específicas, é necessário que mais estudos, com amostras maiores e mais heterogêneas sejam realizados.

**Palavras-chave:** Cinemática. Eletromiografia. Marcha de idosos. Dupla tarefa. Superfícies inclinadas.

## **ABSTRACT**

*Several studies have explored gait in different situations, covering methods that vary both the inclination where it is performed, whether on a treadmill or on natural surfaces, as well as its speed, which can be self-selected (comfortable for the subject) or predetermined by the researcher. The kinematic analysis and the electromyographic analysis applied to gait are interesting tools in the study of this movement in the most diverse conditions. In general, elderly public presents a more conservative gait pattern, in which a more stable walk is sought, especially on inclined surfaces. Another condition in which gait has been extensively explored is under dual task (cognitive and motor), aiming to understand the attentional and physiological mechanisms facing these demands. Therefore, the present study aims to verify the interference in the locomotor pattern of elderly people walking on a treadmill due to different slopes (downward, horizontal and upward) and single (non-cognitive - NOG) motor task and dual task (cognitive-motor - COG) conditions through a three-dimensional reconstruction of the feet movement, complemented by an electromyographic analysis of the soleus muscle of both participants' legs. To investigate the effects of task and inclination on gait, 13 healthy elderly (72 years  $\pm$  5 years) walked at a speed 30% above the self-selected speed over ramp up (+ 10%), down ramp (-10 %) and in the plane (0%), with application of simple motor task and dual task cognitive-motor. The biomechanical variables analyzed were spatiotemporal parameters 1 - support phase duration; 2 - swing phase duration; 3 - double support phase duration; 4 - step length; and 5 - stride length. The electrophysiological variables included the peak amplitude in the mean rectified electromyographic signal (EMG) of the soleus and the moment of the occurrence of the peak in the EMG in relation to the percentage of the complete cycle. The present study showed a greater influence of the surface inclination on the locomotor pattern, especially the downward ramp, compared to the application of the cognitive task. Differences were observed between inclinations in the variable duration of the support phase to the left side ( $p = 0.002$ ) and to the right side ( $p = 0.003$ ). Differences were found between the ramps in the duration of the double support ( $p = 0.004$ ) and ( $p = 0.001$ ) with the left foot ahead and the right foot ahead, respectively. As for the occurrence of the EMG peak, the downward slope was different from the others on both sides ( $p < 0.001$ ). Thus, the findings corroborate with previous studies, which revealed that walking downwards modifies the locomotion pattern, and this change is manifested through the alteration of biomechanical and electrophysiological variables.*

*However, the behavior of variables such as step length and stride length, which did not change between different ramps, did not corroborate most of the studies cited. Having the interference of cognitive task manifested only in some situations, for specific biomechanical and electrophysiological variables, it is necessary that further studies with larger and more heterogeneous samples be performed.*

**Keywords:** *Kinematics. Electromyography. Elderly gait. Dual task. Inclined surfaces.*



## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> – Esquema ilustrando a disposição das câmeras em relação à esteira TK-35 (CEFISE, Brasil).....	32
<b>Figura 2</b> – Câmera modelo JVC® (GC-PX100). .....	33
<b>Figura 3</b> – Haste utilizada na construção do sistema de referência tridimensional.....	33
<b>Figura 4</b> – Delimitação da área para análise cinemática sobre a esteira .....	34
<b>Figura 5</b> – Perspectiva de uma das câmeras registrando os quatro eventos de sincronização das câmeras.....	35
<b>Figura 6</b> – Perspectiva de uma das câmeras retratando o sistema tridimensional de referências reconstruído.....	36
<b>Figura 7</b> – Posicionamento dos marcadores no membro inferior direito de uma das voluntárias .....	38
<b>Figura 8</b> – Voluntária paramentada com o <i>harness</i> .....	39
<b>Figura 9</b> – Posicionamento dos eletrodos para captação da atividade eletromiográfica (EMG) do músculo sóleo de ambas as pernas.....	41
<b>Figura 10</b> – <i>Trigger</i> com a luz indicadora de acionamento acesa .....	42
<b>Figura 11</b> – Equipamento de aquisição de sinais eletromiográficos Neuropack X1 MEB-2300 (NIHON KOHDEN, Japão).....	43
<b>Figura 12</b> – Esquema apresentando a ordem das condições em que foi realizada a marcha. ....	45
<b>Figura 13</b> – Medição das coordenadas dos marcadores na perspectiva de uma das câmeras .....	46
<b>Figura 14</b> – Organograma ilustrando as etapas do processo de reconstrução tridimensional das coordenadas dos marcadores.....	49
<b>Figura 15</b> – Plotagem do registro tridimensional dos marcadores do calcâneo e da ponta do pé direito. ....	49
<b>Figura 16</b> – Plotagem do sinal do EMG do sóleo direito junto com o registro dos marcadores do calcâneo e da ponta do pé na direção anteroposterior.....	50
<b>Figura 17</b> – Plotagem do sinal médio do EMG do sóleo direito retificado e promediado e do sinal médio filtrado para os 15 ciclos analisados.....	51
<b>Figura 18</b> – Média da duração da fase de apoio para o lado esquerdo.....	55
<b>Figura 19</b> – Média da duração da fase de apoio para o lado direito.....	56
<b>Figura 20</b> – Média da duração da fase de balanço para o membro direito.....	57
<b>Figura 21</b> – Média da duração da fase de duplo apoio com o pé esquerdo à frente.....	58
<b>Figura 22</b> – Média da duração da fase de duplo apoio com o pé direito à frente.....	58

<b>Figura 23</b> – Percentual médio de ocorrência do pico do sóleo esquerdo .....	60
<b>Figura 24</b> – Percentual médio de ocorrência do pico do sóleo direito .....	61

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1.</b> Valores de referência sobre o número de repetições executadas no Teste de Sentar e Levantar. ....	27
<b>Tabela 2.</b> Valores de referência de tempo (em segundos) para a realização do teste <i>Time, Up and Go</i> .....	28
<b>Tabela 3.</b> Valores percentuais representando as chances de queda por uma pessoa idosa associado ao escore determinado na <i>QuickScreen Clinical Falls Risk Assessment</i> . ....	29
<b>Tabela 4.</b> Caracterização da amostra .....	29
<b>Tabela 5.</b> Pontos anatômicos sobre os quais se colocaram os marcadores para a determinação dos segmentos corporais de interesse.....	37

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ANOVA	Análise de Variância
APU	Teste de Apoio Unipodal
AVE	Acidente Vascular Encefálico
<i>AVI</i>	<i>Audio Video Interleave</i>
<i>BMP</i>	<i>Bitmap</i>
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
COG	Dupla tarefa cognitivo-motora
<i>DIB</i>	<i>Device-Independent Bitmap Graphic</i>
DIF	Diferença entre as condições com e sem dupla tarefa para cada inclinação
DIR	Lado direito
<i>DLT</i>	<i>Direct Linear Transformation</i>
EMG	Sinal eletromiográfico
EST	Estatura
F	Sexo Feminino
FC	Ensino Fundamental Completo
<i>FR</i>	<i>QuickScreen Clinical Falls Risk Assessment</i>
GEPAFI-UnB	Grupo de Estudos e Pesquisas sobre Atividade Física para Idosos da Universidade de Brasília
ID	Número de Identificação do Participante
IPAQ	Questionário Internacional de Atividade Física
LABIN-Unicamp	Laboratório de Biomecânica e Instrumentação da Universidade Estadual de Campinas

LACOMOT-FEF-UnB	Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Controle Motor da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília
LADESP-FEF-UnB	Laboratório de Análise de Desempenho Esportivo da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília
LED	Diodo Emissor de Luz
M	Sexo Masculino
MC	Massa Corporal
MED	Média das condições com e sem dupla tarefa para cada inclinação
MEEM	Mini Exame do Estado Mental
MI	Ensino Médio Incompleto
<i>MVC</i>	<i>Maximal Voluntary Contraction</i> - Contração Voluntária Máxima
NAF	Nível de Atividade Física
NE	Nível de Escolaridade
NOG	Tarefa motora simples (não cognitiva)
OMS	Organização Mundial de Saúde
PD	Pé Direito
PDOM	Pé Dominante
PE	Pé Esquerdo
<i>RMS</i>	<i>Root Mean Square</i>
SC	Ensino Superior Completo
<i>SENIAM</i>	<i>Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
SL	Teste de Sentar e Levantar
<i>SLOPE</i>	Inclinação da superfície em que a marcha se realizou
SO	Músculo Sóleo
<i>TUG</i>	Teste <i>Time Up and Go</i>

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
1.1	Eletromiografia durante a marcha.....	18
1.2	Marcha sobre planos inclinados.....	19
1.3	Estudos da marcha em populações especiais .....	20
1.4	Dupla Tarefa .....	21
<b>2</b>	<b>OBJETIVO GERAL .....</b>	<b>23</b>
2.1	Objetivos Específicos .....	23
<b>3</b>	<b>HIPÓTESES .....</b>	<b>24</b>
<b>4</b>	<b>JUSTIFICATIVA.....</b>	<b>25</b>
<b>5</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>26</b>
5.1	Participantes.....	26
5.2	Avaliação dos Participantes .....	26
5.3	Caracterização da Amostra .....	29
5.4	Sistema para a Análise Biomecânica .....	30
5.5	Aquisição de dados .....	32
5.5.1	<i>Preparação das Câmeras e do Ambiente de Coleta .....</i>	<i>32</i>
5.5.2	<i>Construção do Sistema de Referência e Calibração das Câmeras.....</i>	<i>33</i>
5.5.3	<i>Preparação dos Participantes.....</i>	<i>36</i>
5.5.4	<i>Aquisição pelas Câmeras e Sincronização das Filmagens.....</i>	<i>39</i>
5.5.5	<i>Aquisição Eletromiográfica .....</i>	<i>40</i>
5.6	Procedimentos Experimentais.....	43
5.6.1	<i>Marcha sobre a esteira .....</i>	<i>43</i>
5.7	Processamento dos Dados.....	45
5.7.1	<i>Medição das Coordenadas dos Marcadores.....</i>	<i>45</i>
5.7.2	<i>Reconstrução Tridimensional das Coordenadas dos Marcadores .....</i>	<i>47</i>
5.7.3	<i>Eletromiografia .....</i>	<i>50</i>
5.8	Análise dos dados .....	51
5.8.1	<i>Variáveis Experimentais .....</i>	<i>51</i>
5.9	Análise Estatística.....	53
<b>6</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>55</b>
6.1	<i>Variáveis Biomecânicas.....</i>	<i>55</i>

6.1.1	<i>Duração da Fase de Apoio</i> .....	55
6.1.2	<i>Duração da Fase de Balanço</i> .....	56
6.1.3	<i>Duração do Duplo Apoio</i> .....	57
6.1.4	<i>Comprimento de Passada</i> .....	59
6.1.5	<i>Comprimento do Passo</i> .....	59
6.2	<i>Variáveis Eletrofisiológicas</i> .....	59
6.2.1	<i>Ocorrência do Pico no Sinal Eletromiográfico</i> .....	59
6.2.2	<i>Amplitude do Pico no Sinal Eletromiográfico</i> .....	61
<b>7</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	<b>62</b>
7.1	Variáveis x Inclinação .....	62
7.2	Variáveis x Tarefa.....	65
7.3	Limitações do Estudo.....	66
<b>8</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>68</b>
<b>9</b>	<b>VIABILIDADE TÉCNICA E FINANCEIRA</b> .....	<b>69</b>
<b>10</b>	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>70</b>
<b>11</b>	<b>APÊNDICES</b> .....	<b>77</b>
11.1	Apêndice A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	77
<b>12</b>	<b>ANEXOS</b> .....	<b>79</b>
12.1	Anexo A – Anamnese .....	79
12.2	Anexo B – Mini Exame do Estado Mental .....	85
12.3	Anexo C – Questionário Internacional de Atividade Física .....	86
12.4	Anexo D – Avaliação Clínica .....	88
12.5	Anexo E – Testes Funcionais.....	89
12.6	Anexo F – <i>QuickScreenFalls Risk Assessment</i> .....	90

## 1 INTRODUÇÃO

O processo natural de envelhecimento é acompanhado por alterações em diversos sistemas fisiológicos, dentre os quais se citam o sistema nervoso central e o sistema musculoesquelético<sup>1,2</sup>. Tais alterações afetam tanto aspectos cognitivos, como a atenção e a memória, quanto aspectos motores, como o controle dos movimentos voluntários, o equilíbrio e a locomoção (mais precisamente, a marcha)<sup>1</sup>. Isso gera um impacto negativo sobre as atividades diárias do idoso e, conseqüentemente, sobre sua produtividade e independência<sup>2</sup>. Todos esses prejuízos para a pessoa idosa induzem a um declínio no bem-estar físico e mental, estando esse declínio associado a um aumento nas taxas de acidentes com quedas, assim como a fatores psicossociais como a depressão e a exclusão social<sup>2,3</sup>.

De acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS), o número de pessoas com idade superior a 60 anos chegará a 2 bilhões até 2050, o que representará um quinto da população mundial<sup>4</sup>. Atualmente, o Brasil tem mais de 28 milhões de pessoas acima dos 60 anos, número que representa 13% da população do país<sup>5</sup>. E esse percentual tende a dobrar nas próximas décadas, segundo a Projeção da População, divulgada em 2018 pelo IBGE<sup>5</sup>. O contínuo aumento da população idosa cria, portanto, a necessidade de se entender o processo de envelhecimento e seus impactos na qualidade de vida<sup>2-11</sup>. Pesquisas recentes têm contribuído para a atenuação dos efeitos negativos do envelhecimento, desenvolvendo conhecimento sobre a prevenção de quedas e a melhora dos processos cognitivos<sup>12-15</sup>. As quedas associadas à instabilidade da marcha estão entre os mais frequentes problemas enfrentados pelos idosos<sup>16,18,19</sup>, gerando altos custos para a saúde pública<sup>17</sup>. Surge, então, a necessidade de se estudar mais a fundo os fatores responsáveis por esta instabilidade, uma vez que a marcha representa um dos mais primitivos movimentos, sendo fundamental para o desenvolvimento do indivíduo e essencial na vida diária<sup>2</sup>.

Durante a marcha, um dos pés está sempre em contato com o solo e, por um breve período de tempo, em cada ciclo, ambos os pés estão sobre o solo (apoio duplo)<sup>20</sup>. Dessa forma, a marcha caracteriza-se como uma sequência alternada de apoio simples e duplo. Por ser um ciclo repetitivo, a análise de poucos ciclos permite a observação de todo o movimento<sup>20</sup>. Para fins de análise, o ciclo da marcha é descrito em termos percentuais, em vez de tempo decorrido, pois os eventos ocorrem em sequência bastante



similar, independentemente do tempo<sup>20</sup>. Em um padrão de marcha típico sobre superfícies planas, a duração da fase de apoio, isto é, a fase em que o pé está em contato com a superfície, suportando o peso do corpo, compreende em torno de 60% do total do ciclo e, a duração da fase de balanço, que compreende o período em que o pé se desloca à frente sem estar em contato com a superfície, 40% do total do ciclo<sup>20</sup>.

Diversos estudos têm explorado a marcha em diferentes situações, abrangendo métodos que variam tanto a inclinação onde ela é realizada, seja em esteira ou em superfícies naturais<sup>21-24</sup>, quanto a sua velocidade, que pode ser auto selecionada (confortável para o sujeito) ou pré-determinada pelo pesquisador<sup>25-29</sup>. No cotidiano, as pessoas se deparam constantemente com superfícies inclinadas nos mais variados ambientes, o que exige diferentes ajustes para o controle do equilíbrio<sup>30</sup>. Logo, análises da marcha nessas condições contribuem para esclarecimentos a respeito dos padrões de movimento adotados pelas diferentes faixas etárias, especialmente aquelas com maior idade. Por isso, um dos tipos de análise mais utilizados tem sido a análise cinemática, a qual envolve a utilização de câmeras de vídeo e *softwares* de análise apropriados a fim de se registrarem variáveis como a velocidade e a aceleração dos segmentos, além dos ângulos das articulações em um ou mais planos, a depender da quantidade de câmeras e disposição dos marcadores<sup>31,32</sup>.

Tem-se mostrado que idosos apresentam comprimentos de passos menores em comparação a indivíduos jovens em diferentes velocidades (velocidade normal, rápida e lenta). Em velocidades baixas e normais, não se apresenta diferença entre o público idoso e o público jovem na frequência de passos<sup>29</sup>. Contudo, em velocidades mais altas, os idosos aumentam moderadamente o comprimento da passada e a cadência<sup>29</sup>. Outro resultado encontrado corresponde à ausência de correlação entre a velocidade de caminhada rápida e a instabilidade na marcha entre os idosos, o que sugere que indivíduos idosos saudáveis podem realizar exercícios de caminhada rápida, isto é, em situações mais desafiadoras, sem maiores preocupações<sup>29</sup>.

Tem-se mostrado ainda, que jovens e idosos apresentam uma maior variabilidade na marcha dependente da velocidade especificamente para as variáveis duração do ciclo (passada), amplitude das articulações do quadril e do joelho no plano sagital, rotações mediais e laterais do joelho, e todos os movimentos de tronco<sup>33</sup>. Os idosos, particularmente, apresentam maior variabilidade para o deslocamento do tronco

independentemente da velocidade adotada. Variáveis como o comprimento do passo, a duração da passada e a oscilação do tronco exibem tendências semelhantes. Essa maior variabilidade demonstrada pelos idosos pode ser explicada pela diminuição da força dos membros inferiores e amplitudes de movimento, sugerindo que essa variabilidade na marcha esteja mais relacionada à diminuição da força e da flexibilidade do que à velocidade de marcha mais lenta<sup>33</sup>.

É importante ressaltar que, na presente investigação, foi avaliada a marcha de indivíduos sobre uma esteira. Portanto, não foi possível avaliar alterações intrínsecas relacionadas à velocidade da marcha. Ademais, trata-se de uma marcha em uma situação não tão habitual para esta população (esteira ergométrica). Se por um lado isto representa uma limitação, por outro, pudemos realizar uma análise com um controle laboratorial mais rígido, através da fixação da velocidade da esteira, levando o indivíduo a adaptar o padrão motor a esta imposição ambiental.

### **1.1 Eletromiografia durante a marcha**

De forma complementar à análise cinemática, a eletromiografia de superfície tem sido utilizada para contribuir com o conhecimento a respeito dos padrões de recrutamento muscular durante a marcha<sup>34,35</sup>. Diversos estudos têm explorado a eletromiografia como recurso na análise da marcha, revelando situações em que essa tarefa se torna mais desafiadora<sup>34</sup>, assim como as estratégias de controle motor adotadas em superfícies inclinadas, por meio das respostas eletrofisiológicas musculares<sup>35</sup>.

Em se tratando dos músculos essenciais ao movimento de marcha, destaca-se o sóleo (SO). O músculo SO funciona como um dos principais atuantes durante o movimento de marcha, contribuindo principalmente na fase de *push off* – deslocamento do corpo à frente a partir da impulsão realizada com a perna posterior -, visto que sua força máxima pode atingir níveis que chegam a 1,5 vezes o peso corporal<sup>35</sup>.

Desta forma, a eletromiografia soma-se à análise cinemática, tornando o estudo da marcha mais robusto, contribuindo para o aumento e qualidade das informações sobre esse movimento rítmico.

## 1.2 Marcha sobre planos inclinados

As pessoas exibem padrões de marcha distintos quando caminham sobre superfícies inclinadas se comparado a superfícies niveladas<sup>36,37</sup>. Dentre a população geral, existem públicos especiais que apresentam padrões de marcha ainda mais distintos, por exemplo, os idosos. Essa população apresenta valores reduzidos de velocidade da marcha e de comprimento do passo em comparação aos jovens<sup>36,37</sup>. O contrário ocorre para variáveis como o tempo de apoio duplo e a cadência, que aumentam se comparados à faixa etária mais jovem<sup>36,37</sup>. Isso revela um ajuste de padrão da marcha mais conservador, onde se busca um caminhar mais estável principalmente em superfícies inclinadas<sup>36</sup>.

Em se tratando dos métodos que tiveram a inclinação como variável independente, Leroux, Fung e Barbeau<sup>21</sup> (2002) investigaram a adaptação postural de oito sujeitos durante a caminhada em rampas para cima e para baixo, com inclinações de -10%, -5%, 0%, +5% e +10%. Tais inclinações também foram utilizadas para análise da adaptação postural dos indivíduos permanecendo parados sobre a esteira. Os resultados desse estudo revelaram que aumentar a inclinação da esteira de 0 a 10% induziu uma postura cada vez mais flexionada do quadril, joelho e tornozelo no contato inicial do pé, bem como uma inclinação progressiva para frente da pelve e do tronco. A diminuição do grau de esteira de 0 a -10%, por sua vez, também levou a uma postura flexionada do quadril no contato inicial do pé, bem como a um aumento na flexão do joelho durante a aceitação do peso e na postura tardia. Essas mudanças foram acompanhadas por uma diminuição gradual em variáveis espaço-temporais como o comprimento da passada, assim como a uma inclinação progressiva para trás do tronco e da pelve. Alterações no alinhamento postural do tronco e da pelve no plano sagital podem ser usadas para facilitar a geração ou a absorção de energia na adaptação às mudanças de inclinação durante a caminhada. Os autores ainda constataram que, durante a permanência sem movimento, o tronco e a pelve permaneceram alinhados em relação à vertical em qualquer inclinação da superfície. Estes resultados mostraram que as adaptações posturais são específicas da tarefa e os requisitos de controle são diferentes na posição em pé e na caminhada sobre uma superfície inclinada.

Lay, Hass e Gregor<sup>22</sup> (2006) utilizaram as análises cinética e cinemática para quantificar os movimentos dos membros inferiores de sujeitos saudáveis, com o objetivo de identificar estratégias de controle motor durante a marcha realizada em

inclinações distintas (-39%, -15%, 0%, +15%, +39%), sob uma velocidade auto selecionada mantida em todas as inclinações. Dessa forma, minimizaram os efeitos da velocidade na dinâmica da marcha. Os resultados sugerem que o caminhar realizado na rampa para cima, na rampa para baixo e na superfície plana não foram regidos pela mesma estratégia de controle motor.

