



Universidade de Brasília - UnB  
Faculdade UnB Gama - FGA  
Engenharia Eletrônica

**Análise dinâmica de equilíbrio baseada na  
trajetória do Centro de Gravidade utilizando  
*BlazePose***

Autor: Ludmylla Martins Caetano  
Orientador: Profa. Dra. Claudia Patricia Ochoa Diaz

Brasília, DF  
2023



Ludmylla Martins Caetano

**Análise dinâmica de equilíbrio baseada na trajetória do  
Centro de Gravidade utilizando *BlazePose***

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em (Engenharia Eletrônica).

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Orientador: Profa. Dra. Claudia Patricia Ochoa Diaz

Brasília, DF

2023

---

Ludmylla Martins Caetano

Análise dinâmica de equilíbrio baseada na trajetória do Centro de Gravidade utilizando *BlazePose*/ Ludmylla Martins Caetano. – Brasília, DF, 2023-55 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Profa. Dra. Claudia Patricia Ochoa Diaz

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB  
Faculdade UnB Gama - FGA , 2023.

1. Centro de Gravidade. 2. Equilíbrio. I. Profa. Dra. Claudia Patricia Ochoa Diaz. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Análise dinâmica de equilíbrio baseada na trajetória do Centro de Gravidade utilizando *BlazePose*

CDU 02:141:005.6

---

Ludmylla Martins Caetano

## **Análise dinâmica de equilíbrio baseada na trajetória do Centro de Gravidade utilizando *BlazePose***

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em (Engenharia Eletrônica).

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 27 de Julho de 2023:

---

**Profa. Dra. Claudia Patricia Ochoa  
Diaz**  
Orientador

---

**Prof. Dr. Jorge Andrés Cormane  
Angarita**  
Convidado 1

---

**Prof. Dr. Roberto de Souza Baptista**  
Convidado 2

Brasília, DF  
2023

# Agradecimentos

Agradeço à minha orientadora Claudia Patricia Ochoa Diaz por ter me guiado durante a realização desse trabalho. Agradeço especialmente pela motivação e por ter sido compreensiva quanto aos imprevistos que eu encontrei ao longo do caminho.

Agradeço à minha família, por ter me ajudado a me manter firme durante os anos da graduação. Apesar de estarem longe, sempre me serviram de apoio e aconchego durante os momentos difíceis, me ajudando a enxergar o plano completo das situações.

Agradeço à faculdade do Gama e a Universidade de Brasília por ter proporcionado o conhecimento necessário para a realização desse trabalho e por ter me ajudado a encontrar um caminho a seguir.

# Resumo

A análise da trajetória do Centro de Gravidade em conjunto com a base de suporte fornece informações acerca da estabilidade e do equilíbrio do indivíduo. A avaliação do equilíbrio é geralmente realizada no cenário estático ou em laboratórios com sensores para a captura dos movimentos. O presente trabalho utiliza um teste de equilíbrio dinâmico, DGI, em conjunto com a rede neural *BlazePose*, capaz de estimar a pose humana, para correlacionar a base de suporte com a trajetória do centro de gravidade. A captura das imagens nos planos frontal e sagital é realizada com um smartphone e o centro de gravidade é obtido utilizando o método da segmentação. O propósito desse trabalho é definir uma métrica que correlacione as distâncias entre o centro de gravidade e a base de suporte com a manutenção do equilíbrio durante a marcha.

**Palavras-chaves:** Centro de Gravidade. Blazepose. Dynamic Gait Index. Base de Suporte Método da Segmentação.

# Abstract

The analysis of the Center of Gravity trajectory in conjunction with the base of support provides information about the stability and balance of the individual. Balance assessment is usually performed in a static setting or in laboratories with sensors to capture movements. The present work uses a dynamic balance test, DGI, in conjunction with the *BlazePose* neural network, capable of estimating human pose, to correlate the base of support with the trajectory of the center of gravity. The images are captured in the frontal and sagittal planes with a smartphone and the center of gravity is obtained using the segmentation method. The purpose of this work is to define a metric correlating the distances between the center of gravity and the base of support with the maintenance of balance during gait.

**Key-words:** Center of Gravity. *BlazePose*. Dynamic Gait Index. Base of Support. Segmentation Method.

# Lista de ilustrações

Figura 1 – Relação entre a dimensão dos segmentos corporais e a altura. Retirado de (WINTER, 1990) . . . . .	15
Figura 2 – Localização do CoM de um segmento de corpo com relação a sua massa distribuída. Retirado de (WINTER, 1990) . . . . .	16
Figura 3 – Projeção do CoM no chão. A base de suporte utilizada foi uma placa de oscilação ( <i>Wobble Board</i> ). Retirado de (NGUYEN et al., 2022) . . . . .	18
Figura 4 – Evolução dos Testes de Avaliação de Equilíbrio. . . . .	21
Figura 5 – Trajetória do CoG e do CoP em dois passos durante a caminhada. As siglas indicam o tempo em que ocorreu o evento indicado por elas. Sendo RTO (Right Toe Off - Pé direito fora da base de suporte), RHC (Right Heel Contact - Contato do pé direito com a base de suporte), LTO (Left Toe Off - Pé esquerdo fora da base de suporte) e LHC (Left Heel Contact - Contato do calcanhar esquerdo com a base de suporte). Retirado de (WINTER, 1995) . . . . .	24
Figura 6 – Trajetória do CoG durante a caminhada. Retirado de (DIAZ, 2015) . . . . .	25
Figura 7 – Topologia BlazePose das 33 articulações do corpo humano. Retirado de (BAZAREVSKY et al., 2020) . . . . .	26
Figura 8 – Arquitetura da rede neural. Adaptado de (BAZAREVSKY et al., 2020) . . . . .	26
Figura 9 – Obtenção da trajetória do CoG através de um vídeo. O <i>BlazePose</i> é utilizado para a obtenção dos marcadores corporais que serão utilizados no cálculo do CoM. Os dados são filtrados e as coordenadas separadas para obtenção do CoG em função do tempo. . . . .	31
Figura 10 – Voluntário analisado para a obtenção da trajetória do centro de gravidade. a) Início do movimento. b) Durante o movimento. c) Final do movimento. Retirado de (OLIVEIRA, 2021) . . . . .	33
Figura 11 – Trajetória do CoG utilizando os marcadores nos pés. Os movimentos dos pés estão marcados nos pontos RHC: Contato do calcanhar direito; LHC: Contato do calcanhar esquerdo; RTO: Pé direito fora do chão; LTO: Pé esquerdo fora do chão. As fases da marcha estão destacadas em amarelo, fase de apoio, e em azul, fase de balanço. . . . .	33
Figura 12 – Trajetória do CoG, em amarelo, delimitada pela posição dos marcadores nos calcanhares, direito em vermelho e esquerdo em verde. Os pontos em verde e vermelho indicam o momento do pé totalmente na superfície. . . . .	35
Figura 13 – Base de Suporte, aproximada, delimitada pelo retângulo em preto. a) Suporte Duplo parado; b) Suporte Duplo durante o passo. . . . .	36

Figura 14 – Obtenção do centroide da BoS. Intersecção entre as diagonais do paralelogramo. Marcadores em vermelho. Sendo CO o centroide. . . . .	37
Figura 15 – Segmentos corporais durante a realização de três etapas do DGI. a) Marcha normal. b) Passagem por cima de obstáculo. c) Subir escadas. . . . .	38
Figura 16 – Primeira etapa do DGI no plano Sagital. . . . .	39
Figura 17 – Oitava etapa do DGI no plano Sagital. . . . .	40
Figura 18 – Segmentos corporais durante a realização das etapas do DGI no plano frontal. Centro de Massa destacado em amarelo. a) Durante a marcha. b) Fim da marcha, ambos os pés totalmente em contato com o solo. . . . .	42
Figura 19 – DGI no plano Frontal. Casos Padrão e Vendado para o indivíduo 1. . . . .	47