Foi constatado, ainda, que a marcha em rampa para cima é mais extenuante para idosos quando comparados a indivíduos jovens, e que jovens e idosos usam estratégias diferentes para a realização da marcha sobre uma superfície inclinada<sup>39</sup>. Os jovens se deslocam na caminhada para cima, utilizando principalmente os músculos gastrocnêmio e sóleo. Em contraste, os idosos usam a conhecida capacidade compensatória dos músculos do quadril, que envolve maior ativação de músculos como o glúteo máximo durante a marcha em subida, além de apresentarem maior ativação de músculos isquiotibiais como o bíceps femoral para impulsionar o corpo com a perna posterior<sup>39</sup>.

### **1.3 Estudos da marcha em populações especiais**

A partir dos tipos de análise da marcha apresentados (cinemática e eletromiográfica) e da manipulação de variáveis como inclinação na qual se realiza o movimento, múltiplos fatores, bem como modelos experimentais, são introduzidos a fim de se analisar a marcha. Isso ocorre tanto por meio da manipulação conjunta desses fatores<sup>30</sup>, quanto pelo estudo desses fatores em diferentes populações, dentre as quais, pacientes que sofreram Acidente Vascular Encefálico (AVE)<sup>24,39</sup> e pacientes com Esclerose Múltipla<sup>40</sup>.

Phan *et al*<sup>24</sup> (2013), por exemplo, investigaram os parâmetros espaço-temporais da marcha em idosos com AVE e compararam com o desempenho de indivíduos saudáveis na mesma faixa etária. As medidas registradas foram velocidade da marcha, cadência, comprimento do passo, largura da base de apoio, duração de apoio simples e duplo e simetria do comprimento de passo. Tais medidas espaço-temporais foram obtidas durante a marcha com velocidade auto selecionada em um tapete instrumentalizado colocado em três situações distintas: rampa para cima, rampa para baixo e plano, com inclinação de 4,1° (~7%). O grupo com AVE caminhou mais devagar do que o grupo de referência em todas as condições. As análises obtidas dentro do grupo com AVE demonstraram diminuição na velocidade e no comprimento do

passo durante a caminhada em descida, se comparada às caminhadas em subida e no plano. Em contraste, o grupo de referência manteve sua velocidade em todas as situações. Como conclusão, sugeriu-se que caminhar em superfícies inclinadas afetava a velocidade de marcha em pessoas com AVE e isso poderia ter implicações nas atividades da vida diária destes indivíduos.

Samaei *et al*<sup>40</sup> (2016) investigaram os efeitos da caminhada em rampa para cima e da caminhada em rampa para baixo na mobilidade, nas atividades funcionais e na força muscular em pacientes com Esclerose Múltipla. Nesse estudo, destaca-se a utilização da marcha como um método de treinamento, no qual um total de 34 pacientes foi distribuído aleatoriamente entre os grupos que realizariam a marcha em subida (n=17) (com inclinação positiva de 10%), e em descida (n=17) (com inclinação negativa de 10%). Um planejamento longitudinal de intervenções foi formulado, abrangendo 12 sessões mensais com 30 minutos de duração. Após as intervenções, melhoras significativas foram observadas em aspectos como a fadiga, a mobilidade, a funcionalidade, o equilíbrio e a força muscular no grupo que realizou a caminhada em descida se comparado ao grupo que caminhou em subida. Ressalta-se que os efeitos positivos do treinamento da marcha em rampa para baixo se mantiveram por quatro semanas.

Considerando-se especificamente a população idosa saudável, esta apresenta redução da velocidade preferida da marcha e de parâmetros como a cadência e os comprimentos de passo e passada<sup>41</sup>. Todos esses são parâmetros relacionados a uma marcha mais cautelosa<sup>41</sup>. Os idosos saudáveis também adotam um padrão de marcha mais estável nos declives, diminuindo a velocidade e gastando mais tempo no duplo suporte, apesar do aumento das demandas fisiológicas para realizar essa tarefa<sup>36</sup>.

#### **1.4 Dupla Tarefa**

Outro aspecto bastante investigado na literatura referente ao envelhecimento diz respeito à realização de tarefas cognitivas durante a marcha. De maneira mais específica, pesquisas atuais têm analisado tanto variáveis relacionadas ao desempenho motor (locomoção) quanto aquelas relacionadas à cognição<sup>42,43</sup>. A dupla tarefa (cognitiva e motora) se apresenta como um indicador sensível do envelhecimento, uma vez que esse tipo de intervenção exige a integração de múltiplas e simultâneas entradas

sensoriais com comandos motores frente à demanda cognitiva, revelando-se como um fator complicador na execução de tarefas dessa natureza quando estas são realizadas simultaneamente<sup>43</sup>.

As dificuldades são ainda maiores com o avançar da idade<sup>43</sup>. Tarefas cognitivas mais complexas, como operações aritméticas que envolvem a subtração seriada de números, por exemplo, afetam a marcha de populações especiais como pessoas com Doença de Parkinson<sup>44,45</sup>. Logo, estudos como esses são interessantes especialmente em idosos saudáveis, sem nenhum impedimento cognitivo ou motor, podendo ser estendida até mesmo a indivíduos fisicamente ativos, com vistas à possibilidade de identificar precocemente déficits motores associados a mecanismos de atenção, que podem se desenvolver ao longo do processo de envelhecimento.

Em se tratando do gesto motor da marcha, apesar de possuir grande automação, este requer maiores níveis de demanda cognitiva com o avançar da idade<sup>46</sup>. Assim como outras tarefas motoras, a marcha se torna ainda mais desafiadora perante demandas atencionais aumentadas, como em casos de dupla tarefa (cognitivo-motora). Esse fato resulta em interferências tanto em aspectos relacionados ao desempenho cognitivo quanto naqueles relacionados ao desempenho motor<sup>47</sup>. Essas interferências são manifestadas através de alterações em parâmetros relacionados à marcha, como a duração<sup>47</sup> e o comprimento da passada<sup>47,48</sup>, o tempo sobre duplo apoio<sup>48</sup> e a um menor trabalho mecânico gerado na articulação do tornozelo<sup>48</sup>.

Com base na fundamentação teórica apresentada nesta introdução, apresentam-se em seguida os objetivos acerca deste trabalho.

## **2 OBJETIVO GERAL**

O presente estudo tem como objetivo geral verificar a interferência no padrão locomotor de idosos caminhando sobre esteira frente a diferentes inclinações de superfície (rampa para baixo, plano e rampa para cima) e condições de tarefa motora simples (marcha) e dupla tarefa (cognitiva e motora) por meio de uma reconstrução tridimensional do movimento dos pés, complementada por uma análise eletromiográfica do músculo sóleo de ambas as pernas.

### **2.1 Objetivos Específicos**

- Estudar o comportamento dos parâmetros espaço-temporais 1 - duração da fase de apoio, 2 - duração da fase de balanço, 3 - duração da fase de duplo apoio, 4 - comprimento do passo e 5 - comprimento de passada da marcha em rampa para cima, para baixo e no plano, sob condições de tarefa motora simples (marcha) e dupla tarefa cognitiva (subtração seriada) e motora em idosos saudáveis;
- Identificar padrões de ativação muscular em idosos saudáveis por meio da análise eletromiográfica do músculo sóleo de ambas as pernas a partir das variáveis eletrofisiológicas amplitude do pico no sinal eletromiográfico (EMG) e momento de ocorrência do pico de ativação muscular durante o ciclo completo da marcha em diferentes inclinações, sob condições de tarefas motoras simples e tarefa dupla (cognitivo-motora);
- Analisar a interferência da aplicação da tarefa cognitiva nos parâmetros biomecânicos e eletrofisiológicos dos membros inferiores de pessoas idosas durante a caminhada em subida, em descida e no plano, a uma velocidade acima da auto selecionada.

### 3 HIPÓTESES

- Espera-se que a aplicação da tarefa cognitiva durante a realização da marcha altere os padrões de ativação do músculo sóleo a partir da diminuição da amplitude do pico de ativação muscular em condições de dupla tarefa cognitivo-motora devido à maior demanda atencional, portanto, neural, nessas situações;
- Espera-se que variáveis espaço-temporais da marcha como o comprimento do passo e o comprimento da passada diminuam e que o tempo sobre apoio duplo aumente em situações mais desafiadoras como o declive e a dupla tarefa, revelando um padrão de marcha mais estável (conservador).



#### 4 JUSTIFICATIVA

Apesar de terem sido apresentados desenhos metodológicos variados direcionados aos mais diversos públicos na introdução deste escrito, carece-se de um estudo que reúna os aspectos distintos entre os trabalhos citados aplicados a idosos saudáveis especificamente. Essa necessidade se torna ainda maior frente aos esforços da área da saúde em geral em produzir conhecimento científico e de intervenção prática para esse público<sup>49</sup>.

Projeções de censos populacionais têm demonstrado que a população idosa de países como o Brasil tende a aumentar<sup>50</sup>. À medida que a proporção de idosos aumenta, o mesmo acontece com a prevalência de quedas, que são a principal causa de lesões fatais e não fatais entre adultos com idade  $\geq 65$  anos<sup>51</sup>. Logo, surge a necessidade de se diminuir as taxas de quedas nessa população a partir de conhecimentos teóricos e práticos relacionados a um envelhecimento saudável, afastando fatores que prejudiquem a saúde muitas vezes fragilizada de pessoas idosas.

Considerando que a maioria das quedas na população idosa ocorre durante o ato de caminhar<sup>52</sup>, a análise de tarefas simples e cotidianas como o caminhar realizadas em condições mais desafiadoras como aclives e declives, que são frequentemente impostas no cotidiano, ou ainda, em situações com maiores demandas cognitivas, que desviem a atenção do gesto motor, podem elucidar sobre fatores específicos relacionados ao padrão locomotor desse público, interferindo diretamente na qualidade de vida do idoso e na manutenção de sua saúde. A partir da identificação das alterações na marcha nas mais diversas condições, manifestam-se aquelas que são prejudiciais ao equilíbrio e à funcionalidade da pessoa idosa, aumentando-se as chances de se reverter um quadro negativo à saúde do indivíduo pelas mais diversas intervenções. Outra vantagem está relacionada ao tornar público o conhecimento sobre aspectos importantes relacionados à marcha em idosos e à sua saúde, que poderão ser revelados no presente estudo.

## **5 MATERIAIS E MÉTODOS**

### **5.1 Participantes**

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília sob o número 65359817.4.0000.0030. Os voluntários foram esclarecidos quanto aos procedimentos realizados no estudo, e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A). Esta pesquisa é um estudo transversal de caráter experimental, cuja amostra foi composta por 13 idosos (11 mulheres e 2 homens) com média de idade de 72 anos  $\pm$  5 anos, que foram submetidos ao experimento de análise cinemática e eletromiográfica a ser descrito neste trabalho.

A amostra foi selecionada por conveniência com a colaboração do Grupo de Estudos e Pesquisas sobre Atividade Física para Idosos da Universidade de Brasília (GEPAFI - UnB). Os idosos que compuseram a amostra participavam de atividades desenvolvidas pelo GEPAFI – UnB, grupo este, que foi responsável pela triagem dos sujeitos. Entretanto, somente 10 do total de 13 idosos foram avaliados por esse grupo de estudos.

Os critérios de exclusão foram aplicados a: (1) indivíduos que necessitavam do auxílio de dispositivos para locomoção, tais como: bengala, andador ou cadeira de rodas; (2) indivíduos com acometimento cognitivo grave.

### **5.2 Avaliação dos Participantes**

Para o tratamento dos dados, foi atribuído um número específico de identificação (ID) para cada participante.

Inicialmente, a triagem foi feita através de uma anamnese (Anexo A). A partir dessa anamnese, obtiveram-se informações a respeito do nível de escolaridade (NE) dos indivíduos, dentre outras. Aplicou-se, posteriormente, o Mini Exame do Estado Mental (MEEM)<sup>53</sup> (Anexo B), exame, o qual fornece um escore máximo de 30 pontos baseado em funções a serem cumpridas por quem é examinado. Originalmente, qualquer pontuação igual ou superior a 27 classificava um estado mental efetivamente normal (intacto). Abaixo disso, a pontuação indica perda cognitiva grave ( $\leq$  9 pontos), moderada (de 10 a 20 pontos) ou leve (de 21 a 24 pontos)<sup>54</sup>. Entretanto, essa

classificação pode ser adaptada com base na idade e no nível de escolaridade dos sujeitos<sup>55</sup>. Sendo assim, no Brasil, para pessoas com mais de 11 anos de escolaridade, considera-se a função cognitiva afetada quando a pontuação é  $\leq 29$ , enquanto que, para pessoas com 9 a 11 anos de vida escolar, considera-se que a cognição está afetada quando o escore é  $\leq 28$  pontos<sup>56</sup>. Para pessoas com 5 a 8 anos de formação, a pontuação de corte é 26,5, ao passo que, para aquelas com 1 a 4 anos de escolaridade, a pontuação de corte é 25. Por último, para as pessoas analfabetas, esse escore limítrofe é 20<sup>56</sup>.

Aplicou-se também a versão curta do Questionário Internacional de Atividade Física (*International Physical Activity Questionnaire*) (IPAQ – versão curta) (Anexo C), que permitiu a classificação do nível de atividade física (NAF) dos idosos nas categorias: 1 = muito ativo; 2 = ativo; 3 = irregularmente ativo A; 4 = irregularmente ativo B; e 5 = sedentário. Essa classificação foi determinada pelos critérios presentes em Matsudo *et al*<sup>57</sup> (2002).

A triagem dos participantes foi composta, ainda, pelo levantamento de dados antropométricos como a estatura (EST) e a massa corporal (MC) (Anexo D).

O GEPAFI-UnB também foi responsável pela aplicação de testes funcionais (Anexo E). Os testes funcionais aplicados consistiram em uma adaptação do *Senior Fitness Test* proposto por Rikli & Jones<sup>58</sup> (1999). A adaptação consistiu na aplicação de alguns dos testes originalmente propostos. O primeiro deles foi o Teste de Sentar e Levantar (SL)<sup>58,59</sup>, o qual classifica a força dos membros inferiores dos idosos de acordo com a quantidade de repetições realizadas em 30 segundos sem auxílio dos braços. Os valores de referência desse teste se encontram na Tabela 1.

**Tabela 1.** Valores de referência sobre o número de repetições executadas no Teste de Sentar e Levantar. Fonte: Retirado de Safons & Pereira<sup>59</sup> (2007).

Idade (anos)	Idade						
	60 – 64	65 – 69	70 – 74	75 – 79	80 – 84	85- 89	90 – 94
Gênero							
Feminino	12 a 17 repetições	11 a 16 repetições	10 a 15 repetições	10 a 15 repetições	9 a 14 repetições	8 a 13 repetições	4 a 11 repetições
Masculino	14 a 19 repetições	12 a 18 repetições	12 a 17 repetições	12 a 17 repetições	10 a 15 repetições	8 a 14 repetições	7 a 12 repetições

Outro teste funcional aplicado foi o *Time Up and Go*<sup>60</sup> (*TUG*), que classifica os indivíduos de acordo com o tempo para completar uma tarefa. Essa tarefa, segundo o *Senior Fitness Test*, consiste em o idoso levantar-se de uma posição sentada, caminhar por 2,44 metros, virar no sentido contrário, percorrer a mesma distância e, voltar à posição sentada. Para este estudo, foi considerada como retrato do desempenho a média de três tentativas desse teste. Os valores de referência para o *TUG* se encontram na Tabela 2.

**Tabela 2.** Valores de referência de tempo (em segundos) para a realização do teste *Time, Up and Go*. Fonte: Retirado de Safons & Pereira<sup>59</sup> (2007).

Idade (anos)	Gênero						
	60 – 64	65 – 69	70 – 74	75 – 79	80 – 84	85- 89	90 – 94
Feminino	4,4 a 6,0 segundos	4,8 a 6,4 segundos	4,9 a 7,1 segundos	5,2 a 7,4 segundos	5,7 a 8,7 segundos	6,2 a 9,6 segundos	7,3 a 11,5 segundos
Masculino	3,8 a 5,6 segundos	4,3 a 5,7 segundos	4,2 a 6,0 segundos	4,6 a 7,2 segundos	5,2 a 7,6 segundos	5,3 a 8,9 segundos	6,2 a 10,0 segundos

Também foram aplicados os testes de Apoio Unipodal (APU)<sup>61,59</sup> e a *QuickScreen Clinical Falls Risk Assessment*<sup>62</sup> (*FR*) (Anexo F). O teste de Apoio Unipodal classifica os idosos de acordo com o tempo em que o voluntário permanece apoiado sobre o membro dominante com os olhos fechados<sup>59</sup>. São realizadas três tentativas com duração máxima de 30 segundos para cada uma. A duração de cada tentativa do teste é determinada pelo momento em que o voluntário abre os olhos ou retorna ao apoio bipodal<sup>59</sup>. A melhor tentativa, isto é, aquela em que o voluntário manteve-se por mais tempo, configura o desempenho no teste. Nessa avaliação, o idoso é classificado como sem alteração no equilíbrio se for capaz de manter-se sobre apoio unipodal por, no mínimo, 21 segundos de um total de 30 segundos medidos por tentativa<sup>63</sup>.

A *FR*, por sua vez, fornece um valor percentual que representa a chance de queda pela pessoa idosa com base em um escore. Esse escore é determinado pela soma de oito respostas a perguntas que englobam riscos de queda. Para as respostas positivas,

o valor atribuído ao item é 1 e para as respostas negativas o valor do item é 0. Dessa forma, o risco de queda é estimado com base na Tabela 3.

**Tabela 3.** Valores percentuais representando as chances de queda por uma pessoa idosa associado ao escore determinado na *QuickScreen Clinical Falls Risk Assessment*. Fonte: Retirado de Dias<sup>64</sup> (2016).

<b>Número de fatores de risco</b>	<b>0 – 1</b>	<b>2 – 3</b>	<b>4 – 5</b>	<b>6 ou +</b>
<b>Probabilidade de cair</b>	7%	13%	27%	49%

### 5.3 Caracterização da Amostra

A partir das avaliações apresentadas, caracterizou-se a amostra por meio da Tabela 4, que apresenta as informações completas de apenas 10 dos 13 voluntários deste estudo.

**Tabela 4.** Caracterização da amostra

<b>Sujeitos (ID)</b>	<b>Gênero</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>MC (kg)</b>	<b>EST (cm)</b>	<b>PDOM</b>	<b>NE</b>	<b>MEEM (pontos)</b>	<b>NAF (categoria)</b>	<b>TSL (repetições)</b>	<b>TUG (s)</b>	<b>APU (s)</b>	<b>FR (%)</b>
1	F	76	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2	F	72	56,7	156,0	PD	SC	17	4	17	4,83	2,67	27
3	M	77	64,0	173,0	-	MI	23	4	11	7,88	1,86 (PE)	27
4	F	75	63,0	160,0	-	FC	23	2	16	6,08	1,46 (PE)	13
5	F	71	70,0	166,0	-	MC	25	2	14	6,69	2,29 (PE)	27
6	F	69	65,0	168,0	PD	SC	29	2	14	5,69	1,75	13
7	F	66	-	-	PE	SC	28	4	20	7,63	1,72	27
8	F	66	61,0	143,5	PD	FC	21	2	12	6,69	11,88	13

9	M	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
10	F	77	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
11	F	61	64,0	157,0	PD	SC	25	1	30	5,02	13,97	7
12	F	77	49,0	145,0	PD	SC	21	2	7	11,84	-	27
13	F	74	67,0	161,0	PD	SC	28	2	15	4,27	4,60	13
<b>Média/Desvio- Padrão</b>	-	72±5	62±6	159±9	-	-	24±3,6	-	-	6,7±2,1	6,1±5	-

Legendas: ID = Identificação; F = Feminino; M = Masculino; MC = Massa Corporal; EST = Estatura; PDOM = Pé Dominante; PD = Pé Direito; PE = Pé Esquerdo; NE = Nível de Escolaridade; SC = Superior Completo; MI = Médio Incompleto; FC = Fundamental Completo; MC = Médio Completo; MEEM = Mini Exame do Estado Mental; NAF = Nível de Atividade Física; TSL = Teste de Sentar e Levantar; TUG = *Time Up and Go*; APU = Apoio Unipodal; FR = *QuickScreen Clinical Falls Risk Assessment*.

#### 5.4 Sistema para a Análise Biomecânica

A análise cinemática no presente estudo envolveu a integração de equipamentos com o programa de computador (*software*) Dvideow<sup>65,66</sup> (*Digital Video for Biomechanics for Windows 32 bits*) versão 6.02. Em se tratando do programa, o *software* Dvideow pode ser aplicado a diferentes contextos de análise de movimento, dentre muitos, a análise da marcha<sup>65</sup>. Por não exigir equipamentos específicos, permite a utilização de diversos tipos de câmeras, que podem ser desde as câmeras de vídeo mais comuns encontradas no mercado até às mais complexas, como câmeras de infravermelho, por exemplo<sup>65</sup>. O programa também permite a utilização de diferentes tipos de marcadores, que podem ser ativos (emitem luz por meio de alguma fonte/bateria) ou passivos (que refletem a luz infravermelha captada por câmeras especiais) para o registro de movimentos<sup>65</sup>. O sistema ainda integra recursos de detecção automática de marcadores (*tracking*) baseados em conceitos de processamento de imagens, em particular, morfologia matemática<sup>65</sup>.

Os procedimentos de calibração e reconstrução tridimensional disponíveis no sistema Dvideow foram inicialmente propostos por Abdel-Aziz e Karara<sup>67</sup> (1971) e são conhecidos como *Direct Linear Transformation (DLT)*<sup>65</sup>. A *DLT* envolve um sistema de

equações que relaciona as coordenadas de tela (espaço bidimensional) com as coordenadas espaciais (espaço tridimensional) dos pontos de um sistema de referência comum a todas as câmeras, coordenadas estas que devem ser conhecidas. O sistema de equações que compõem a *DLT* é aplicado duas vezes, a primeira para quantificar os parâmetros da transformação (calibração) e a segunda para efetuar a reconstrução tridimensional propriamente dita<sup>65</sup>.

Ressalta-se que, a reconstrução tridimensional do movimento necessita de no mínimo duas câmeras para que seja concretizada<sup>68</sup>.

O sistema Dvideow permite três maneiras de se determinar as coordenadas dos marcadores no plano das imagens, que são: manual, automática e semiautomática<sup>68</sup>.

A medição manual consiste na identificação visual por um operador dos pontos de interesse em cada uma das imagens (quadros da filmagem), com a posterior indicação da posição na tela por meio do cursor comandado pelo *mouse* do computador<sup>68</sup>.