# Lista de tabelas

Tabela 1 – Dados Antropométricos dos segmentos corporais. Retirado de (WINTER, 1990).	17
Tabela 2 – Médias obtidas na interação entre o CoG e o BoS para as três populações analisadas. As siglas representam: HY(Jovens adultos saudáveis), HE (Adultos saudáveis) e EF (idosos com tendência a queda). Retirado de (LUGADE et al., 2011).	19
Tabela 3 – Interpretação do resultado do ICC. Retirado de (CICCHETTI, 1994).	28
Tabela 4 – Interpretação do resultado do ICC. Retirado de (KOO T. K.; LI, 2016).	28
Tabela 5 – Convenção para o uso do ICC. Fórmulas para o cálculo do Coeficiente de Intraclasse dependendo dos parâmetros escolhidos para a pesquisa. Onde $MS_R$ = média quadrática para as linhas; $MS_W$ = média quadrática para fontes residuais de variância; $MS_E$ = média quadrática do erro; $MS_C$ = média quadrática das colunas; $n$ = número de sujeitos; $k$ = número de avaliadores/medições. Retirado de (KOO T. K.; LI, 2016).	29
Tabela 6 – Valores obtidos para o ICC em cada etapa do DGI.	41
Tabela 7 – Tabela com os parâmetros da marcha correspondentes ao item 1 do DGI	47
Tabela 8 – Tabela com os parâmetros da marcha correspondentes ao item 2 do DGI	48
Tabela 9 – Tabela com os parâmetros da marcha correspondentes ao item 3 do DGI	48
Tabela 10 – Tabela com os parâmetros da marcha correspondentes ao item 4 do DGI	48
Tabela 11 – Tabela com os parâmetros da marcha correspondentes ao item 5 do DGI	49
Tabela 12 – Tabela com os parâmetros da marcha obtidos para o indivíduo 1 durante as etapas 1 e 2 do DGI	49
Tabela 13 – Tabela com os parâmetros da marcha obtidos para o indivíduo 1 durante as etapas de 3 a 5 do DGI	49
Tabela 14 – Tabela com os valores obtidos para o ICC comparando as distâncias entre o CoG e o centroide da BoS	51

# Lista de abreviaturas e siglas

<i>ANN</i>	<i>Artificial Neural Network</i>
<i>AVC</i>	<i>Acidente Vascular Cerebral</i>
<i>BBS</i>	<i>Base Balance Scale</i>
<i>BoS</i>	<i>Base of Support</i>
<i>CoG</i>	<i>Center of Gravity</i>
<i>CoM</i>	<i>Center of Mass</i>
<i>CoP</i>	<i>Center of Pressure</i>
<i>DGI</i>	<i>Dynamic Gait Index</i>
<i>FGA</i>	<i>Functional Gait Assessment</i>
<i>HAT</i>	<i>Head, Arms and Trunk</i>
<i>ICC</i>	<i>Intraclass Correlation Coefficient</i>
<i>LHC</i>	<i>Left Heel Contact</i>
<i>LTO</i>	<i>Left Toe Off</i>
<i>OGS</i>	<i>Observational Gait Scale</i>
<i>POMA</i>	<i>Performance Oriented Mobility Assessment</i>
<i>RTO</i>	<i>Right Toe Off</i>
<i>RHC</i>	<i>Right Heel Contact</i>
<i>RGB</i>	<i>Red Green Blue</i>
<i>ROI</i>	<i>Region Of Interest</i>
<i>TCC</i>	<i>Trabalho de Conclusão de Curso</i>
<i>TUG</i>	<i>Timed Up &amp; Go</i>

# Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>13</b>
1.1	Considerações iniciais	13
1.2	Objetivo Geral	14
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO</b>	<b>15</b>
2.1	Centro de Massa	15
2.1.1	Cálculo do CoM	16
2.1.2	Relação entre o CoM e o CoG	17
2.1.3	Relação entre o Centro de Gravidade e a Base de Suporte	18
2.2	Equilíbrio	19
2.2.1	Testes de avaliação de equilíbrio	19
2.2.1.1	Dynamic Gait Index (DGI)	21
2.3	Ciclo da Marcha	22
2.3.1	Fase de apoio	23
2.3.2	Fase de balanço	23
2.3.3	Variação do CoG durante a marcha	24
2.4	Redes Neurais	25
2.4.1	MediaPipe BlazePose	25
2.4.1.1	Detecção de pose	25
2.5	Métodos Estatísticos para a Análise de dados	27
2.5.1	ICC	27
<b>3</b>	<b>DESENVOLVIMENTO</b>	<b>30</b>
3.1	Estimativa da pose humana	30
3.1.1	Câmera	30
3.1.2	Inferência dos pontos de articulação	30
3.2	Cálculo do CoM pelo método da segmentação	32
3.3	Extração do CoG	32
3.4	Análise Dinâmica do equilíbrio utilizando o DGI	34
3.4.1	Execução dos Experimentos	34
3.5	Obtenção das Trajetórias	34
3.6	Análise dos dados	35
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	<b>38</b>
4.1	DGI no plano Sagital	38
4.1.1	Análise espectral da trajetória do CoG	38