A medição automática utiliza-se de algoritmos de busca de padrões implementados no sistema Dvideow<sup>68</sup>. A fundamentação teórica para a estruturação desses algoritmos de detecção dos marcadores, com posterior obtenção automática das respectivas coordenadas de tela de cada marcador (*tracking*), foi a morfologia matemática<sup>68</sup>.

A medição semiautomática, por sua vez, integra a ação do operador com os recursos existentes para detecção de padrões automaticamente<sup>68</sup>. Nas situações onde essa forma de trabalho é indicada, ou inevitável, salienta-se o ganho de tempo em relação à medição manual onde o funcionamento dos algoritmos de busca é satisfatório<sup>68</sup>. Nesse método de medição, há a possibilidade de interferência no processo automático, pela interrupção da busca quando os resultados não forem satisfatórios ou quando os algoritmos estiverem apresentando falhas, permitindo a correção de medidas feitas automaticamente<sup>68</sup>. Uma vez feitas as correções manuais em algumas imagens, pode-se acionar novamente o processo automático<sup>68</sup>.

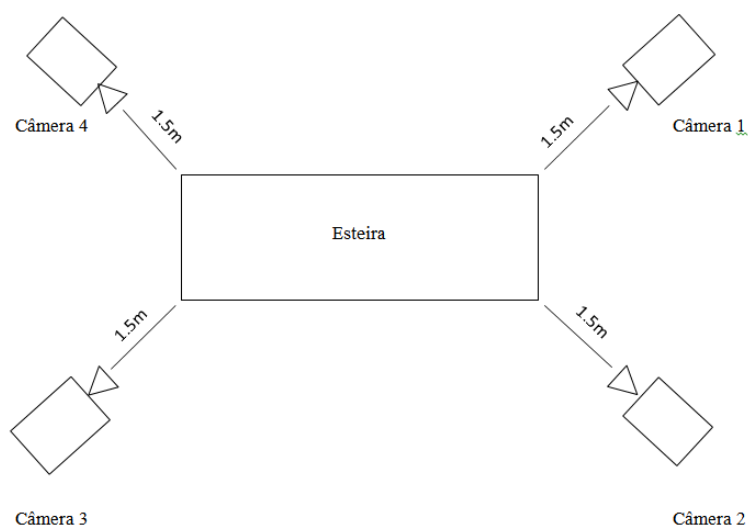
## 5.5 Aquisição de dados

A coleta de dados ocorreu no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Controle Motor da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília (LACOMOT-FEF-UnB). O experimento se deu em um único momento e consistiu na avaliação da marcha dos idosos através de parâmetros espaço-temporais e eletromiográficos.

### 5.5.1 Preparação das Câmeras e do Ambiente de Coleta

Foram utilizadas quatro câmeras de vídeo digitais modelo JVC® (GC-PX100). As câmeras foram devidamente colocadas sobre tripés posicionados diagonalmente a uma distância mínima de 1,5 metros de uma esteira ergométrica computadorizada modelo (TK-35-CEFISE, Brasil) (Figura 1). A esteira permitia ajuste de velocidade (0 a 30 km/h) com incrementos de 0,05 km/h, inclinação (0% a +30%) e declinação (0% a -30%) com incrementos de 0,1%.

A determinação da distância entre as câmeras e o ergômetro foi convencional, visando o melhor enquadramento dos membros inferiores dos voluntários sobre a esteira. As câmeras possuíam resolução de 1920 x 1080 pixels, com extensão dos arquivos de vídeo MOV com a reprodução das 1080 linhas formadoras da imagem de forma progressiva (1080p). O ajuste do tamanho de abertura da íris foi configurado em F=1.8 e o ajuste da velocidade do obturador em 1/500 segundos. A frequência de aquisição adotada foi de 60 Hz (Hertz) (Figura 2)<sup>65,70</sup>.



**Figura 1** – Esquema ilustrando a disposição das câmeras em relação à esteira TK-35 (CEFISE, Brasil).



(A)



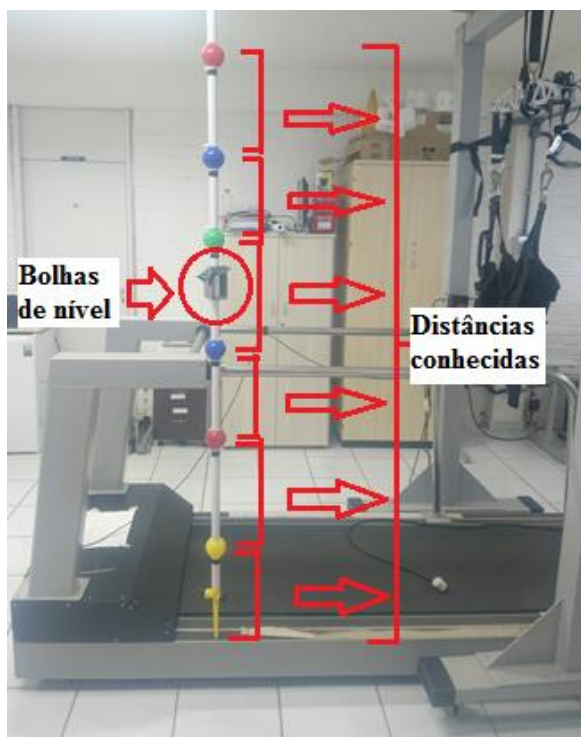
(B)



**Figura 2** - À esquerda, na Figura 2 (A), a câmera JVC® modelo GC-PX100. Fonte: retirada da *Internet*. À direita, na Figura 2 (B), a tela da câmera JVC® (GC-PX100) contendo as configurações principais. Fonte: arquivo pessoal.

### 5.5.2 Construção do Sistema de Referência e Calibração das Câmeras

Em se tratando da construção do sistema de referências feita no presente estudo, esta requereu a utilização de uma haste marcada por pontos, os quais eram separados por distâncias reais conhecidas. A haste também foi equipada com duas bolhas de nível que garantiram a posição vertical (Figura 3).



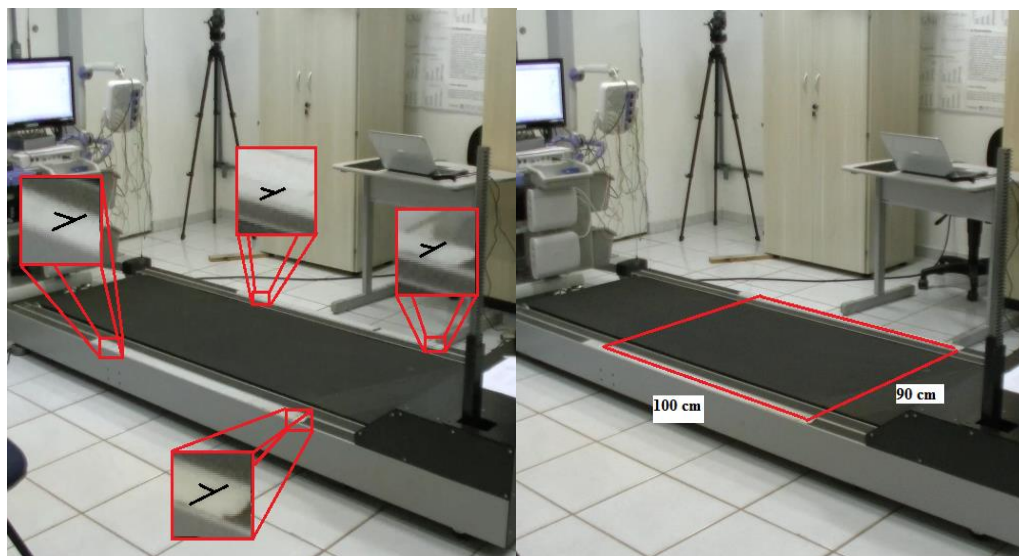
**Figura 3** – Haste equipada com bolhas de nível e com pontos espaçados por distâncias conhecidas. Esse instrumento foi utilizado na construção do sistema de referência tridimensional. Fonte: arquivo pessoal.

Pensando em termos ideais, o sistema de referência deveria representar algo tridimensional (uma gaiola). Porém, devido à limitação do instrumento adotado para ser o referencial (haste), a construção do sistema tridimensional de referências foi adaptada.

Inicialmente, sobre a esteira, foi delimitada uma área retangular de 100 cm (comprimento) x 90 cm (largura) que compreendia a manta da esteira sobre a qual os voluntários caminhariam (Figura 4).

(A)

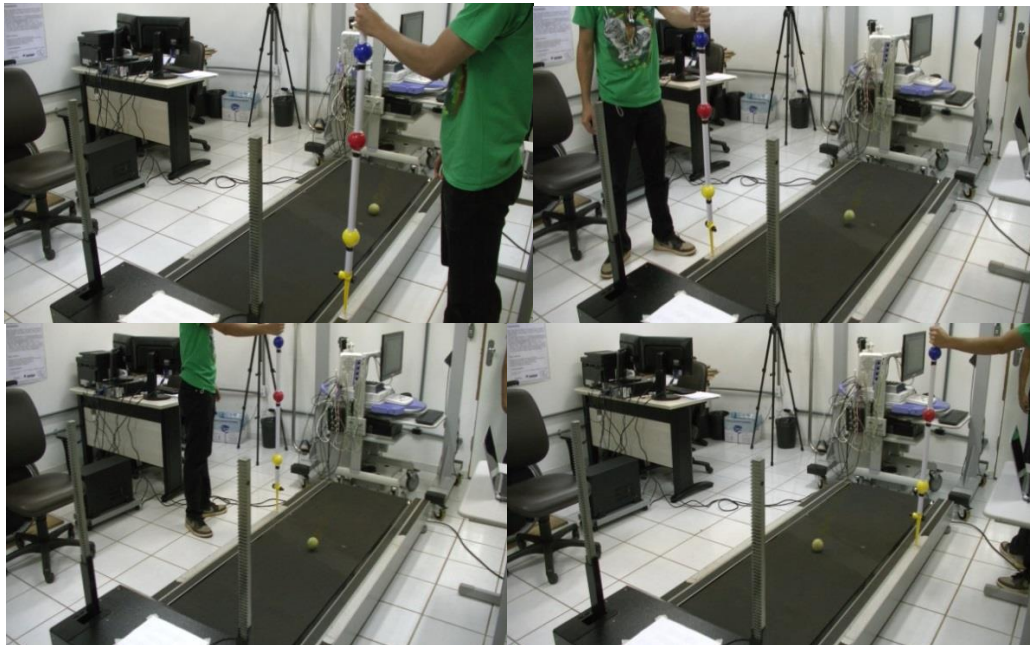
(B)



**Figura 4** – Delimitação da área sobre a esteira. À esquerda, na Figura 4 (A), em destaque, as marcas feitas sobre a esteira, demarcando a área estipulada para a análise cinemática. À direita, na Figura 4 (B), a representação da área delimitada.

Logo, o instrumento de medidas conhecidas foi posicionado em quatro posições (cantos) distintas sobre a esteira, que delimitavam essa área. O conhecimento das dimensões reais do retângulo sobre a esteira permitiu que se determinasse o referencial no plano transversal. Da mesma maneira, o conhecimento das distâncias reais entre os pontos de interesse na haste, permitiu que se determinassem as referências tanto no plano sagital quanto no plano frontal, visto que o instrumento foi posicionado sobre todos os cantos do retângulo delimitado. Para cada vez que a haste era colocada em uma dessas posições, também foram realizadas por todas as câmeras, ao mesmo tempo, tomadas de vídeo registrando a haste em cada um dos cantos. Essas tomadas de vídeo simultâneas também capturaram um evento comum a todas as câmeras, que consistia na passagem de um objeto sobre a esteira, mais precisamente, o quique de uma bolinha de tênis. Ressalta-se que todas as câmeras tinham como perspectiva o centro da esteira. Por ser um evento rápido o suficiente para a frequência de aquisição adotada nas câmeras (60 Hz), isso permitiu que se registrasse um único momento (um único quadro) em que

a bolinha tocava a esteira. Assim sendo, ocorreram, no total, quatro eventos em que o objeto passava sobre a esteira, sendo que ocorria um evento para cada posicionamento da haste (Figura 5).



**Figura 5** – Perspectiva de uma das câmeras registrando os quatro eventos de sincronização (quique da bolinha). Um evento ocorria a cada posicionamento da haste sobre um dos cantos da área delimitada sobre a esteira. Fonte: arquivo pessoal.

Posteriormente à coleta de dados, foi feita a edição dos vídeos que continham esses registros simultâneos de todas as câmeras filmando o quique da bolinha sobre a esteira. Essa edição consistia, primeiramente, na conversão do formato do vídeo de *MOV* para *AVI* (*Audio Video Interleave*), visto que o *software* *Dvideow* reconhece apenas os formatos *AVI*, *BMP* (*Bitmap*) ou *DIB* (*Device-Independent Bitmap Graphic*)<sup>68</sup>. Essa conversão foi realizada por meio do *software* *VirtualDub* versão 1.10.4 para Windows 64 bits. O *software* *VirtualDub* também permitiu a identificação do único quadro que registrava o contato da bolinha na esteira, momento, o qual, era comum às demais câmeras. Dessa forma, cada câmera registrou quatro instantes (quadros), os quais retratavam esse contato.

A construção do sistema referencial com três dimensões foi feita, então, a partir da junção desses quadros (*frames*) em uma única sequência de imagens, na qual se identificaram as coordenadas de tela dos pontos de interesse da haste e do retângulo delimitado sobre a esteira. Essa identificação de coordenadas foi feita em cada uma das quatro imagens da sequência. A junção desses quatro *frames* em uma única sequência de imagens também foi realizada no *software* *VirtualDub*, enquanto que a identificação

das coordenadas de tela dos pontos de interesse foi realizada através do sistema Dvideow. Após a medição dos mesmos pontos de interesse do sistema em cada uma das quatro imagens da sequência, foi possível a reconstrução tridimensional do sistema de referência em uma única imagem por meio de algoritmos específicos desenvolvidos e implementados no sistema Dvideow e, também, através de rotinas desenvolvidas no ambiente MATLAB (versão 9.0; MathWorks, Inc.) (Figura 6). Esses algoritmos presentes no Dvideow também permitiram a posterior reconstrução tridimensional do movimento de marcha que seria executado dentro do espaço determinado pelo sistema de referência. Ressalta-se que, para a análise do movimento no espaço referenciado, todos os registros de todas as câmeras foram convertidos da extensão MOV para a extensão AVI, devido às razões apresentadas anteriormente.



**Figura 6** – Perspectiva de uma das câmeras retratando o sistema tridimensional de referências reconstruído. Fonte: arquivo pessoal.

### 5.5.3 Preparação dos Participantes

Os marcadores utilizados foram LEDs (*Light Emitting Diodes* – Diodos Emissores de Luz) esféricos (ativos), não invasivos afixados à pele do sujeito com uma fita dupla face hipoalergênica. Os marcadores são de propriedade do Laboratório de Biomecânica e Instrumentação da Universidade Estadual de Campinas – *campus* Limeira, São Paulo (LABIN-Unicamp) e foram cedidos para a realização deste trabalho.



Cada marcador foi acoplado a uma bateria de lítio, que foi afixada ao corpo do participante por meio de uma fita com micro poros.

O protocolo adotado neste estudo para posicionamento e orientação dos segmentos corporais foi uma adaptação para membros inferiores do modelo de corpo rígido proposto por Zatsiorsky *et al*<sup>69</sup> (1990). Dito isso, essa adaptação permitiu que se determinassem os segmentos coxa, perna e pé em ambos os lados (direito e esquerdo). Dessa forma, também se adaptou o protocolo de colocação dos marcadores anatômicos proposto por Andrade<sup>71</sup> (2002) e Araújo<sup>72</sup> (2003) para membros inferiores. Os segmentos analisados neste trabalho foram determinados, então, pelo posicionamento dos marcadores nos pontos anatômicos de acordo com a Tabela 5.

**Tabela 5.** Pontos anatômicos sobre os quais se colocaram os marcadores para a determinação dos segmentos corporais de interesse.

Segmentos	Pontos Anatômicos
<b>Coxa</b>	Espinha ilíaca anterossuperior e côndilo lateral da tíbia
<b>Perna</b>	Côndilo lateral da tíbia e maléolo lateral
<b>Pé</b>	Calcâneo, falange distal do 5º dedo e falange distal do 1º dedo.

Em virtude da amostra selecionada para essa pesquisa ser composta por idosos, que, muitas vezes, apresentavam uma marcha irregular, além de fatores como o constrangimento ao participante, adaptou-se o ponto anatômico sobre o qual seria colocado um dos marcadores que delimitariam os segmentos das coxas e, também, aqueles que delimitariam os segmentos dos pés. Originalmente, de acordo com o protocolo de Zatsiorsky *et al*<sup>69</sup> (1990), o marcador mais proximal da coxa deveria estar na região sobre o trocânter maior do fêmur em vez de estar sobre a região da espinha

ilíaca anterossuperior. A adoção deste último ponto anatômico se deu pela maior facilidade ao acesso e fixação do marcador nessa região e conseqüente registro pelas câmeras. Em relação aos marcadores dos pés, estes foram posicionados sobre o calçado, uma vez que os voluntários estavam calçados ao realizarem o movimento de marcha.

Desse modo, totalizaram-se doze marcadores para definir os segmentos coxas, pernas e pés, sendo seis marcadores fixados no lado direito e seis no lado esquerdo (Figura 7).



**Figura 7** – Posicionamento dos marcadores no membro inferior direito de uma das voluntárias. O mesmo se aplica ao lado esquerdo.

Os voluntários também foram paramentados com um colete (*harness*) preso a uma trave sobre a esteira, sem alívio do peso corporal. Todos foram instruídos a caminharem naturalmente, evitando que se apoiassem na trave na lateral da esteira, exceto em casos de emergência. Dessa forma, com a utilização do *harness*, eventuais quedas foram evitadas, garantindo-se a segurança dos participantes (Figura 8).



**Figura 8** – Voluntária paramentada com o *harness*. Fonte: arquivo pessoal.

#### *5.5.4 Aquisição pelas Câmeras e Sincronização das Filmagens*

Cada uma das condições de marcha teve um minuto de duração. Entretanto, muitos dos procedimentos a seguir exigiram operação manual dos equipamentos, o que não permitiu uma perfeita sincronização no início dos registros tanto das câmeras como do sinal eletromiográfico (EMG), a ser descrito mais adiante. Sendo assim, algumas ações durante o experimento foram adaptadas a fim de que se obtivesse uma sincronização apropriada dos registros das câmeras e, posteriormente, entre esses registros e o sinal do EMG. A primeira adaptação foi nas durações da filmagem e da

aquisição eletromiográfica durante uma condição experimental. Essa duração precisava ser maior do que os 60 segundos da cada condição, pois era necessário que se desconsiderasse o tempo em que os sinais das câmeras e do EMG ainda não estavam devidamente sincronizados. Sendo assim, estipulou-se um tempo total desses registros de 80 segundos, dos quais eram descontados os 20 segundos iniciais para a realização dos procedimentos de sincronização descritos a seguir.

Dito isso, o registro do movimento da marcha pelas câmeras iniciou-se a partir de um comando de voz dado por um dos pesquisadores no local. Outros pesquisadores colaboravam na operação das câmeras e iniciavam a gravação após esse comando. Estando o voluntário já em movimento (tomada dinâmica) na condição determinada, isto é, na velocidade, na inclinação e na tarefa específicas de cada condição, emitia-se outro comando de voz para que se apagassem e acendessem as luzes do ambiente de forma breve. Esse evento foi percebido nos registros de todas as câmeras, uma vez que todas filmavam ao mesmo tempo. Dessa forma, posteriormente à coleta de dados, escolheu-se um *frame* específico que retratava esse evento de apagar e acender das luzes do ambiente. Esse *frame* pertencia ao registro de apenas uma das câmeras. Logo, essa câmera serviria de referência para as demais, nas quais se identificou o mesmo instante. Assim, apesar de cada câmera registrar o mesmo instante em *frames* diferentes, a sincronização dos registros entre elas foi possível a partir da câmera de referência.

Ao final de cada condição de realização da marcha, novamente era dado um comando de voz para que se parassem, por meio de acionamento manual, os registros feitos pelas câmeras.

#### 5.5.5 Aquisição Eletromiográfica

Para a obtenção do sinal eletromiográfico (EMG) de superfície, houve a preparação da pele do voluntário, que consistia na limpeza com álcool 70% e algodão das regiões sobre o músculo sóleo de ambas as pernas. A colocação dos eletrodos sobre a pele obedeceu às recomendações do *SENIAM*<sup>73</sup> (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) (Figura 9). Dessa forma, os eletrodos foram posicionados sobre essas regiões, captando a atividade elétrica do sóleo em ambas as pernas.





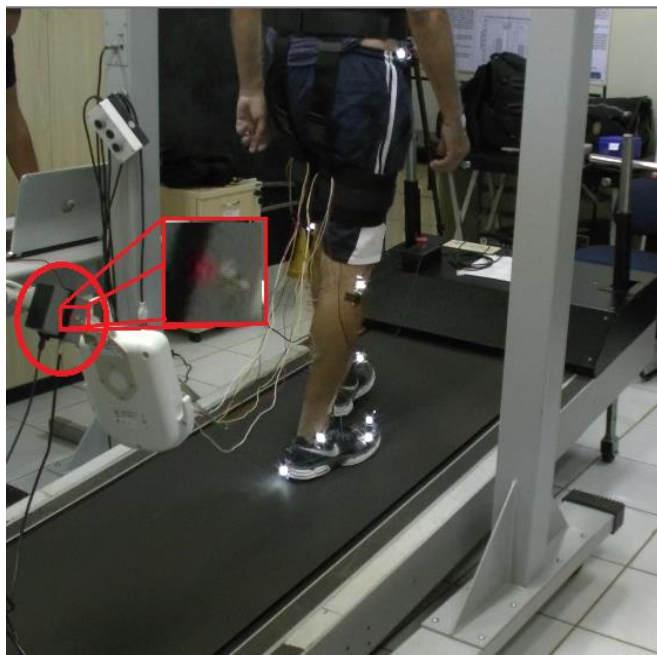
**Figura 9** – Posicionamento dos eletrodos para captação da atividade eletromiográfica (EMG) do músculo sóleo de ambas as pernas.

Os sinais de EMG foram adquiridos com uma taxa de amostragem de 1200 Hz, utilizando-se uma banda do filtro entre 20 e 500 Hz. Para se obter a envoltória, o EMG foi retificado e filtrado por um filtro passa baixas *Butterworth* de 4ª ordem com frequência de corte em 5Hz incorporado a programas customizados no ambiente MATLAB. Em virtude da duração do ciclo da marcha diferir para cada passo, realizou-se a reamostragem (promediação) dos sinais de EMG captados para que todos tivessem o mesmo tamanho, isto é, o tamanho do maior.

A aquisição eletromiográfica era iniciada manualmente por um pesquisador logo que se apagavam e acendiam as luzes do ambiente. Um detalhe importante diz respeito ao fato das frequências de aquisição das câmeras e do EMG serem múltiplas, 60 Hz e 1200 Hz, respectivamente. Isso permitiu uma relação de proporções matemáticas entre elas. Essa proporção foi fundamental no processo de sincronização dos sinais descrito a seguir.

A sincronização entre o EMG e o sinal das câmeras se deu com o auxílio de um dispositivo eletrônico (*trigger*), que era acionado manualmente no início de cada aquisição. Esse dispositivo possuía uma pequena luz vermelha que indicava quando o *trigger* era acionado. Isso serviu como referência para o registro das câmeras, já que o dispositivo foi instalado de tal maneira que permitia a visualização dessa pequena luz por uma das câmeras (Figura 10). Devido à sincronização das câmeras garantida em um momento pós-coleta, conforme descrito na seção anterior, automaticamente obteve-se o

instante (quadro) específico que correspondia ao acionamento do dispositivo (acendimento da luz vermelha) no registro de todas as câmeras.



**Figura 10** – *Trigger* com a luz indicadora de acionamento acesa.

Além de estar devidamente posicionado para a visualização de uma câmera, esse dispositivo ainda estava acoplado ao equipamento que registrava os sinais de EMG, de modo que, ambos, dispositivo e equipamento, possuíam comunicação direta entre si via cabo. O equipamento utilizado para a aquisição dos sinais de EMG foi o eletromiógrafo Neuropack X1 MEB-2300 (NIHON KOHDEN, Japão) (Figura 11). Devido à comunicação existente entre o dispositivo e o eletromiógrafo, registrou-se uma interferência (artefato) no sinal de EMG no momento em que o *trigger* foi acionado. Em um momento após a coleta de dados, plotou-se o sinal do EMG adquirido, permitindo-se a identificação do instante em que ocorreu essa perturbação devido o acionamento do *trigger*. Dessa forma, levando-se em consideração as frequências de aquisição de cada sinal, isto é, conhecendo-se a proporção matemática entre elas, sincronizaram-se ambos os registros (EMG e câmeras).



**Figura 11** – Equipamento de aquisição de sinais eletromiográficos Neuropack X1 MEB-2300 (NIHON KOHDEN, Japão). Fonte: Retirada da Internet.

Ao final de cada condição experimental, a aquisição do EMG era encerrada automaticamente. Isso ocorria, pois havia o recurso para se determinar a duração da aquisição eletromiográfica via computador.

Tendo sido realizada a marcha em todas as condições experimentais, obtiveram-se os sinais referentes à contração voluntária máxima (*maximal voluntary contraction - MVC*) dos músculos sóleo de ambas as pernas para normalização. Isso permitiu que se comparasse a atividade muscular entre os indivíduos<sup>74</sup>.

## 5.6 Procedimentos Experimentais

### 5.6.1 Marcha sobre a esteira

Após a devida preparação, cada voluntário fez uma breve familiarização na esteira. Essa familiarização consistiu, primeiramente, no início do movimento da esteira, que era controlada por um pesquisador por meio de um *software* específico. A velocidade aumentava de forma progressiva enquanto o pesquisador perguntava constantemente ao voluntário sobre a nova situação imposta. O voluntário, então, reportava ao pesquisador frequentemente sobre a velocidade na qual caminhava, isto é, comunicava se a velocidade adotada estava acima ou abaixo da região de conforto. Salienta-se que, ao voluntário foi dada a orientação de que a velocidade da marcha deveria ser confortável, no ritmo de caminhada usual da pessoa. Assim, o aumento da

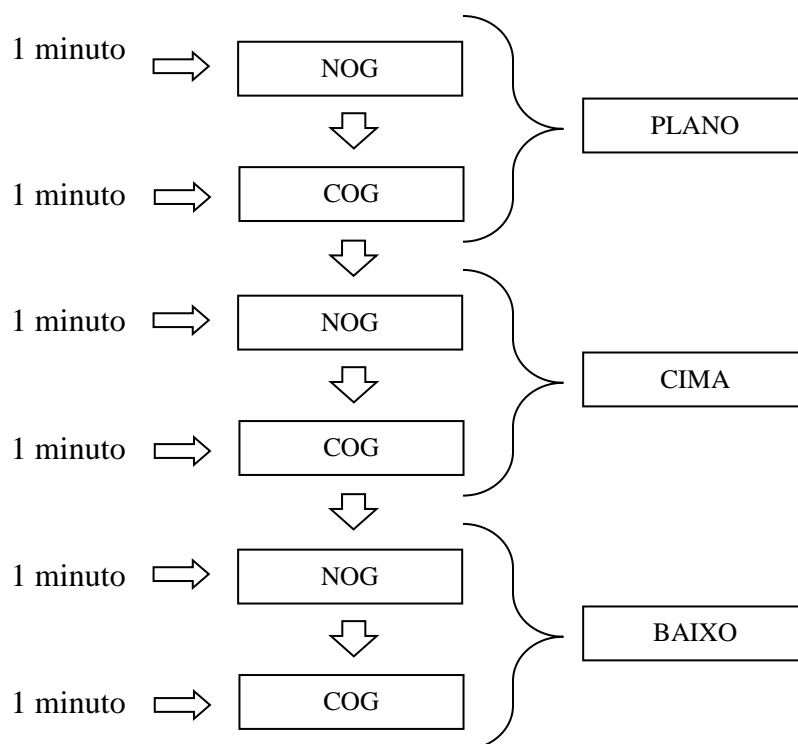
velocidade da esteira foi gradativo até que se determinasse um ritmo de marcha confortável, auto selecionado pelo participante.

Realizada a familiarização, a esteira era desacelerada até que o voluntário parasse de caminhar. Definida a velocidade auto selecionada, calculou-se 30% dela. Esse percentual serviria de base para a adoção de uma marcha mais rápida ao longo de diversas condições durante o experimento. Essa velocidade maior foi definida somando-se esse valor percentual (30%) à velocidade auto selecionada determinada anteriormente<sup>75</sup>. Os participantes caminharam, então, ao longo do experimento, apenas na velocidade auto selecionada aumentada em 30%.

Determinaram-se, também, diversas inclinações da esteira sobre a qual se executou o movimento da marcha. Foram três as inclinações determinadas: rampa para baixo (inclinação de -10%), plano (inclinação em 0%), e a rampa para cima (inclinação em +10%)<sup>40</sup>.

Houve também o emprego de uma tarefa cognitiva em algumas das condições experimentais, que consistia em uma subtração seriada de sete algarismos<sup>76,77</sup>. Escolheu-se essa tarefa, pois ela é amplamente aplicada nesse tipo de paradigma que envolve dupla tarefa (cognitiva e motora), além de alterar consideravelmente o desempenho motor da marcha e do controle postural<sup>77,78</sup>. O participante, então, subtraía sete algarismos constantemente durante o período de uma aquisição, reportando o resultado da operação aritmética em voz alta. Dessa forma, houve condições em que se aplicou a tarefa cognitiva junto com a marcha (COG) (dupla tarefa cognitivo-motora) e outras em que não se aplicou (NOG) (tarefa motora simples). Ressalta-se que, cada aquisição tinha a duração de um minuto.

Dito isso, no total, foram seis condições distintas de realização da marcha ao longo de todo o experimento. Não tendo sido feita nenhuma aleatorização na ordem das condições, estas foram dispostas de acordo com a Figura 12.



**Figura 12** – Esquema apresentando a ordem das condições em que foi realizada a marcha.

## 5.7 Processamento dos Dados

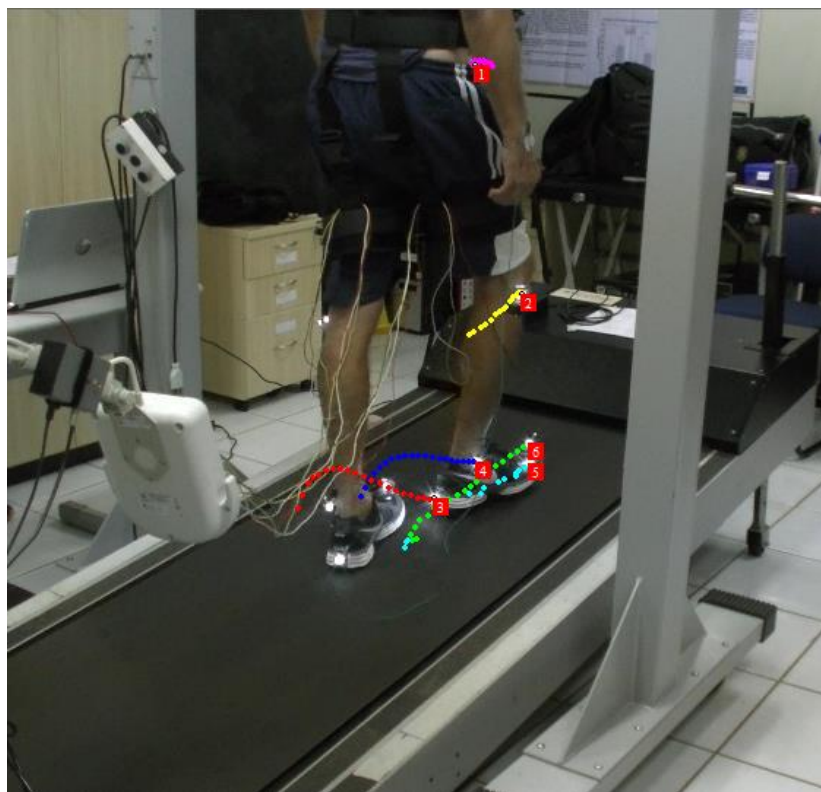
### 5.7.1 Medição das Coordenadas dos Marcadores

Após a coleta de dados, todos os registros de todas as câmeras foram convertidos da extensão MOV para a extensão AVI no programa VirtualDub. Convertidos, os registros eram abertos no programa Dvideow, no qual se realizavam as medições das coordenadas dos marcadores nos trechos de interesse de cada condição experimental. Para este estudo, o trecho de interesse correspondia a 15 ciclos da marcha completos realizados no meio da aquisição<sup>79</sup>. Definiu-se como ciclo da marcha completo (passada) o intervalo entre o toque do calcanhar de uma perna até o toque do calcanhar seguinte do mesmo membro (ipsolateral).

Um fato importante é que, não se realizou a medição das coordenadas de todos os 12 marcadores, ou seja, de ambos os lados, de uma só vez. Para uma câmera que registrava o movimento do membro inferior direito do voluntário, por exemplo, não era possível que se medissem as coordenadas dos marcadores do lado esquerdo, devido o posicionamento das câmeras em relação ao movimento realizado. No processo de medição adotou-se, portanto, o padrão de que apenas duas câmeras, que observavam o

mesmo membro integralmente – esquerdo ou direito – durante uma aquisição teriam seus respectivos registros utilizados para a posterior reconstrução tridimensional. Esse padrão de medição foi adotado ainda que alguns marcadores do membro contralateral aparecessem parcialmente nas filmagens (Figura 13). Dessa forma, ambos os lados do sujeito foram analisados independentemente um do outro, apesar de sincronizados.

Dito isso, o registro das coordenadas dos marcadores se deu de maneira semiautomática. Logo, em alguns momentos o sistema Dvideow realizava o *tracking* (medição automática) das coordenadas dos marcadores para cada *frame* e, em outros, o operador do sistema intervia, realizando medições manuais por alguns quadros, além de corrigir, eventualmente, falhas na medição automática.



**Figura 13** – Medição das coordenadas dos marcadores na perspectiva de uma das câmeras. Devido o posicionamento, realizaram-se as medições em cada câmera para apenas um lado do sujeito em cada perspectiva.

Realizados os devidos registros, os arquivos contendo as coordenadas bidimensionais (2D) dos marcadores eram arquivados para a posterior reconstrução tridimensional (3D) do movimento.

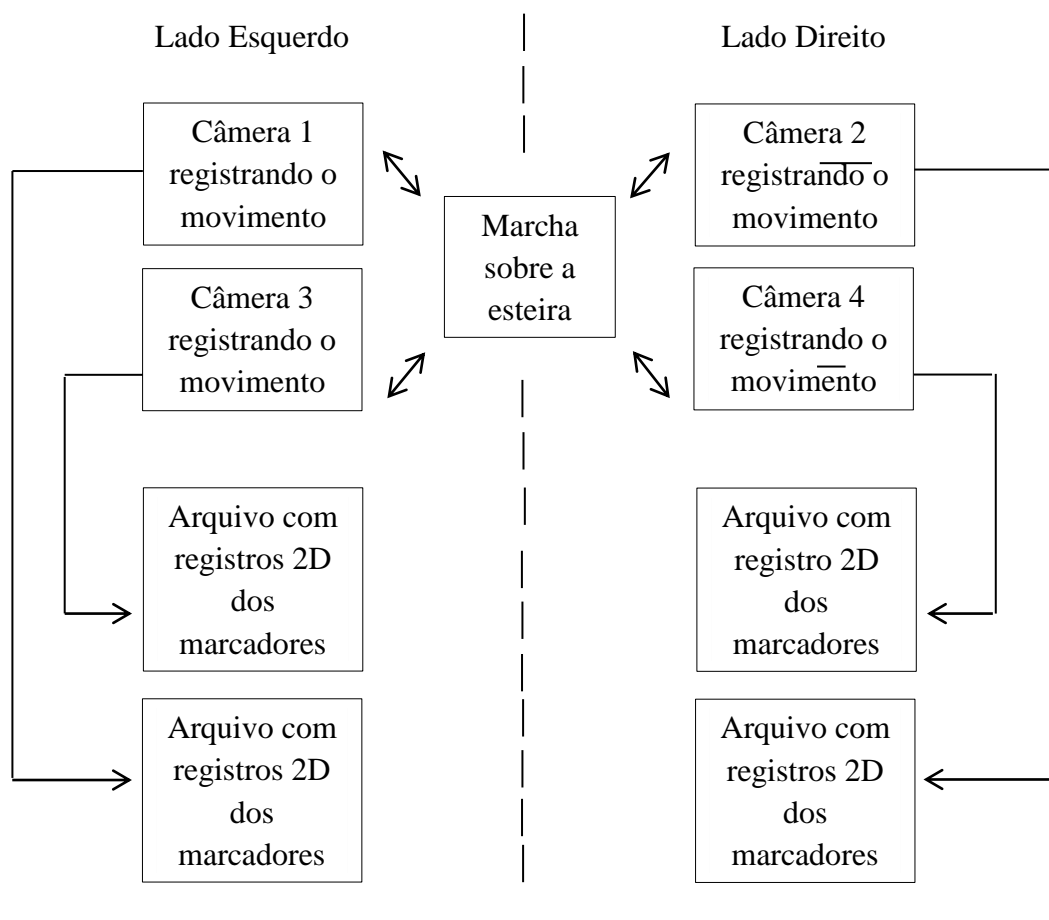
### 5.7.2 Reconstrução Tridimensional das Coordenadas dos Marcadores

A partir dos arquivos com o registro das coordenadas, deu-se início ao processo de reconstrução tridimensional no sistema Dvideow. Para isso, utilizavam-se dois arquivos com coordenadas, um de cada câmera, que deveriam, necessariamente, ter filmado o mesmo lado do indivíduo. Tendo sido garantida a sincronização dos registros, logo se obteve a medição da trajetória dos marcadores simultaneamente em duas perspectivas distintas, cumprindo-se, assim, os requisitos para a realização da reconstrução 3D.

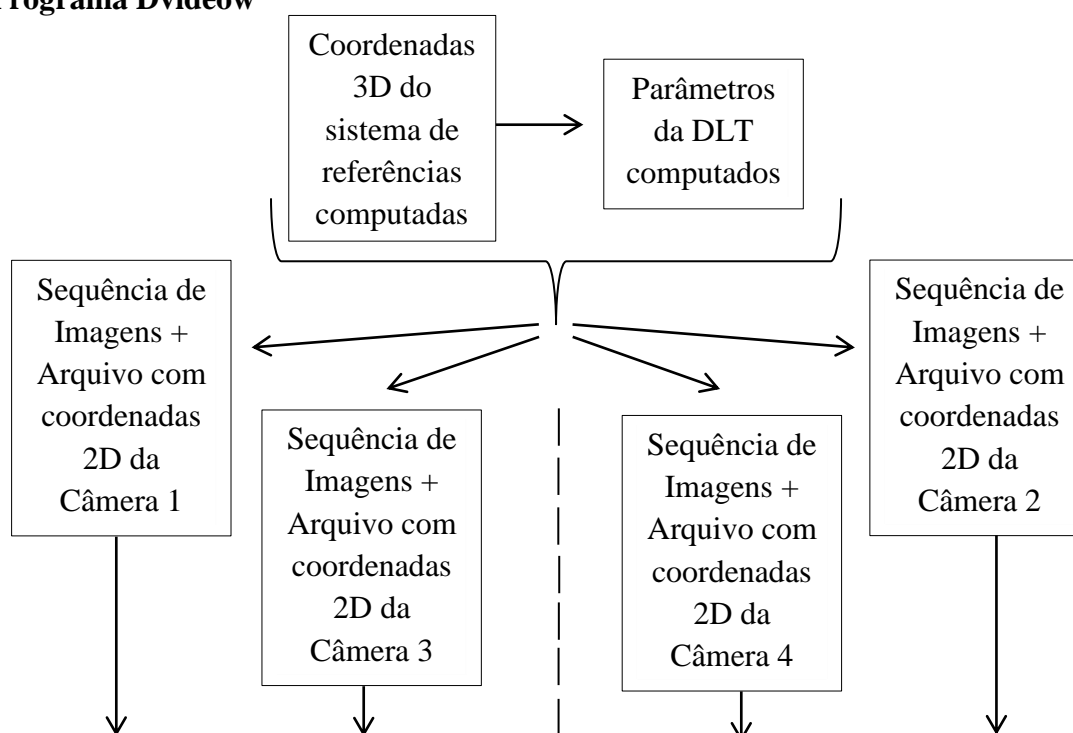
Para que os registros 2D de ambas as câmeras fossem reconstruídos em apenas um registro 3D, era necessário que se computassem as coordenadas tridimensionais do sistema de referências criado, seguido da aplicação das equações da *DLT* por meio dos algoritmos presentes no *software* Dvideow. Essa etapa garantia os parâmetros da calibração realizada no início da coleta de dados. Após isso, ainda no programa Dvideow, carregavam-se as sequências de imagens das duas câmeras em questão, assim como os respectivos registros com as coordenadas bidimensionais dos marcadores.

Abaixo, a Figura 14 apresenta as etapas que compõem o processo de reconstrução tridimensional.

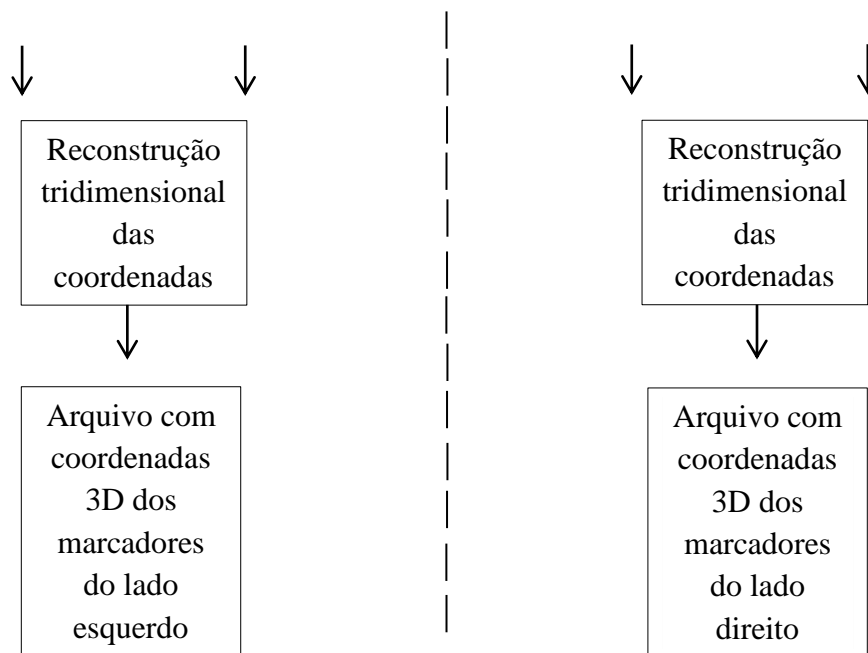
### Ambiente de coleta



### Programa Dvideow

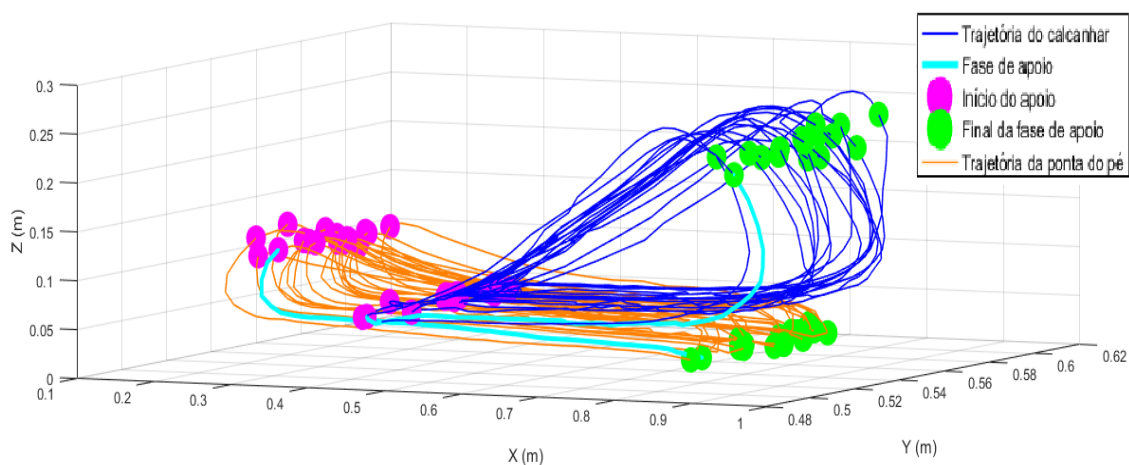






**Figura 14** – Organograma ilustrando as etapas do processo de reconstrução tridimensional das coordenadas dos marcadores. Fonte: arquivo pessoal.

Após esse processo, era gerado um arquivo (matriz) composto pelas coordenadas tridimensionais dos marcadores que descreviam o movimento da marcha para ambos os lados independentemente. Na Figura 15 são apresentados os registros tridimensionais dos marcadores dos pés (calcâneo e falange distal do 1º dedo), marcadores utilizados para o cálculo das variáveis espaço-temporais deste estudo.



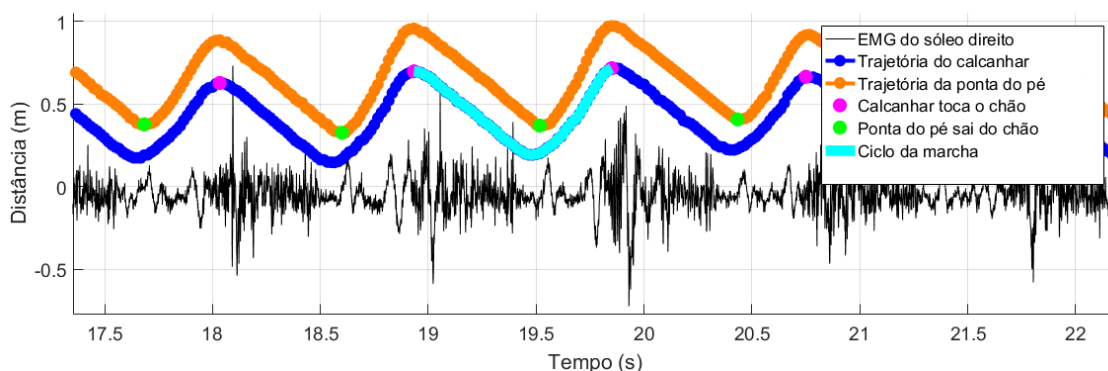
**Figura 15** – Plotagem do registro tridimensional dos marcadores do calcâneo e da ponta do pé direito. Fonte: arquivo pessoal.

Posteriormente, esse vetor foi plotado em ambiente MATLAB junto com os sinais de EMG. Todos os dados de EMG e cinemática foram processados através de programas customizados no ambiente MATLAB.

### 5.7.3 Eletromiografia

Especificamente para o EMG, a determinação do ciclo da marcha se deu através da atividade elétrica do músculo sóleo registrada entre um toque do calcanhar e o toque do calcanhar seguinte do mesmo membro, exatamente as mesmas referências utilizadas para os dados de cinemática. Dessa forma, o ciclo da marcha era referenciado para cada membro separadamente, sendo que, para o membro direito, considerava-se o EMG do sóleo direito e as trajetórias dos marcadores do pé direito (calcâneo e ponta do pé), enquanto que, para o membro esquerdo, considerava-se o EMG do sóleo esquerdo e as trajetórias dos marcadores do pé esquerdo, sendo esses marcadores, calcâneo e ponta do pé da mesma forma.

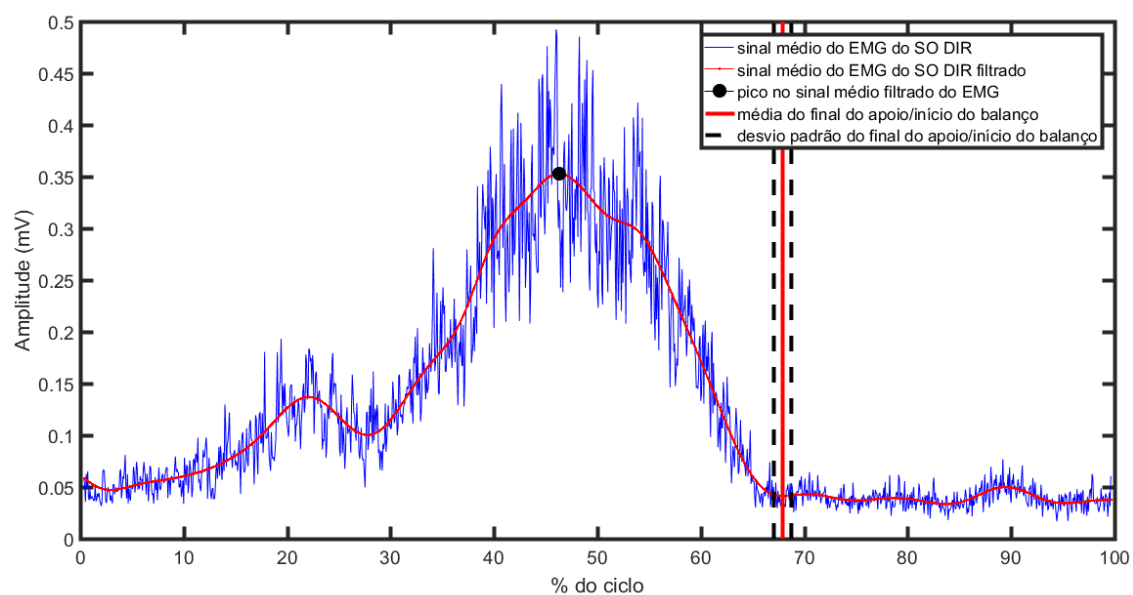
Em seguida, realizou-se a plotagem do sinal eletromiográfico do sóleo (direito ou esquerdo) adquirido ao longo das tomadas dinâmicas juntamente com o sinal que representava a trajetória dos marcadores do calcâneo e da ponta do pé (direito ou esquerdo), especificamente (Figura 16). A partir da trajetória do calcanhar, determinavam-se como referências na marcha os toques do calcanhar na superfície (*heel strikes*), enquanto que, a partir da trajetória da ponta do pé, determinavam-se como referências os momentos de saída do dedo da superfície (*toe-off*).



**Figura 16** – Plotagem do sinal do EMG do sóleo direito junto com o registro dos marcadores do calcâneo e da ponta do pé na direção anteroposterior.

Devido às frequências de aquisição de ambos os sinais (EMG e cinemática) serem múltiplas entre si, isso permitiu que, a partir dessa plotagem em conjunto dos sinais (EMG e câmeras), se identificassem essas referências (toques do calcanhar e saídas do dedo) para ambos os registros simultaneamente, determinando-se, assim, fases da marcha como, a fase de balanço e a fase de apoio, por exemplo. Ressalta-se que, para a análise eletromiográfica deste estudo, foram levados em consideração apenas o registro da atividade elétrica e a *MVC* dos músculos sóleos para a análise das variáveis.

Houve, ainda, a normalização das amplitudes do EMG pelo valor *RMS* (*root mean square*) da *MVC*, enquanto que o tempo foi normalizado pelo percentual do ciclo da marcha. Através da captação do EMG, observaram-se padrões de recrutamento muscular relacionados à amplitude do registro eletromiográfico e ao momento de maior ativação muscular dos sóleos durante todos os 15 ciclos completos da marcha analisados nas diversas condições experimentais (Figura 17).



**Figura 17** – Plotagem do sinal médio do EMG do sóleo direito retificado e promediado e do sinal médio filtrado para os 15 ciclos analisados. Observam-se a média e o desvio padrão do momento em que se encerra a fase de apoio e se inicia a fase de balanço, além do pico do sinal médio filtrado no EMG.

## 5.8 Análise dos dados

### 5.8.1 Variáveis Experimentais

Para a análise do padrão de marcha dos idosos, determinaram-se como variáveis experimentais os parâmetros biomecânicos (variáveis espaço-temporais), as variáveis

eletrofisiológicas (padrões de recrutamento muscular), bem como, as alterações nessas variáveis provenientes das diferentes inclinações e das tarefas (simples ou dupla). Também se verificou a interação entre as inclinações e as tarefas.

#### 5.8.1.1 Variáveis Biomecânicas

Os parâmetros espaço-temporais foram obtidos com base em Kirtley<sup>80</sup> (2006), que utiliza as coordenadas tridimensionais dos marcadores dos calcâneos como referência para o cálculo dos parâmetros espaço-temporais<sup>32</sup>. Obtiveram-se os seguintes parâmetros: 1 - duração da fase de apoio; 2 – duração da fase de balanço; 3 – duração da fase de duplo apoio; 4 – comprimento do passo; e 5 - comprimento da passada.

A duração da fase de apoio foi definida como o intervalo de tempo entre os eventos de toque do calcanhar de um pé e a saída do dedo desse mesmo pé, enquanto que a duração da fase de balanço foi determinada pelo intervalo de tempo entre os eventos de saída do dedo de um pé e o toque do calcanhar desse mesmo pé.

As variáveis comprimento do passo, comprimento de passada e duração do duplo apoio foram calculadas considerando-se um membro em relação ao outro. A identificação do comprimento do passo se deu pela distância entre o marcador da ponta do pé mais atrás (saída do pé do chão) e o marcador do calcâneo do pé mais à frente (toque do calcanhar). O cálculo do comprimento de passada envolveu a soma do comprimento do passo de um lado com o comprimento do passo seguinte realizado pelo membro contralateral. Para o cálculo de variáveis como a duração do apoio duplo, consideraram-se as referências (toques do calcanhar e saídas do dedo) de uma perna em relação à outra, uma vez que todos os registros (câmeras e EMG) estavam sincronizados. Assim, o duplo apoio com a perna esquerda à frente foi definido como o intervalo de tempo entre o toque do calcanhar do pé esquerdo e a saída do dedo do pé direito. De maneira semelhante, o duplo apoio com o pé direito à frente foi definido pelo intervalo de tempo entre o toque do calcanhar do pé direito e a saída do dedo do pé esquerdo. O cálculo de todas essas variáveis se deu através do ambiente MATLAB. Para a análise dos parâmetros espaço-temporais, considerou-se a média das médias de cada variável obtidas para cada sujeito nos 15 ciclos da marcha relatados na etapa de processamento.

### 5.8.1.2 Variáveis Eletrofisiológicas

Assim como as variáveis biomecânicas, calculou-se a média do EMG retificado dos sóleos em ambos os lados ao longo dos 15 ciclos determinados para cada sujeito e, após isso, definiu-se uma média geral considerando-se todos os sujeitos. Dessa forma, definiram-se como variáveis eletrofisiológicas as amplitudes do pico no EMG retificado médio dos sóleos, bem como o momento da ocorrência desse pico em relação ao percentual do ciclo completo. Ambas as variáveis eletrofisiológicas foram calculadas para um membro independentemente do outro, da mesma maneira feita com as variáveis biomecânicas. Todos os cálculos se deram em ambiente MATLAB.

## 5.9 Análise Estatística

Inicialmente, aplicou-se um teste de Kolmogorov-Smirnov para se verificar a normalidade dos dados. O teste foi aplicado para todas as variáveis do estudo, considerando-se todas as inclinações e tarefas experimentais. As variáveis biomecânicas (parâmetros espaço-temporais) tiveram distribuição normal, com exceção da variável duração do apoio. As variáveis eletrofisiológicas também apresentaram distribuição não normal. Por isso, configurou-se uma análise estatística de delineamento misto. Mais precisamente, uma ANOVA de 2 vias com medidas repetidas paramétrica foi aplicada para aquelas variáveis com distribuição normal, enquanto que outros testes estatísticos não paramétricos (Kruskal-Wallis e Wilcoxon) foram aplicados a fim de que se obtivessem as mesmas comparações expressas pela ANOVA, porém, para aquelas variáveis com distribuição não normal<sup>81</sup>.

A ANOVA paramétrica foi aplicada a fim de se verificar o comportamento das variáveis em relação às inclinações (*SLOPE*) e às tarefas (COG e NOG), bem como, a interação entre ambos os fatores (*SLOPE* x COG/NOG). Ainda aplicou-se o *post hoc* de Bonferroni a fim de que se identificassem diferenças entre as inclinações, bem como entre as tarefas e, ainda, entre as interações (inclinações x tarefas).

Para aquelas variáveis com distribuição não normal, realizou-se um procedimento estatístico expresso em Raposo & Nakano<sup>82</sup> (2016). Primeiramente, se calculou a média (MED) e a diferença (DIF) entre as condições com e sem tarefa

cognitiva, considerando-se todas as rampas. Em seguida, aplicou-se uma ANOVA não paramétrica de Kruskal-Wallis em dois momentos. No primeiro momento, o efeito entre as inclinações foi verificado, testando-se MED em relação à *SLOPE*. No segundo momento, verificou-se a interação entre os fatores inclinação e tarefa (*SLOPE* x COG/NOG) através do teste entre DIF e *SLOPE*. Ainda com relação a essas variáveis com distribuição não normal, aplicou-se um teste de Wilcoxon pareado não paramétrico para se compararem as situações com tarefa simples e tarefa dupla (COG x NOG) para cada inclinação separadamente.

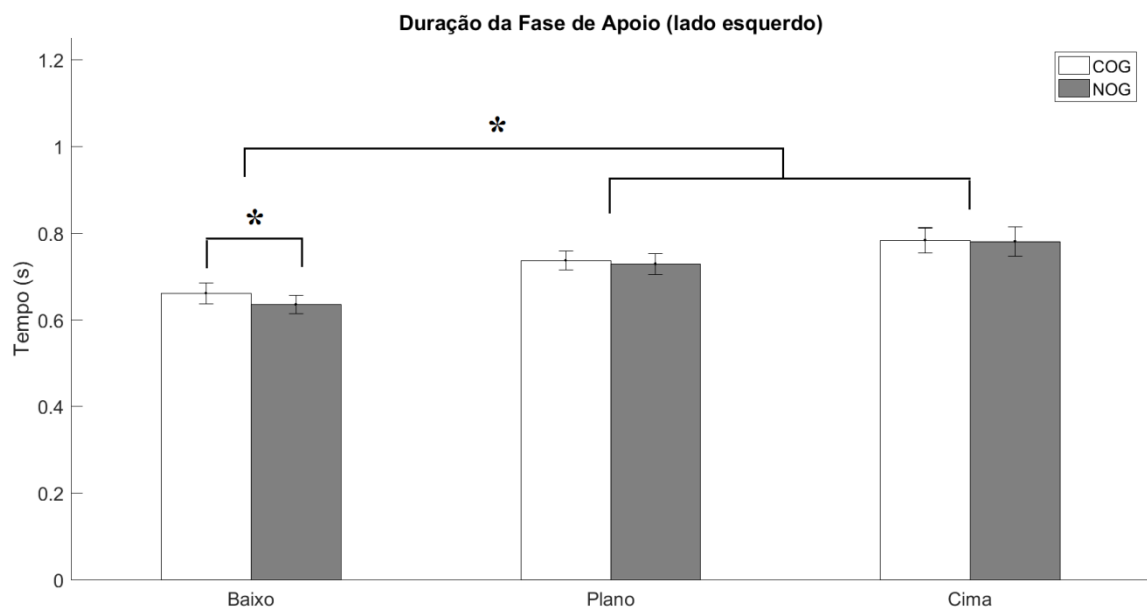
O nível de significância adotado para todos os testes foi de  $p < 0,05$ . A análise estatística foi realizada no *software* IBM SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences* – Chicago, IL, USA) versão 22.0.

## 6 RESULTADOS

### 6.1 Variáveis Biomecânicas

#### 6.1.1 Duração da Fase de Apoio

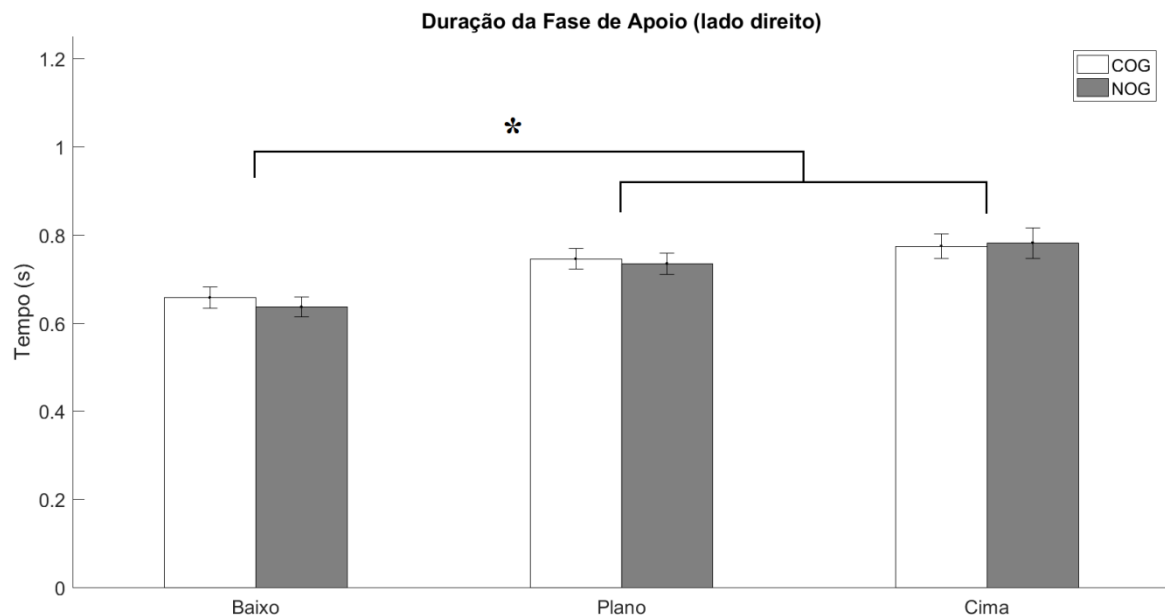
Abaixo são apresentadas as médias de duração da fase de apoio de todos os voluntários para o lado esquerdo e direito separadamente. No lado esquerdo, apresentou-se diferença estatística entre as rampas ( $H(2) = 12,626$ ;  $p = 0,002$ ). As comparações por pares com os respectivos valores de  $p$  ajustados mostraram que não houve diferença entre o plano e a rampa para cima ( $H(1) = -3,962$ ;  $p = 1,000$ ), porém houve entre rampa para baixo e plano ( $H(1) = -11,346$ ;  $p = 0,034$ ), assim como entre rampa para baixo e rampa para cima ( $H(1) = -15,308$ ;  $p = 0,002$ ). Também não se apresentou interação entre os fatores inclinação e tarefa ( $H(2) = 0,738$ ;  $p = 0,691$ ). O teste de Wilcoxon, por sua vez, mostrou que houve diferença entre COG e NOG apenas na rampa para baixo ( $T=14$ ;  $p = 0,028$ ) (Figura 18).



**Figura 18** – Média da duração da fase de apoio para o lado esquerdo. Observam-se diferenças entre a rampa para baixo e as demais, além da diferença entre COG e NOG apenas em descida.

Para o lado direito, de forma similar ao lado esquerdo, houve diferença entre as inclinações ( $H(2) = 11,749$ ;  $p = 0,003$ ). Não se apresentou efeito entre plano e rampa para cima ( $H(1) = -2,500$ ;  $p = 1,000$ ), havendo, contudo, entre rampa para baixo e plano ( $H(1) = -11,846$ ;  $p = 0,024$ ) e, também, entre rampa para baixo e rampa para cima ( $H(1)$

= -14,346;  $p = 0,004$ ). Não se apresentou interação entre os fatores inclinação e tarefa ( $H(2) = 1,351$ ;  $p = 0,509$ ), assim como não houve diferença entre COG e NOG em nenhuma das rampas (Figura 19).



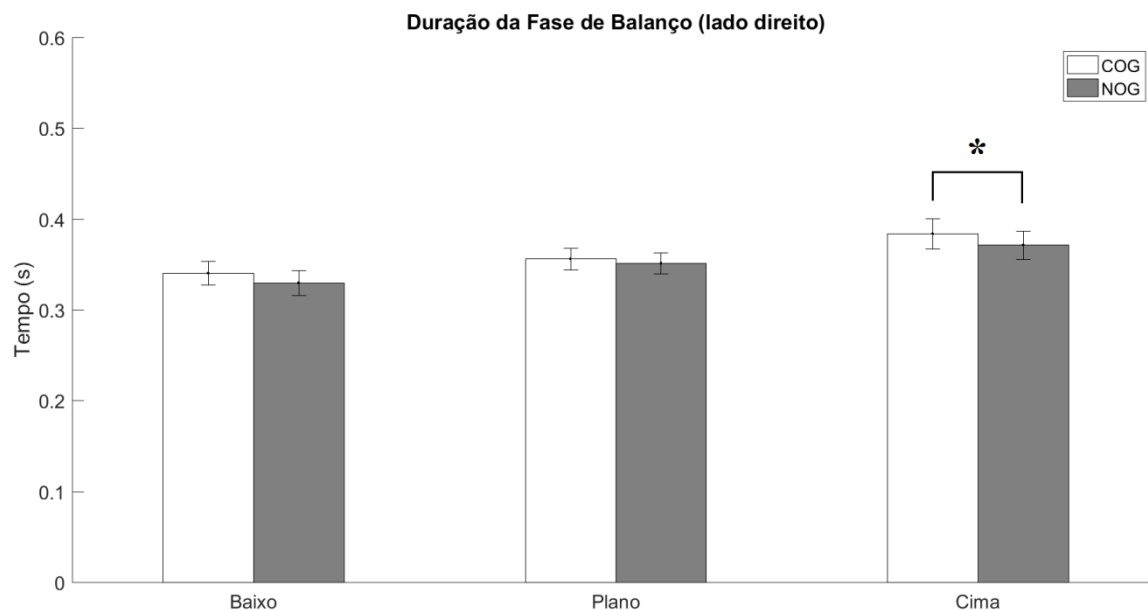
**Figura 19** – Média da duração da fase de apoio para o lado direito. Observam-se diferenças entre a inclinação rampa para baixo e as demais.

### 6.1.2 Duração da Fase de Balanço

Apresentam-se, a seguir, as médias de duração da fase de balanço. Para o lado esquerdo, não se apresentou diferença estatística entre as rampas ( $F_{(2,36)} = 2,542$ ;  $p = 0,093$ ), assim como entre as tarefas ( $F_{(1,36)} = 1,982$ ;  $p = 0,168$ ). Também não houve interação significativa entre ambos os fatores ( $F_{(2,36)} = 0,289$ ;  $p = 0,751$ ).

De forma similar, no lado direito, também não houve diferença entre as inclinações ( $F_{(2,36)} = 2,468$ ;  $p = 0,099$ ). Porém, se apresentou diferença entre as tarefas ( $F_{(1,36)} = 8,565$ ;  $p = 0,006$ ). O *post hoc* de Bonferroni mostrou que COG e NOG foram diferentes entre si na rampa para cima ( $p = 0,030$ ) (Figura 20). Não se observou efeito para a interação entre os fatores ( $F_{(2,36)} = 0,515$ ;  $p = 0,602$ ).

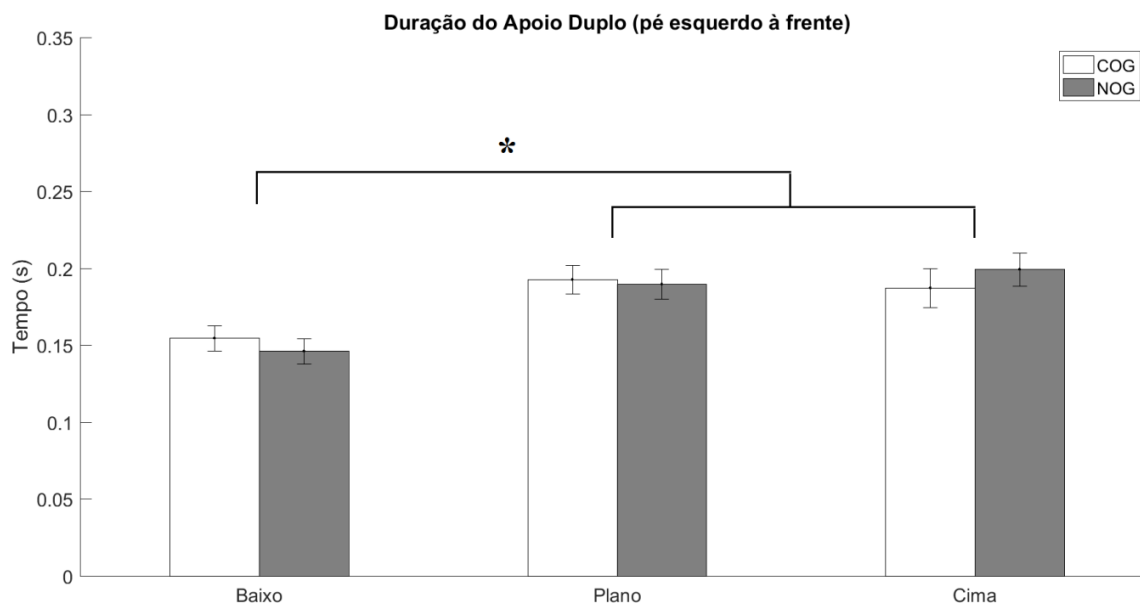




**Figura 20** – Média da duração da fase de balanço para o membro direito. Observa-se diferença entre COG e NOG na rampa para cima.

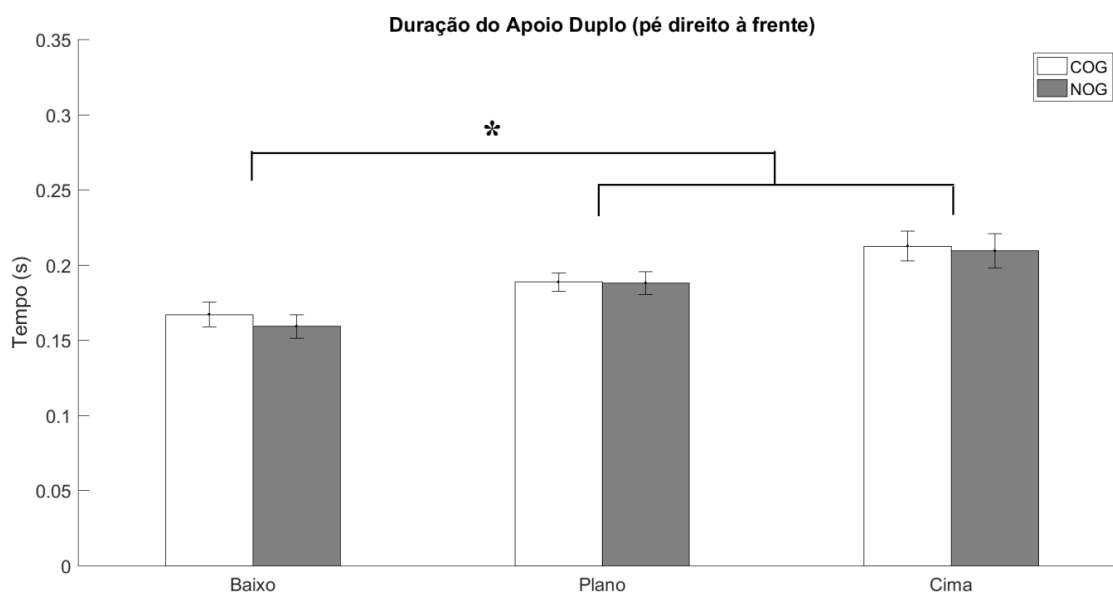
### 6.1.3 Duração do Duplo Apoio

Houve diferença entre as inclinações para a duração do duplo apoio com o pé esquerdo à frente ( $F_{(2,36)} = 6,575$ ;  $p = 0,004$ ). O *post hoc* mostrou diferença entre a rampa para baixo e o plano ( $p = 0,013$ ) e entre as rampas para cima e para baixo ( $p = 0,008$ ), entretanto, não se apresentou diferença entre plano e rampa para cima ( $p = 1,000$ ). As tarefas não diferiram entre si ( $F_{(1,36)} = 0,004$ ;  $p = 0,948$ ), assim como não houve interação entre os fatores ( $F_{(2,36)} = 2,677$ ;  $p = 0,082$ ) (Figura 21).



**Figura 21** – Média da duração da fase de duplo apoio com o pé esquerdo à frente. Observam-se diferenças entre a rampa para baixo e as demais.

Para a duração do duplo apoio com o pé direito à frente, também se apresentou diferença entre as inclinações ( $F_{(2,36)} = 8,787$ ;  $p = 0,001$ ). O *post hoc* apontou efeito entre a rampa para baixo e a rampa para cima ( $p = 0,001$ ), porém não demonstrou nenhuma diferença entre plano e rampa para cima ( $p = 0,164$ ). Não houve efeito entre COG e NOG ( $F_{(1,36)} = 1,132$ ;  $p = 0,294$ ) e, do mesmo modo, não se observou interação entre os fatores ( $F_{(2,36)} = 0,309$ ;  $p = 0,736$ ) (Figura 22).



**Figura 22** – Média da duração da fase de duplo apoio com o pé direito à frente. Observam-se diferenças entre a rampa para baixo e as demais.

#### 6.1.4 Comprimento de Passada

A variável comprimento de passada não apresentou diferença entre as inclinações ( $F_{(2,36)} = 1,208$ ;  $p = 0,311$ ), assim como entre as tarefas ( $F_{(1,36)} = 0,244$ ;  $p = 0,624$ ). Também não se detectou interação entre os fatores inclinação e tarefa ( $F_{(2,36)} = 0,401$ ;  $p = 0,672$ ).

#### 6.1.5 Comprimento do Passo

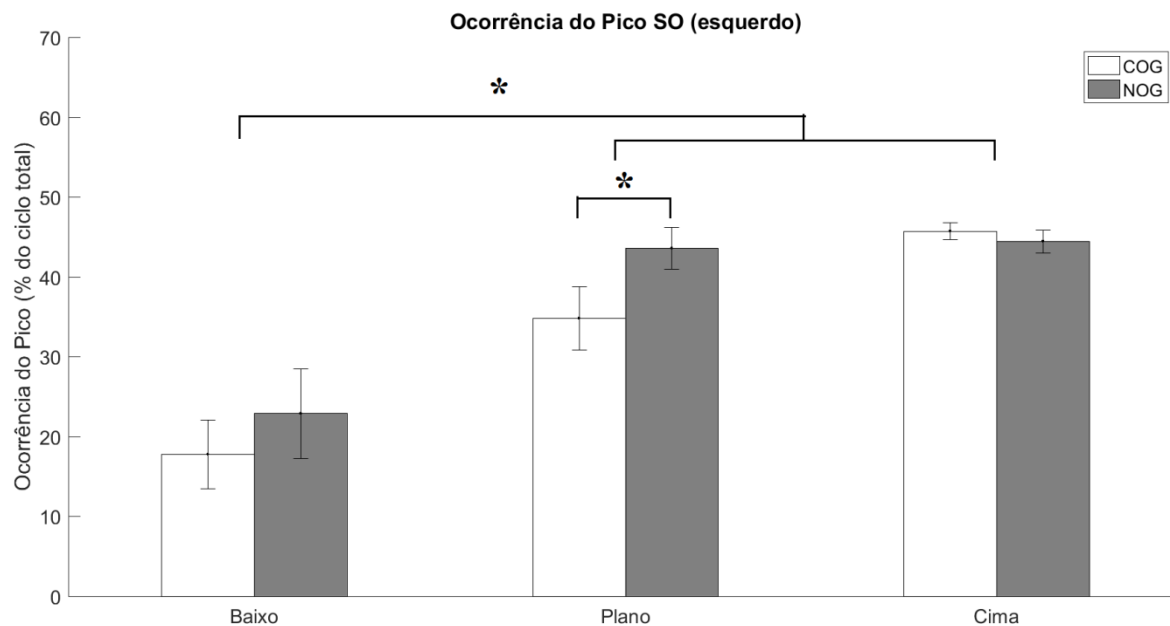
Para o lado esquerdo, o comprimento do passo não apresentou diferença entre as inclinações ( $F_{(2,36)} = 0,564$ ;  $p = 0,574$ ), entre as tarefas ( $F_{(1,36)} = 0,004$ ;  $p = 0,952$ ), assim como não manifestou interação entre os fatores ( $F_{(2,36)} = 0,177$ ;  $p = 0,839$ ).

No lado direito, o comportamento foi similar ao lado esquerdo, não apresentando diferença entre as rampas ( $F_{(2,36)} = 2,067$ ;  $p = 0,574$ ) ou entre as tarefas ( $F_{(1,36)} = 0,723$ ;  $p = 0,401$ ). A interação também não foi significativa ( $F_{(2,36)} = 0,741$ ;  $p = 0,484$ ).

### 6.2 Variáveis Eletrofisiológicas

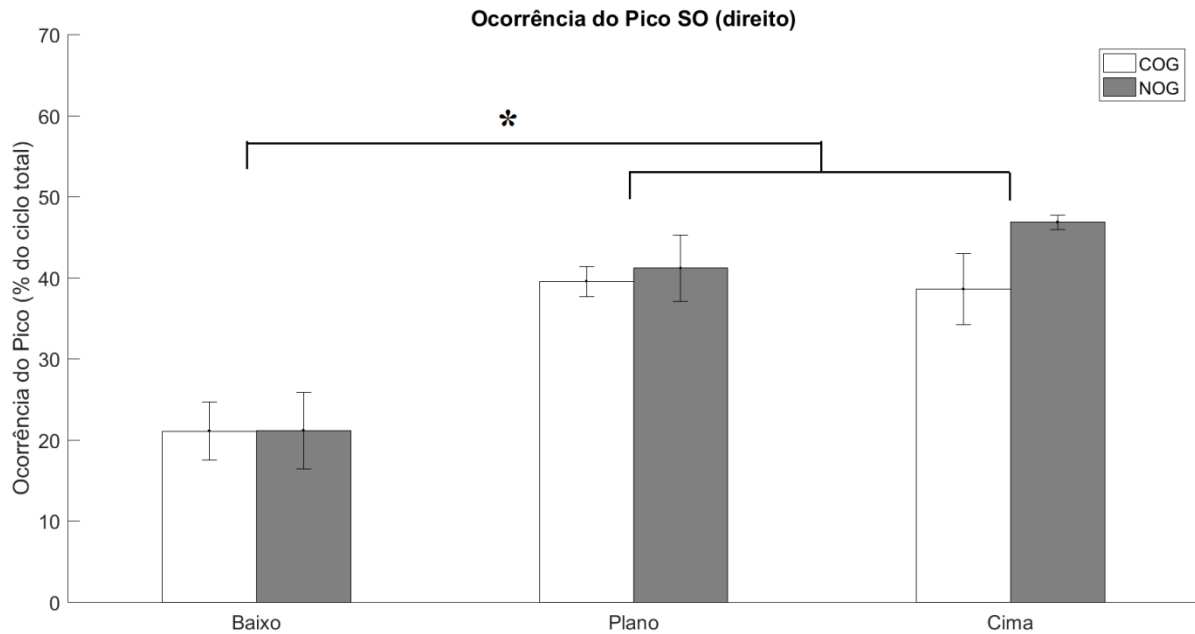
#### 6.2.1 Ocorrência do Pico no Sinal Eletromiográfico

Para o lado esquerdo, observou-se diferença estatística entre as rampas ( $H(2) = 17,927$ ;  $p < 0,001$ ). As comparações pareadas identificaram efeitos entre a rampa para baixo e o plano ( $H(1) = -12,308$ ;  $p = 0,018$ ), assim como entre as rampas para baixo e para cima ( $H(1) = -18,615$ ;  $p < 0,001$ ). Entretanto, não se observou efeito entre plano e rampa para cima ( $H(1) = -6,308$ ;  $p = 0,475$ ). Não se apresentou interação entre inclinação e tarefa ( $H(2) = 5,028$ ;  $p = 0,081$ ), porém verificou-se efeito entre COG e NOG no plano ( $H(1) = 74,000$ ;  $p = 0,046$ ). Não se observou efeito entre as tarefas nas demais inclinações (Figura 23).



**Figura 23** – Percentual médio de ocorrência do pico do sóleo esquerdo. Observam-se diferenças entre a rampa para baixo e as demais, assim como entre COG e NOG no plano.

No lado direito, de forma similar ao lado esquerdo, novamente se observou diferença entre as rampas ( $H(2) = 18,703$ ;  $p < 0,001$ ). As comparações entre cada tipo de rampa mostrou diferença entre a rampa para baixo e o plano ( $H(1) = -12,923$ ;  $p = 0,012$ ), assim como entre as rampas para baixo e para cima ( $H(1) = -18,923$ ;  $p < 0,001$ ). Contudo, não se verificou efeito entre plano e rampa para cima ( $H(1) = -6,000$ ;  $p = 0,539$ ). Não se observou interação entre os fatores ( $H(2) = 1,123$ ;  $p = 0,570$ ), assim como não se observou diferença entre COG e NOG em nenhuma das inclinações (Figura 24).



**Figura 24** – Percentual médio de ocorrência do pico do sóleo direito. Observam-se diferenças entre a rampa para baixo e as demais.

### 6.2.2 Amplitude do Pico no Sinal Eletromiográfico

A amplitude do pico no EMG do sóleo esquerdo não apresentou diferença estatística entre as inclinações ( $H(2) = 1,847$ ;  $p = 0,397$ ), bem como não apresentou interação entre tarefa e inclinação ( $H(2) = 0,043$ ;  $p = 0,979$ ). Não se verificou diferença entre COG e NOG em nenhuma das inclinações.

Para o sóleo direito, o comportamento da variável foi semelhante, não apresentando diferença entre as rampas ( $H(2) = 1,800$ ;  $p = 0,407$ ). Não se observou efeito na interação entre os fatores ( $H(2) = 2,973$ ;  $p = 0,226$ ), bem como entre as tarefas para qualquer rampa.

## 7 DISCUSSÃO

Os resultados apresentados no presente estudo mostraram algumas diferenças consistentes para as inclinações. Contudo, as diferenças observadas entre as tarefas cognitivas não foram tão consistentes, ocorrendo apenas em algumas situações específicas.

### 7.1 Variáveis x Inclinação

Com relação aos efeitos das rampas, a rampa para baixo parece ter maior impacto na cinemática da marcha se comparada às demais condições de superfície (plano e rampa para cima)<sup>83</sup>. Segundo Kimel-Naor *et al*<sup>83</sup> (2017), a caminhada para cima teve um impacto maior em parâmetros cinemáticos como, o comprimento do passo, o comprimento da passada e os percentuais das fases de apoio e balanço, se comparada à marcha realizada no plano e na rampa para baixo. Os resultados desses autores são discutidos em referência a um potencial efeito combinado de inclinação e velocidade da marcha. Porém, diferentemente do nosso protocolo experimental, os autores constataram isso em uma amostra adulta jovem (31,8 anos  $\pm$  4,3 anos) caminhando sobre a esteira a uma velocidade auto selecionada (confortável). Logo, o fato da amostra de nosso estudo ser composta por idosos (72 anos  $\pm$  5 anos) que caminharam acima da velocidade auto selecionada, pode ter contribuído para que os achados fossem diferentes. Muito provavelmente, isso seja decorrente do padrão locomotor distinto das pessoas com mais idade refletindo, dessa forma, na alteração dos parâmetros duração da fase de apoio, duração da fase de balanço e duração do apoio duplo especificamente na rampa para baixo.

Svoboda *et al*<sup>52</sup> (2017) observaram efeito do grupo (idosos caidores vs. idosos não caidores) na variabilidade dos parâmetros temporais e espaciais, bem como no movimento do centro de pressão durante a marcha. Os autores constataram um baixo número de diferenças significativas entre parâmetros da marcha, especialmente os parâmetros espaço-temporais comprimento e largura do passo. Sendo assim, o presente estudo corrobora em parte com os achados de Svoboda *et al*<sup>52</sup> (2017), uma vez que, tendo sido o nosso estudo realizado com uma amostra com características semelhantes (Tabela 4), também não se verificou efeito especialmente nos parâmetros espaço-temporais comprimento do passo e comprimento de passada. Ainda sobre essas

variáveis, Scaglioni-Solano & Aragón-Vargas<sup>37</sup> (2015) compararam adultos jovens e idosos que caminharam em rampas para baixo e no plano em um trecho de 10 metros. Os autores verificaram que ambos os grupos caminharam na mesma velocidade e cadência em terreno plano (0%) e na rampa para baixo com declinação moderada (-8%). Na maior declinação (-20%), os idosos reduziram variáveis como o comprimento do passo. Em comparação com o estudo desses autores, os resultados apresentados em nosso trabalho não revelaram diferenças na variável comprimento do passo em nenhuma das inclinações. Isso pode estar relacionado à imposição da velocidade da marcha mantida em todas as condições experimentais do nosso estudo pela esteira, que por ser uma superfície móvel, exige que os membros inferiores se adaptem mecanicamente à condição imposta pelo ergômetro, ajustando o ritmo de caminhada conforme a velocidade da esteira. Por consequência, ocorre a alteração de variáveis espaço-temporais como a cadência e os comprimentos de passo e passada. Algo diferente ocorre na marcha sobre uma superfície fixa, na qual a pessoa determina a velocidade da marcha com base na própria força muscular, empurrando a superfície sob os pés, gerando a impulsão e o consequente deslocamento à frente do corpo.

A nossa investigação não corroborou com os achados de Phan *et al*<sup>24</sup> (2013), que não observaram efeito para a variável duração do apoio duplo em idosos saudáveis e pós-AVC. Em nossa investigação, a duração do duplo apoio foi significativamente menor na rampa para baixo tanto para o membro esquerdo à frente ( $F_{(2,36)} = 6,575$ ;  $p = 0,004$ ), como para o membro direito à frente ( $F_{(2,36)} = 8,787$ ;  $p = 0,001$ ). A distinção entre os resultados pode ser justificada pelo protocolo experimental, que avaliou os parâmetros de marcha em um trecho de 10 metros, por meio de um tapete instrumentalizado, diferentemente do nosso estudo, que avaliou a marcha em inclinações semelhantes àquelas na investigação de Phan *et al*<sup>24</sup> (2013), porém, através da utilização de uma esteira, que determina a cadência dos passos, podendo afetar, dessa forma, variáveis espaço-temporais como a duração do apoio duplo.

Quanto à relação entre as variáveis eletrofisiológicas e as inclinações, a velocidade de caminhada parece influenciar mais a atividade muscular do que a inclinação da base de suporte<sup>84</sup>. Contudo, observamos que a inclinação parece ter efeito determinante no comportamento do pico da atividade eletromiográfica. Com base em nossos achados, isso pode estar relacionado a distintas estratégias de recrutamento muscular do sóleo, visto que esse músculo tem papel determinante na fase de *push off*

(impulsão)<sup>35</sup>. Logo, em rampa para baixo, por exemplo, é natural que se observe o pico de ativação desse músculo em uma fase mais inicial do ciclo da marcha se comparada à rampa para cima e plano.

Outro ponto interessante é que os idosos dependem menos da ativação do músculo sóleo durante a fase de *push off* em velocidades de caminhada mais rápidas<sup>85</sup>. Isso também está de acordo com os achados de nosso estudo, uma vez que a única velocidade adotada neste trabalho foi a aumentada em 30% com relação à auto selecionada. Dessa forma, provavelmente os idosos utilizem estratégias de recrutamento muscular que envolvam a ativação de outros músculos, como o glúteo máximo e os isquiotibiais, por exemplo, especialmente em rampas para cima<sup>38</sup>. Embora a velocidade em nosso trabalho tenha sido fixada em 30% acima da auto selecionada, não se observou diferença entre as condições para a amplitude do pico no EMG dos sóleos direito e esquerdo. Mudanças relacionadas à idade na atividade neuromuscular refletem uma estratégia de enrijecer a articulação durante o apoio simples e provavelmente contribuem para reduzir a força empregada pelo membro inferior durante a fase de propulsão da marcha em velocidades de deslocamento rápido, configurando-se um padrão de marcha mais conservador<sup>85</sup>.

Considerando-se o protocolo experimental do nosso estudo, a repetição de situações em que se realizou o movimento da marcha ao longo do experimento pode ter interferido em fatores como o aprendizado (familiarização) e a motivação<sup>86</sup>. Em nosso estudo, a rampa para baixo foi sempre colocada ao final do experimento, sem que houvesse aleatorização das condições experimentais. Isso pode justificar o fato de que tanto a maioria das variáveis biomecânicas como a variável eletrofisiológica ocorrência do pico no EMG fossem alteradas apenas na rampa para baixo e não nas demais inclinações.

Murley *et al*<sup>87</sup> (2014) verificaram que, em velocidades de caminhada mais rápidas, a amplitude do pico no EMG aumentou sistematicamente durante as fases de contato e apoio médio/propulsão, divergindo dos achados deste estudo, que não mostrou diferença entre as condições para a variável amplitude do pico. A ocorrência do pico foi, no presente estudo, mais inicial em relação à duração do ciclo na rampa para baixo, enquanto que as demais rampas mostraram a ocorrência do pico na fase final do apoio. Provavelmente essa ativação precoce em rampa para baixo esteja relacionada a uma



ativação do sóleo no momento de acomodação do membro ao tocar a superfície. Essa estratégia pode estar relacionada a um padrão locomotor mais estável, visto que, caminhar para baixo é mais desafiador para o controle motor, pois envolve contrações excêntricas<sup>35</sup>.

## 7.2 Variáveis x Tarefa

Outro aspecto que é importante se considerar são os parâmetros da marcha em condições desafiadoras para a realização desse movimento. Por exemplo, existe uma associação entre uma redução da simetria bilateral na marcha durante a realização de uma dupla tarefa cognitiva e motora e possíveis quedas futuras<sup>88</sup>. A simetria da marcha não foi avaliada diretamente no presente estudo, porém, a observação de variáveis como o tempo sobre duplo apoio e os comprimentos de passo e passada bilaterais permite que se façam inferências a respeito do comportamento bilateral da marcha dos voluntários. Assim como no estudo de Gillain *et al*<sup>88</sup> (2019), a duração do apoio duplo comportou-se de forma semelhante em nosso estudo se comparado um membro com o respectivo contralateral. O tempo sobre duplo apoio diminuiu significativamente na rampa para baixo, comparada ao plano e à rampa para cima, tanto com o membro esquerdo à frente ( $F_{(2,36)} = 6,575$ ;  $p = 0,004$ ), como com o membro direito à frente ( $F_{(2,36)} = 8,787$ ;  $p = 0,001$ ). O que diferencia os nossos achados em relação aos achados de Gillain *et al*<sup>88</sup> (2019) pode estar relacionado à realização da marcha para baixo, algo que não foi realizado pelos autores citados e que tem se mostrado como fator determinante na alteração do padrão locomotor e do recrutamento muscular.

Tem-se demonstrado ainda que, em uma situação de dupla tarefa cognitivo-motora, um tipo de tarefa não afeta a velocidade de execução da outra, mas aumenta variáveis biomecânicas como a largura da passada, o pico de flexão do joelho durante a postura, o pico de flexão plantar, e diminui a amplitude de movimento do joelho e do tornozelo<sup>89</sup>. Desta forma, a tarefa dupla parece influenciar as variáveis cinemáticas da marcha de forma consistente com a promoção da estabilidade. Entretanto, a interferência da tarefa cognitiva não foi percebida em nossa investigação de forma tão consistente como no estudo de Seymour *et al*<sup>89</sup> (2016). A partir dos resultados apresentados, verificou-se que a diferença entre as condições com COG e NOG apareceram em momentos esporádicos, para uma rampa ou outra, a depender da

variável. Por outro lado, observa-se determinada constância na interferência do tipo de rampa (para baixo) na maioria dos parâmetros biomecânicos.

O foco no resultado ou efeito do movimento (foco externo da atenção) leva a um melhor desempenho do equilíbrio, enquanto um foco na execução do movimento em si (foco interno da atenção) prejudica o desempenho do equilíbrio em idosos caidores e não caidores<sup>90</sup>. Contudo, nenhum efeito significativo do foco atencional foi encontrado para os parâmetros da marcha na investigação de Melker Worms *et al*<sup>90</sup> (2017). Corroborando com os resultados citados, os achados do nosso estudo não mostraram diferenças entre situações nas quais se mudou o foco atencional, isto é, nas quais se mudou o foco atencional da tarefa motora (condições sem tarefa cognitiva - NOG) para a tarefa cognitiva (condições com dupla tarefa - COG) na maioria das variáveis biomecânicas investigadas. A princípio, as alterações nos parâmetros da marcha parecem ser determinadas muito mais pelo tipo de inclinação sobre a qual esse gesto motor se realiza.

### **7.3 Limitações do Estudo**

Diante de tudo o que foi exposto, existe a necessidade de mais estudos que apresentem uma amostra maior, com mais indivíduos do sexo masculino e mais heterogênea (ativos *VS* sedentários; idosos caidores *VS* idosos não caidores etc.) para avaliar o comportamento de variáveis espaço-temporais da marcha e de variáveis eletrofisiológicas em diferentes inclinações. A adição de um grupo controle (jovens) também se mostra como um método interessante, permitindo comparações entre esses grupos. Dessa forma, os efeitos da inclinação e de fatores como a aplicação de uma tarefa cognitiva podem ser aplicados à população de forma mais generalizada.

Outro fator que poderia contribuir com esse tipo de investigação seria a análise eletromiográfica integrada dos músculos tibial anterior e sóleo, visto que aquele músculo também participa de maneira importante no movimento da marcha.

A análise da velocidade da marcha também representa uma contribuição importante, permitindo que se investigue o comportamento das variáveis biomecânicas e eletrofisiológicas em diferentes velocidades. De forma complementar, a aleatorização

das condições experimentais pode refletir um resultado mais fidedigno da interferência de cada fator sobre as variáveis.

## 8 CONCLUSÃO

A partir dos resultados apresentados, conclui-se que não houve interferência expressiva da aplicação da tarefa cognitiva durante a realização da tarefa motora da marcha em rampa para cima, para baixo e no plano. Tendo a interferência da tarefa cognitiva se manifestado apenas em algumas situações, para variáveis biomecânicas e eletrofisiológicas específicas, é necessário que mais estudos, com amostras maiores e mais heterogêneas sejam realizados, verificando se a realização de uma dupla tarefa cognitivo-motora nas condições propostas altera de maneira mais importante o padrão de marcha da população idosa.

O presente estudo apresentou maior influência do tipo de rampa sobre o qual a marcha se realiza, em especial, a rampa para baixo. Os achados corroboram, assim, com alguns estudos anteriores, que revelaram que caminhar para baixo modifica o padrão de locomoção, sendo essa modificação manifestada através da alteração de variáveis biomecânicas e eletrofisiológicas. Porém, o comportamento de variáveis como o comprimento do passo e o comprimento da passada, que não se alterou entre as diferentes rampas, não corroborou com grande parte dos estudos citados, podendo, esse fato, estar mais relacionado à adoção de uma estratégia de locomoção mais conservadora, especialmente em situações desafiadoras como caminhar em rampas com demanda atencional aumentada.

## **9 VIABILIDADE TÉCNICA E FINANCEIRA**

O trabalho foi desenvolvido em colaboração com o GEPAFI-UnB e foi financiado pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), processo 483732/2013-3, o que permitiu ao Laboratório de Análise de Desempenho Esportivo da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília (LADESP-FEF-UnB) a aquisição de seis câmeras de vídeo modelo JVC® GC-PX100, das quais foram utilizadas quatro para a análise cinemática nesse estudo. O LACOMOT-FEF-UnB dispôs de toda a infraestrutura necessária para a realização da pesquisa, possuindo todos os equipamentos para a realização do estudo, tais como, uma esteira computadorizada TK 35 (CEFISE, Brasil) e um eletromiógrafo Neuropack X1 MEB-2300 (NIHON KOHDEN, Japão), além de material de consumo para a realização das coletas. O projeto ainda contou com outros financiamentos: (CNPq; 406917/2016-7); Fundação de Amparo à Pesquisa do Distrito Federal (FAPDF; 193.001.010/2015); (FAPDF; 193.001.655/2017); e Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) – *Finance Code* 001.

## 10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Harada CN, Love MCN, Triebel KL. Normal Cognitive Aging. *Clin Geriatr Med.* 2013;29(4):737–52.
2. Paraskevoudi N, Balci F, Vatakis A. “Walking” through the sensory, cognitive, and temporal degradations of healthy aging. Vol. 1426, *Annals of the New York Academy of Sciences.* Blackwell Publishing Inc.; 2018. p. 72–92.
3. Daley MJ, Spinks WL. Exercise , Mobility and Aging. *Sport Med.* 2000;29(1):1–12.
4. Em 2030, Brasil terá a quinta população mais idosa do mundo [Internet]. Disponível em: <https://jornal.usp.br/atuais/em-2030-brasil-tera-a-quinta-populacao-mais-idosa-do-mundo/>.
5. Ferreira MB. Idosos indicam caminhos para uma melhor idade [Internet]. Disponível em: <https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-noticias/2012-agencia-de-noticias/noticias/24036-idosos-indicam-caminhos-para-uma-melhor-idade>.
6. Gabell A, Nayak U. The Effect of Age on Variability in Gait. *J Gerontol.* 1984;39(6):662–6.
7. Maki BE. Gait Changes in Older Adults : Predictors of Falls or Indicators of Fear? *J Am Geriatr Soc.* 1997;45(3):313–20.
8. Eke-Okoro S. A Critical Point for the Onset of Falls in the Elderly. *Gerontology.* 2000;08084(146):88–92.
9. Duxbury A. Gait Disorders and Fall Risk : Detection. *COMP THER.* 2000;26(4):238–45.
10. Hausdorff JM, Nelson ME, Kaliton D, Layne JE, Bernstein MJ, Nuernberger A, et al. Etiology and modification of gait instability in older adults : a randomized controlled trial of exercise. *J Appl Physiol.* 2001;90(6):2117–29.
11. Kirkwood RN, Araújo PA de, Dias CS. Biomecânica da marcha em idosos caídores e não caídores : uma revisão da literatura. *R bras Ci e Mov.* 2006;14(4):103–10.
12. Condello G, Forte R, Falbo S, Shea JB, Baldassarre A Di, Capranica L, et al. Steps to Health in Cognitive Aging : Effects of Physical Activity on Spatial Attention and Executive Control in the Elderly. *Front Hum Neurosci.* 2017;11(March):1–17.
13. Fraser SA, Li KZ, Berryman N, Desjardins-crépeau L, Lussier M, Vadaga K, et al. Does Combined Physical and Cognitive Training Improve Dual-Task Balance and Gait Outcomes in Sedentary Older Adults? *Front Hum Neurosci.* 2017;10(January):1–12.
14. Nematollahi A, Kamali F, Ghanbari A, Etminan Z, Sobhani S. Improving Balance in Older People : A Double-Blind Randomized Clinical Trial of Three Modes of Balance Training. *J Aging Phys Act.* 2016;24(2):189–95.

15. Ordnung M, Hoff M, Kaminski E, Villringer A. No Overt Effects of a 6-Week Exergame Training on Sensorimotor and Cognitive Function in Older Adults . A Preliminary Investigation. *Front Hum Neurosci.* 2017;11(April):1–17.
16. Lockhart T, Woldstad J, Smith J. Effects of age-related gait changes on the biomechanics of slips and falls. *Ergonomics.* 2003;46(November 2014):37–41.
17. Parijat P, Lockhart T. Effects of Moveable Platform Training in Preventing Slip-Induced Falls in Older Adults. *Ann Biomed Eng.* 2012;40(5):1111–21.
18. Berg WP, Alessio HM, Mills EM, Tong C. Circumstances and consequences of falls in independent community- dwelling older adults. *Age Aging.* 1997;26:261–8.
19. Robinovitch SN, Feldman F, Yang Y, Schonnop R, Leung PM, Sarraf T, et al. Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study. *Lancet [Internet].* 2010;381(9860):47–54. Disponível em: [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)61263-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(12)61263-X)
20. Lessa LM, Gouvêa JP. Análise biomecânica da marcha humana durante o subir e descer escadas. *Cad UniFOA.* 2018;38:21–36.
21. Leroux A, Fung J, Barbeau H. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal Strategies. *Gait Posture.* junho de 2006;117(6):1273–82.
22. Lay AN, Hass CJ, Gregor RJ. The effects of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis. *J Biomech.* 2006;39(9):1621–8.
23. Sheehan RC, Gottschall JS. At similar angles , slope walking has a greater fall risk than stair walking. *Appl Ergon [Internet].* 2012;43(3):473–8. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apergo.2011.07.004>
24. Phan PL, Blennerhassett JM, Lythgo N, Dite W, Morris ME. Over-ground walking on level and sloped surfaces in people with stroke compared to healthy matched adults. *Disabil Rehabil.* julho de 2013;35(15):1302–7.
25. Sekiya N, Nagasaki H. Reproducibility of the walking patterns of normal young adults : test-retest reliability of the walk ratio ( step-length / step-rate ). *Gait Posture.* 1998;7(3):225–7.
26. Jordan K, Challis JH, Newell KM. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait Posture.* 2007;26(1):128–34.
27. Jeffers JR, Auyang AG, Grabowski AM. The correlation between metabolic and individual leg mechanical power during walking at different slopes and velocities. *J Biomech [Internet].* 2015;48(11):1–6. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.04.023>
28. Almarwani M, VanSwearingen JM, Perera S, Sparto PJ, Brach JS. Challenging the motor control of walking: Gait variability during slower and faster pace walking conditions in younger and older adults. *Arch Gerontol Geriatr.* 1 de setembro de 2016;66(1):54–61.
29. Fan Y, Li Z, Han S, Lv C, Zhang B. The influence of gait speed on the stability

- of walking among the elderly. *Gait Posture* [Internet]. 2016;47:31–6. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.018>
30. Vieira M, Rodrigues F, Souza G, Magnani R, Lehnen G, Andrade A. Linear and Nonlinear Gait Features in Older Adults Walking on Inclined Surfaces at Different Speeds. *Ann Biomed Eng*. 2017;45(6):1560–71.
  31. Whittle MW. Clinical gait analysis : A review. *Hum Mov Sci*. 1996;15:369–87.
  32. Carmo AA. Análise da evolução espontânea dos parâmetros biomecânicos da marcha de hemiparéticos acometidos por acidente vascular encefálico [Internet]. Universidade Estadual de Campinas; 2015. Disponível em: <http://repositorio.unicamp.br/jspui/handle/REPOSIP/274678>.
  33. Kang HG, Dingwell JB. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait Posture*. 2008;27(4):572–7.
  34. Ferris DP, Aagaard P, Simonsen EB, Farley CT, Dyhre-poulsen P. Soleus H-reflex gain in humans walking and running under simulated reduced gravity. *J Physiol*. 2001;530:167–80.
  35. Lee H-S, Lee J-H, Kim H-S. Activities of ankle muscles during gait analyzed by simulation using the human musculoskeletal model. *J Exerc Rehabil* [Internet]. 2019;15(2):229–34. Disponível em: Contribution, Ankle muscles, OpenSim, Simulation, Muscle force
  36. Ferraro RA, Pinto-Zipp G, Simpkins S, Clark MA. Effects of an inclined walking surface and balance abilities on spatiotemporal gait parameters of older adults. *J Geriatr Phys Ther*. janeiro de 2013;36(1):31–8.
  37. Scaglioni-Solano P, Aragón-Vargas LF. Age-related differences when walking downhill on different sloped terrains. *Gait Posture*. 2015;41(1):153–8.
  38. Kwee-Meier ST, Mertens A, Jeschke S. Age-induced changes in the lower limb muscle activities during uphill walking at steep grades. *Gait Posture*. 1 de maio de 2018;62:490–6.
  39. Chen G, Patten C, Kothari DH, Zajac FE. Gait deviations associated with post-stroke hemiparesis : improvement during treadmill walking using weight support , speed , support stiffness , and handrail hold. *Gait Posture*. 2005;22(1):57–62.
  40. Samaei A, Bakhtiary AH, Hajihassani A, Fatemi E, Motaharinezhad F. Uphill and downhill walking in multiple sclerosis: A randomized controlled trial. *Int J MS Care*. 2016;18(1):34–41.
  41. Herssens N, Verbecque E, Hallemans A, Vereeck L, Van Rompaey V, Saeys W. Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait and Posture*. Elsevier B.V.; 2018;64:181–90.
  42. Bridenbaugh SA, Kressig RW. Laboratory Review: The Role of Gait Analysis in Seniors' Mobility and Fall Prevention. *Gerontology*. 2011;57(3):256–64.
  43. Bridenbaugh SA, Kressig RW. Motor cognitive dual tasking Early detection of



- gait impairment, fall risk and cognitive decline. *Z Gerontol Geriatr.* 2015;48(1):15–21.
44. Stegemöller EL, Wilson JP, Shelley MC, Okun MS, Lori JP, Hass CJ, et al. Associations Between Cognitive and Gait Performance During Single- and Dual-Task Walking in People With Parkinson Disease. *Phys Ther.* 2014;94(6):15–21.
  45. Yogev G, Plotnik M, Peretz C, Giladi N, Hausdorff J. Gait asymmetry in patients with Parkinson's disease and elderly fallers: when does the bilateral coordination of gait require attention? *Exp Brain Res.* 2007;177(3):336–46.
  46. Poole VN, Lo O, Wooten T, Iloputaife I. Motor-Cognitive Neural Network Communication Underlies Walking Speed in Community-Dwelling Older Adults. *Front Aging Neurosci.* 2019;11(July):1–8.
  47. Liu Y, Yang Y, Tsai Y, Wang R. Cognitive and motor dual task gait training improve dual task gait performance after stroke - A randomized controlled pilot trial. *Sci rep.* 2017;7(October 2016):1–8.
  48. Ko S, Jerome GJ, Simonsick EM, Studenski S, Hausdor M, Ferrucci L. Differential associations between dual-task walking abilities and usual gait patterns in healthy older adults — Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Gait Posture.* 2018;63(April 2017):63–7.
  49. Lima OBA, Lopes M, Oliveira A, Melo V. Evidências da produção científica acerca do envelhecimento: revisão integrativa da literatura. *Rev bras ciênc saúde.* 2013;17(2):203–08.
  50. Secretaria de Direitos Humanos. Dados sobre o envelhecimento no Brasil. 2012; Disponível em: <https://www.mpba.mp.br/sites/default/files/biblioteca/direitos-humanos/direitos-da-pessoa-idosa/publicacoes/dadossobreoenvelhecimentonobrasil.pdf>
  51. Commandeur D, Klimstra MD, MacDonald S, Inouye K, Cox M, Chan D, et al. Difference scores between single-task and dual-task gait measures are better than clinical measures for detection of fall-risk in community-dwelling older adults. *Gait Posture.* 1 de outubro de 2018;66:155–9.
  52. Svoboda Z, Bizovska L, Janura M, Kubonova E, Janurova K, Vuillerme N. Variability of spatial temporal gait parameters and center of pressure displacements during gait in elderly fallers and nonfallers: A 6- month prospective study. *PLoS One.* 2017;12(2):1–11.
  53. Folstein M, Folstein S, McHugh P. “mini-mental state” a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res.* 1975;12(3):189–98.
  54. Mungas D. In-office mental status testing: a practical guide. *Geriatrics.* 1991;46(7):54–8, 63, 66.
  55. Crum RM, Anthony JC, Bassett SS, Folstein MF. Population-Based Norms for the Mini-Mental State Examination by Age and Educational Level. *JAMA J Am Med Assoc.* 12 de maio de 1993;269(18):2386–91.

56. Brucki SMD, Nitrin R, Caramelli P, Bertolucci PHF, Okamoto IH. Sugestões para o uso do mini-exame do estado mental no Brasil. *Arq Neuropsiquiatr.* setembro de 2003;61(3 B):777–81.
57. Matsudo SM, Matsudo VR, Araújo T, Andrade D, Andrade E, Oliveira L. Nível de atividade física da população do Estado de São Paulo : análise de acordo com o gênero , idade , nível socioeconômico , distribuição geográfica e de conhecimento. *Rev Bras Ciênc E Mov.* 2002;10(4):41–50.
58. Rikli R, Jones C. Development and Validation of a Functional Fitness Test for Community-Residing Older Adults. *J Aging Phys Act.* 1999;7:129–61.
59. Safons MP, Pereira M de M. Princípios Metodológicos da Atividade Física para Idosos [Internet]. 2007. Disponível em: [www.cref7.org.br](http://www.cref7.org.br)
60. Podsiadlo D, Richardson S. The Timed "Up & Go": A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. *JAGS.* 1991;39:142–8.
61. Gustafson A, Noaksson L, Kronhed A, Möller M, Möller C. Changes in balance performance in physically active elderly people aged 73-80. *Scand J Rehabil Med.* 2000;32(4):168–72.
62. Tiedemann A. The development of a validated falls risk assessment for use in clinical practice. University of New South Wales; 2006.
63. Freitas ERF de, Rogério FRPG, Yamacita CM, Vareschi ML, Silva RA. Does usual practice of physical activity affect balance in elderly women? *Fisioter.* 2013;26(4):813–20.
64. Dias R. Tradução, adaptação cultural e validação do quick screen clinical falls risk assessment para a aplicação em idosos brasileiros [Internet]. Universidade Estadual de Campinas; 2016. Disponível em: <http://repositorio.unicamp.br/jspui/handle/REPOSIP/325010>
65. Barros R, Brenzikofer R, Leite N, Figueroa P. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos. *Res Biomed Eng.* 2011;15(1–2):79–86.
66. Figueroa PJ, Leite NJ, Barros R. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Comput Methods Programs Biomed.* outubro de 2003;72(2):155–65.
67. Abdel-Aziz YI; Karara HM. Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates into Object Space Coordinates in Close-Range Photogrammetry. *Proc Symp Close-Range Photogramm* 26–29 January 1971, Urbana, Illinois. 1971;1—18.
68. Barros RML. Concepção e implementação de um sistema para análise cinemática de movimentos humanos [Internet]. [Campinas - SP]; 1997. Disponível em: [http://repositorio.unicamp.br/bitstream/REPOSIP/275277/1/Barros\\_RicardoMachadoLeitede\\_D.pdf](http://repositorio.unicamp.br/bitstream/REPOSIP/275277/1/Barros_RicardoMachadoLeitede_D.pdf)
69. Zatsiorsky, VM; Seluyanov VCL. In vivo body segment inertial parameters determination using a gammascanner method. Berme, N, Cappozzo, A (Eds),

- Biomech Hum Mov Appl Rehabil Sport Ergon Bertec Corp Worthington, OH. 1990;187–202.
70. Smith BA, Kubo M, Ulrich BD. Gait Parameter Adjustments for Walking on a Treadmill at Preferred , Slower , and Faster Speeds in Older Adults with Down Syndrome. *Curr Gerontol Geriatr Res*. 2012;2012.
  71. Andrade LM. Análise de marcha: protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas [Internet]. Universidade Estadual de Campinas; 2002. Disponível em: <http://repositorio.unicamp.br/jspui/handle/REPOSIP/275358>
  72. Araújo AGN, Andrade LM, Barros R. Upper Limbs Motion Analysis Gait using the ISG Recommendation. Proc. 9th Annual Meeting of the Gait and Clinical Movement Analysis Society. Lexington KY, USA; 2004.
  73. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10(5):361–74.
  74. Frigo C, Crenna P. Multichannel SEMG in clinical gait analysis: A review and state-of-the-art. *Clin Biomech* [Internet]. 2009;24(3):236–45. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.07.012>
  75. Schaefer S, Jagenow D, Verrel J, Lindenberger U. The influence of cognitive load and walking speed on gait regularity in children and young adults. *Gait Posture*. 2015;41(1):258–62.
  76. Meester D, Al-Yahya E, Dawes H, Martin-Fagg P, Piñon C. Associations between prefrontal cortex activation and H-reflex modulation during dual task gait. *Front Hum Neurosci*. 18 de fevereiro de 2014;8:78.
  77. Manor B, Zhou J, Jor'Dan A, Zhang J, Fang J, Pascual-Leone A. Reduction of dual-task costs by noninvasive modulation of prefrontal activity in healthy elders. *J Cogn Neurosci*. 1 de fevereiro de 2016;28(2):275–81.
  78. Zhou J, Hao Y, Wang Y, Jor A, Pascual-leone A, Zhang J, et al. Transcranial direct current stimulation reduces the cost of performing a cognitive task on gait and postural control. *Eur J Neurosci*. 2014;39(September 2013):1343–8.
  79. Gomes AA, Onodera AN, Otuzi MEI, Pripas D, Mezzarane RA, Sacco ICN. Electromyography and kinematic changes of gait cycle at different cadences in diabetic neuropathic individuals. *Muscle and Nerve*. agosto de 2011;44(2):258–68.
  80. Kirtley C. *Clinical gait analysis - theory and practice*. London, UK: Elsevier Churchill Livingstone; 2006.
  81. Brunner E, Langer F. Nonparametric analysis of ordered categorical data in designs with longitudinal observations and small sample sizes. *Biometrical J*. 2000;42(6):663–75.
  82. Raposo TS. ANOVA mista de dois fatores com medidas repetidas ou teste t não pareado da diferença dos escores. Uma aplicação em dados de um treinamento de

- equilíbrio em jogadores de basquete [Internet]. Universidade de Brasília; 2016. Disponível em: <http://bdm.unb.br/handle/10483/16733>
83. Kimel-Naor S, Gottlieb A, Plotnik M. The effect of uphill and downhill walking on gait parameters: A self-paced treadmill study. *J Biomech.* 26 de julho de 2017;60:142–9.
  84. Crawford R, Gizzi L, Dieterich A, Falla D. Age-related changes in trunk muscle activity and spinal and lower limb kinematics during gait. *PLoS One.* 2018;13(11):1–15.
  85. Schmitz A, Silder A, Heiderscheid B, Mahoney J, Thelen DG. Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *J Electromyogr Kinesiol.* dezembro de 2009;19(6):1085–91.
  86. Ko S, Hausdorff JM, Ferrucci L. Age-associated differences in the gait pattern changes of older adults during fast-speed and fatigue conditions : results from the Baltimore longitudinal study of ageing. *Age Aging.* 2010;39(6):1–7.
  87. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Electromyographic patterns of tibialis posterior and related muscles when walking at different speeds. *Gait Posture.* 2014;39(4):1080–5.
  88. Gillain S, Boutaayamou M, Schwartz C, Dardenne N, Bruyère O, Brùls O, et al. Gait symmetry in the dual task condition as a predictor of future falls among independent older adults: a 2-year longitudinal study. *Aging Clin Exp Res.* 2019;31(8):1057–67.
  89. Seymour KM, Higginson CI, DeGoede KM, Bifano MK, Orr R, Higginson JS. Cellular Telephone Dialing Influences Kinematic and Spatiotemporal Gait Parameters in Healthy Adults. *J Mot Behav.* 1 de novembro de 2016;48(6):535–41.
  90. Melker Worms JLA, Stins JF, van Wegen EEH, Loram ID, Beek PJ. Influence of focus of attention , reinvestment and fall history on elderly gait stability. *Physiol Rep.* 2017;5(1):1–9.

## 11 APÊNDICES

### 11.1 Apêndice A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido



FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
CAMPUS UNIVERSITÁRIO DARCY RIBEIRO  
BRASÍLIA - DF

#### *Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE*

Convidamos o(a) senhor(a) a participar do projeto de pesquisa **“Avaliação dos efeitos da atividade física sobre o equilíbrio e a marcha de idosos utilizando abordagens biomecânicas e eletrofisiológicas”** sob a responsabilidade do pesquisador Prof. Dr. Rinaldo André Mezzarane.

O objetivo da pesquisa é avaliar as adaptações relacionadas ao controle postural, ou seja, descobrir como o ser humano consegue manter o equilíbrio enquanto anda. Para tanto, serão realizadas medidas da ativação muscular antes e após um treinamento de equilíbrio. O treinamento, composto por exercícios físicos, poderá resultar na melhora do controle motor.

O(a) senhor(a) receberá todos os esclarecimentos necessários antes e no decorrer da pesquisa e lhe asseguramos que sua identidade será mantida no mais rigoroso sigilo. A participação se dará por meio do preenchimento de um questionário semi-estruturado, para identificar os possíveis fatores de risco de quedas. A avaliação do equilíbrio postural será feita em pé sobre uma estrutura de metal denominada plataforma de força e durante a marcha em uma esteira computadorizada. Em seguida, o senhor(a) ficará sentado e serão aplicados estímulos elétricos de baixa intensidade próximos ao joelho e nos pés por meio de eletrodos (pequenos círculos de metal). Estes eletrodos serão fixados na perna por meio de uma fita antialérgica. Tipicamente, o teste não provoca desconforto físico e nem lesão muscular, apenas uma sensação de “formigamento”. Existe risco do local de liberação do estímulo (atrás do joelho) tornar-se dolorido após a estimulação máxima (usada para contração máxima do músculo).

O senhor(a) será monitorado(a) pelo pesquisador, e deverá relatar em qualquer momento eventuais dores ou qualquer tipo de desconforto (inclusive, emocional), podendo desistir do experimento se assim o desejar. As medidas e as intervenções são extremamente seguras e serão monitoradas por uma equipe multidisciplinar (Educador Físico e Fisioterapeuta), para assistência em casos de intercorrências. Existe risco associado ao treinamento como possível desconforto muscular e ou quedas. Contudo, o(a) senhor(a) será acompanhado por um professor de Educação Física que aplicará atividades orientadas, minimizando os riscos. Os experimentos serão realizados no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Controle Motor da Faculdade de Educação Física da UnB. O tempo estimado para a realização de todas as etapas do experimento será de aproximadamente três horas. Após os testes iniciais o(a) senhor(a) participará de um regime de treinamento de equilíbrio por 18 semanas. Esses treinos serão realizados nas dependências do Centro Olímpico da UnB. Após as 18 semanas o mesmo procedimento da primeira avaliação será repetido no laboratório. As visitas serão agendadas de acordo com a disponibilidade.

O(A) senhor(a), pode se recusar a participar de qualquer procedimento ou responder qualquer questão que lhe traga constrangimento, podendo desistir de participar da pesquisa em qualquer momento sem nenhum prejuízo para o(a) senhor(a) e sem a necessidade de prover explicações adicionais. A participação é voluntária, isto é, não há pagamento por sua colaboração.

Rubrica

O ressarcimento com todas as despesas tidas pelos participantes e seus acompanhantes (quando necessário) relacionadas à pesquisa, como transporte e alimentação, serão cobertas pelo pesquisador responsável. Caso haja algum dano direto resultante dos procedimentos de pesquisa, o(a) senhor(a) poderá buscar ser indenizado(a), obedecendo-se as disposições legais vigentes no Brasil.

Os resultados da pesquisa serão divulgados na Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília podendo ser publicados posteriormente. Os dados e materiais utilizados na pesquisa ficarão sob a guarda do pesquisador por um período de no mínimo cinco anos, após isso serão destruídos ou mantidos na instituição. Se o(a) senhor(a) tiver qualquer dúvida adicional em relação à pesquisa, por favor telefone para: Prof. Dr. Rinaldo André Mezzarane no telefone (61) 3107-2585 / 98223-9020 (para ligações a cobrar) ou e-mail: [rimezza@gmail.com](mailto:rimezza@gmail.com).

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde (CEP/FS) da Universidade de Brasília. O CEP é composto por profissionais de diferentes áreas cuja função é defender os interesses dos participantes da pesquisa em sua integridade e dignidade e contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos. As dúvidas com relação à assinatura do TCLE ou os direitos do participante da pesquisa podem ser esclarecidas pelo telefone: (61) 3107-1947 ou do e-mail [cepfs@unb.br](mailto:cepfs@unb.br), horário de atendimento de 10:00hs às 12:00hs e de 13:30hs às 15:30hs, de segunda a sexta-feira. O CEP/FS se localiza na Faculdade de Ciências da Saúde, Campus Universitário Darcy Ribeiro, Universidade de Brasília, Asa Norte. Caso concorde em participar, pedimos que assine este documento que foi elaborado em duas vias, uma ficará com o pesquisador responsável e a outra com o Senhor (a).

---

Nome/Assinatura:

Pesquisador Responsável: Dr. Rinaldo André Mezzarane

Brasília, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

Rubrica







Você costuma viajar? ( ) Sim ( ) Não. Em caso positivo, quantas vezes por ano, aproximadamente? \_\_\_\_\_

2. Nos últimos três meses, você praticou alguma atividade física regularmente (no mínimo 2x/s por semana)?

Não  Sim Qual(is): \_\_\_\_\_

3. Atividades físicas que pratica:

**Modalidade 1:** \_\_\_\_\_

Pratica há quanto tempo? \_\_\_\_\_

Frequência (vezes por semana): ( ) 1 ( ) 2 ( ) 3 ( ) 4 ( ) 5 ( ) 6 ( ) 7

Duração (minutos por sessão): \_\_\_\_\_ minutos

Esta atividade física é praticada no GEPAFI?  Não  Sim

**Modalidade 2:** \_\_\_\_\_

Pratica há quanto tempo? \_\_\_\_\_

Frequência (vezes por semana): ( ) 1 ( ) 2 ( ) 3 ( ) 4 ( ) 5 ( ) 6 ( ) 7

Duração (minutos por sessão): \_\_\_\_\_ minutos

Esta atividade física é praticada no GEPAFI?  Não  Sim

**Modalidade 3:** \_\_\_\_\_

Pratica há quanto tempo? \_\_\_\_\_

Frequência (vezes por semana): ( ) 1 ( ) 2 ( ) 3 ( ) 4 ( ) 5 ( ) 6 ( ) 7

Duração (minutos por sessão): \_\_\_\_\_ minutos

Esta atividade física é praticada no GEPAFI?  Não  Sim

**Mais alguma atividade?** \_\_\_\_\_





**4. Quais são os motivos que levam você a frequentar um programa de atividade física?**

- Prescrição médica    Melhora da saúde    Qualidade de Vida  
 Perda de Peso    Fortalecimento muscular    Socialização  
 Outros \_\_\_\_\_

- 5. Fumante?**  Sim, fumo atualmente. Quantos cigarros por dia? \_\_\_\_\_  
 Nunca fumei    Já fumei, mas parei   Há quanto tempo parou? \_\_\_\_\_

**6. Consome bebida alcoólica?**

- Não    Sim  
 Socialmente    De 1 a 2 vezes/semana    De 3 a 4 vezes/semana    Mais de 4 vezes/semana

**7. Nos últimos 5 anos você fez alguma cirurgia?**

- Não    Sim   Qual (is)? \_\_\_\_\_

Ficou com alguma sequela como dor ou outro tipo de incômodo?

- Não    Sim   Descreva onde: \_\_\_\_\_

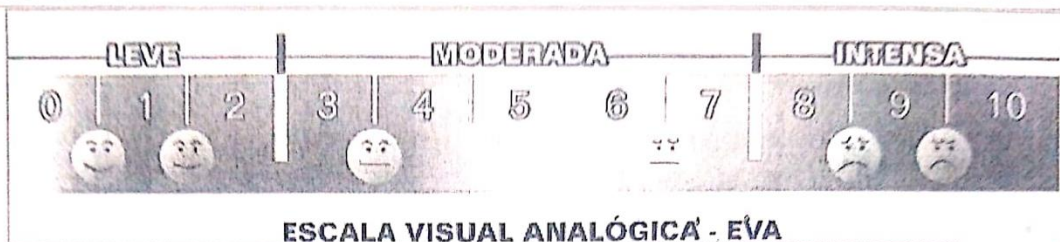
**8. Você sente alguma dor?**  Não    Sim

Em qual parte do corpo? \_\_\_\_\_

Há quanto tempo? \_\_\_\_\_

Em que momento? ( ) Em repouso ( ) Em movimento ( ) Em repouso e em movimento

Com que frequência? \_\_\_\_\_ Faz tratamento para dores?  Não    Sim  
 Qual? \_\_\_\_\_ Qual o nível da sua dor? \_\_\_\_\_



9. Você possui dificuldade para caminhar?  Não  Sim

10. Você faz uso de algum dispositivo locomotor?

Não  Sim  Órtese  Prótese

Em que parte(s) do corpo? \_\_\_\_\_

11. Faz terapia de reposição hormonal? Há quanto tempo? \_\_\_\_\_

12. Você tem plano de saúde? ( ) Sim ( ) Não

Em caso positivo, qual plano? \_\_\_\_\_

13. Você faz uso de medicamentos?  Não  Sim

Se sim, descreva quais são, para quê são utilizados e horários dos medicamentos?

---



---



---



---



---



**14. Marque um ou mais problemas de saúde que você possui  
 (Diagnosticado pelo Médico):**

Doença	Possui	Observações
Diabetes	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	Tipo:
Hipertensão	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	
Osteopenia	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	Onde?
Osteoporose	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	Onde?
Fibromialgia	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	
Artrite	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	Onde?
Artrose	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	Onde?
Problemas de coluna (hérnia de disco, lombalgias, etc.)	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	Qual problema?
Problemas cardíacos	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	Qual?
Problemas Respiratórios	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	Qual?
Depressão	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	
Usa óculos?	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	
Problemas visuais (outros)	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	
Problemas de audição	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	Usa aparelho?
Labirintite	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	
Incontinência Urinária	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	
Você faz ou já fez Psicoterapia?	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	Quanto tempo?
Outros problemas de saúde que você gostaria de informar: _____ _____		



**15. SOFREU QUEDAS NO ÚLTIMO ANO?**

Não  Sim Quantas vezes? \_\_\_\_\_

Como aconteceu a queda mais recente? \_\_\_\_\_

Sofreu alguma fratura ou machucado grave decorrente da(s) queda(s)?

Não  Sim Onde? \_\_\_\_\_

**16. VOCÊ SENTE MEDO DE CAIR? Marque na escala abaixo o número correspondente à intensidade do seu medo:**

①                      ②                      ③                      ④                      ⑤

(Nenhum Medo)

(Muito Medo)

Utilize o espaço abaixo para informar sobre aspectos de sua saúde física ou mental que não foram contemplados nas questões anteriores e que você considera importante de ser destacado.

---

---

---

Declaro verdadeiras TODAS informações (ASSINATURA DO ALUNO): \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Pesquisador: \_\_\_\_\_

MUITO OBRIGADO!!



## 12.2 Anexo B – Mini Exame do Estado Mental



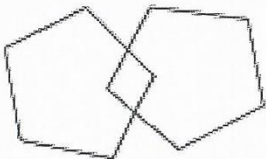
Universidade de Brasília – UnB  
 Faculdade de Educação Física – FEF  
 Grupo de Estudos e Pesquisas sobre Atividade Física para idosos - GEPAFI



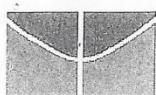
### Mini-exame do Estado Mental - MEEM

Nome: \_\_\_\_\_ ID: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ Avaliador: \_\_\_\_\_

Orientação temporal (5 pontos)	Qual é o ANO, SEMESTRE, MÊS, DIA DO MÊS e DIA DA SEMANA em que estamos?	
Orientação espacial (5 pontos)	Qual é o ESTADO, CIDADE, BAIRRO, RUA e LOCAL em que estamos?	
Registro (3 pontos)	Repetir: CANECA, TIJOLO, TAPETE.	
Atenção e cálculo (5 pontos)	Subtrair: $100-7 = 93-7 = 86-7 = 79-7 = 72-7 = 65$ Ou, soletrar a palavra MUNDO de trás para frente.	
Memória de evocação (3 pontos)	Quais os três objetos perguntados anteriormente?	
Nomear dois objetos (2 pontos)	Relógio e caneta.	
Repetir (1 ponto)	“Nem aqui, nem ali, nem lá.”	
Comando de estágios (3 pontos)	Apanhe esta folha de papel com a mão direita, dobre-a ao meio, e coloque-a no chão.	
Ler e executar (1 ponto)	FECHE OS OLHOS.	
Escrever uma frase (1 ponto)	Escrever uma frase que tenha sentido.	
Copiar diagrama (1 ponto)	Copiar dois pentágonos com interseção.	
		
Escore:		
		Déficit cognitivo: ( ) Sim ( ) Não

### 12.3 Anexo C – Questionário Internacional de Atividade Física



Universidade de Brasília – UnB  
Faculdade de Educação Física – FEF  
Grupo de Estudos e Pesquisas sobre Atividade Física para idosos - GEPAFI



Nome: \_\_\_\_\_ ID: \_\_\_\_\_  
Data: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ Avaliador: \_\_\_\_\_

#### Questionário Internacional de Atividade Física – Versão curta

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física na ÚLTIMA semana. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são MUITO importantes. Por favor, responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre que:

- Atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar MUITO mais forte que o normal
- Atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar UM POUCO mais forte que o normal
- Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza **por pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez.

**1a.** Em quantos dias da última semana você **CAMINHOU** por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) Nenhum

**1b.** Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando **por dia**?

Horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_



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

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA**      ( ) Nenhum

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

Horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

**3a.** Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo, correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA**      ( ) Nenhum

**3b.** Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

Horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentando durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

**4a.** Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?

Horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

**4b.** Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?

Horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

## 12.4 Anexo D – Avaliação Clínica



Universidade de Brasília – UnB  
 Faculdade de Educação Física – FEF  
 Grupo de Estudos e Pesquisas sobre Atividade Física para Idosos - GEPAFI



### Avaliação Clínica

Nome: \_\_\_\_\_ ID: \_\_\_\_\_  
 Data: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ Avaliador: \_\_\_\_\_

PA. ____ / ____ mmHg      FR. ____ rpm FC. ____ bpm      Sat. O <sub>2</sub> : ____ %
Massa Corporal: ____ kg      Estatura: ____ cm
<b>Perimetrias (cm):</b> Tórax: ____      Cintura: ____      Abdômen: ____ Quadril: ____      Coxa: ____      Panturrilha: ____



## 12.5 Anexo E – Testes Funcionais



Universidade de Brasília – UnB  
Faculdade de Educação Física – FEF  
Grupo de Estudos e Pesquisas sobre Atividade Física para idosos - GEPAFI



### TESTES FUNCIONAIS

Nome: \_\_\_\_\_ ID: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ Avaliador: \_\_\_\_\_

#### FITNESS TEST - RIKLI & JONES (2008)

**1. Sentar e levantar (30 segundos)**

\_\_\_\_\_ repetições

**2. Flexão de antebraço (30 segundos)**

\_\_\_\_\_ repetições

**3. Teste de sentar e alcançar**

\_\_\_\_\_ cm

**4. Time Up and Go (2,44 metros)**

1. \_\_\_\_\_ 2. \_\_\_\_\_ 3. \_\_\_\_\_ **MÉDIA=** \_\_\_\_\_

**5. Alcançar Atrás das Costas**

\_\_\_\_\_ cm (não esquecer da utilização do sinal)

**6. Marcha Estacionária**

\_\_\_\_\_ reps

**7. Teste de 6 minutos**

\_\_\_\_\_ voltas **METROS =** \_\_\_\_\_

#### PREENSÃO MANUAL (DINAMÔMETRO PALMAR)

Mão dominante: ( ) direita ( ) esquerda

\_\_\_\_\_ Mão dominante: 1. \_\_\_\_\_ 2. \_\_\_\_\_ 3. \_\_\_\_\_ **MÉDIA=** \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ Mão não dominante: 1. \_\_\_\_\_ 2. \_\_\_\_\_ 3. \_\_\_\_\_ **MÉDIA=** \_\_\_\_\_

#### TESTE APOIO UNIPODAL

Perna dominante: ( ) direita ( ) esquerda

DIREITA : 1. \_\_\_\_\_ 2. \_\_\_\_\_ 3. \_\_\_\_\_

ESQUERDA: 1. \_\_\_\_\_ 2. \_\_\_\_\_ 3. \_\_\_\_\_

## 12.6 Anexo F – QuickScreen Falls Risk Assessment



Universidade de Brasília – UnB  
 Faculdade de Educação Física – FEF  
 Grupo de Estudos e Pesquisas sobre Atividade Física para idosos - GEPAFI



Nome: \_\_\_\_\_ ID: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ Avaliador: \_\_\_\_\_

## QuickScreen Clinical Falls Risk Assessment

AVALIAÇÃO	PRESENÇA DE FATOR DE RISCO (por favor, circule)	AÇÃO
-----------	--	------

## Quedas anteriores

Uma ou mais quedas no último ano	Sim / Não	
----------------------------------	-----------	--

## Medicamentos

Quatro ou mais (excluir vitaminas)	Sim / Não	
Algum psicotrópico	Sim / Não	

## Visão

Teste de acuidade visual – incapaz de ler tudo até a 5ª linha	Sim / Não	
---	-----------	--

## Sensação periférica

Teste de sensibilidade tátil – incapaz de sentir dois de três estímulos aplicados	Sim / Não	
---	-----------	--

## Força / Tempo de reação / Equilíbrio

Teste de semi-tandem – incapaz de permanecer por 10 s	Sim / Não	
Teste de step alternado – incapaz de completar em 10 s	Sim / Não	
Teste de passar da posição sentada para em pé – incapaz de completar em 12 s	Sim / Não	

Número de fatores de risco	0-1	2-3	4-5	6+
Probabilidade de cair	7%	13%	27%	49%

Este paciente tem \_\_\_\_ % de probabilidade de cair nos próximos 12 meses.

Observações:

---



---



---



---