4.1.2	Resultado do ICC . . . . .	40
<b>4.2</b>	<b>DGI no plano frontal . . . . .</b>	<b>41</b>
4.2.1	Trajectoria M/L do CoG . . . . .	41
4.2.2	Relação CoG e BoS . . . . .	47
4.2.3	Resultado do ICC . . . . .	50
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES . . . . .</b>	<b>52</b>
	<b>REFERÊNCIAS . . . . .</b>	<b>54</b>

# 1 Introdução

## 1.1 Considerações iniciais

A perda total do equilíbrio é a maior causa de lesões e mortes entre a população geriátrica (mais de 60 anos) (RICHMOND et al., 2021). Além disso, segundo (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2020), as quedas são responsáveis por uma quantidade de mortes correspondente a metade causada pelos acidentes de carro. Dados que evidenciam a necessidade de ferramentas de avaliação de equilíbrio, já que, com o passar dos anos, a perda do equilíbrio é acentuada tornando o risco de queda mais elevado.

Uma avaliação clínica do equilíbrio é importante para a detecção e o diagnóstico de patologias. Problemas de equilíbrio podem ter tanto consequências físicas (quedas) quanto sociais (restrição de atividades e isolamento), tornando os impactos dos problemas de equilíbrio uma questão tanto para os indivíduos afetados quanto para a sociedade.

Os métodos utilizados para a avaliação do equilíbrio e da postura humana em clínicas e centros de saúde, são por vezes de uso restrito e de difícil acesso. Durante a marcha, composta geralmente por movimentos suaves e repetitivos, o corpo tende a se movimentar de modo a manter o centro de massa, ponto imaginário onde a massa está concentrada, dentro da base de suporte, local na superfície delimitado pelos pés. A marcha envolve uma série de movimentos complexos que se repetem de uma forma cíclica (fase de apoio e de balanço), tornando a generalização através da análise de um ciclo possível.

A trajetória do CoG, Centro de Gravidade, a projeção do CoM em um único eixo, pode ser estimada através da utilização de sensores como o Kinect para a captura dos movimentos do usuário, como realizado por (DIAZ et al., 2012). O trabalho em questão analisou o equilíbrio de um indivíduo adulto, utilizando a Escala Berg de Equilíbrio (BBS). O cálculo do CoM foi feito utilizando o método da segmentação e a análise dos resultados utilizou cálculo de dispersão.

Utilizando o Centro de Gravidade e o algoritmo *BlazePose*, a avaliação do equilíbrio pode ser realizada utilizando uma câmera de smartphone para capturar o movimento do usuário, (OLIVEIRA, 2021). O algoritmo é utilizado como um sensor, capturando os dados que serão posteriormente tratados e analisados.

A análise do CoG pode ser utilizado na avaliação motora da doença de Parkinson, já que geralmente os pacientes possuem alguma interação inadequada entre os sistemas vestibular, visual e proprioceptivo, deslocando o CoG para frente (LEDDY et al., 2011). Também pode ser utilizado no tratamento ou detecção de vícios de marcha em pacientes com escoliose ou outras alterações na coluna.

## 1.2 Objetivo Geral

Este trabalho estuda uma alternativa para a avaliação do equilíbrio postural, em um cenário dinâmico, baseada no Centro de Gravidade e na análise de imagens de vídeo.

Utilizando a ferramenta *BlazePose* pode-se obter a posição do paciente e posteriormente a variação do centro de gravidade. Como a tendência do corpo humano é corrigir o centro de gravidade para garantir o equilíbrio, a análise dessas variações em conjunto com a base de suporte (BoS) pode ser utilizada na detecção de problemas posturais e de equilíbrio no paciente analisado, facilitando a obtenção do diagnóstico e a elaboração do tratamento.

## 2 Fundamentação

### 2.1 Centro de Massa

O Centro de Massa (CoM) é definido como um ponto imaginário onde toda a massa do corpo está concentrada. A análise de sua trajetória fornece características importantes de equilíbrio e estabilidade corporal, podendo ser utilizada para descrever a marcha humana em cenários dinâmicos. Além disso, a localização do CoM é útil na análise do comportamento locomotor na medicina, engenharia, ergonomia e nos esportes (WS, 2018).

Segundo a explicação mecânica da conservação do equilíbrio, um corpo com maior massa e base, e uma localização mais baixa do CoM pode preservar o equilíbrio de maneira mais eficaz quando empurrado ou puxado. Em condições estáticas quando a projeção do centro de massa se move para fora da base de suporte a pessoa cai (WS, 2018).

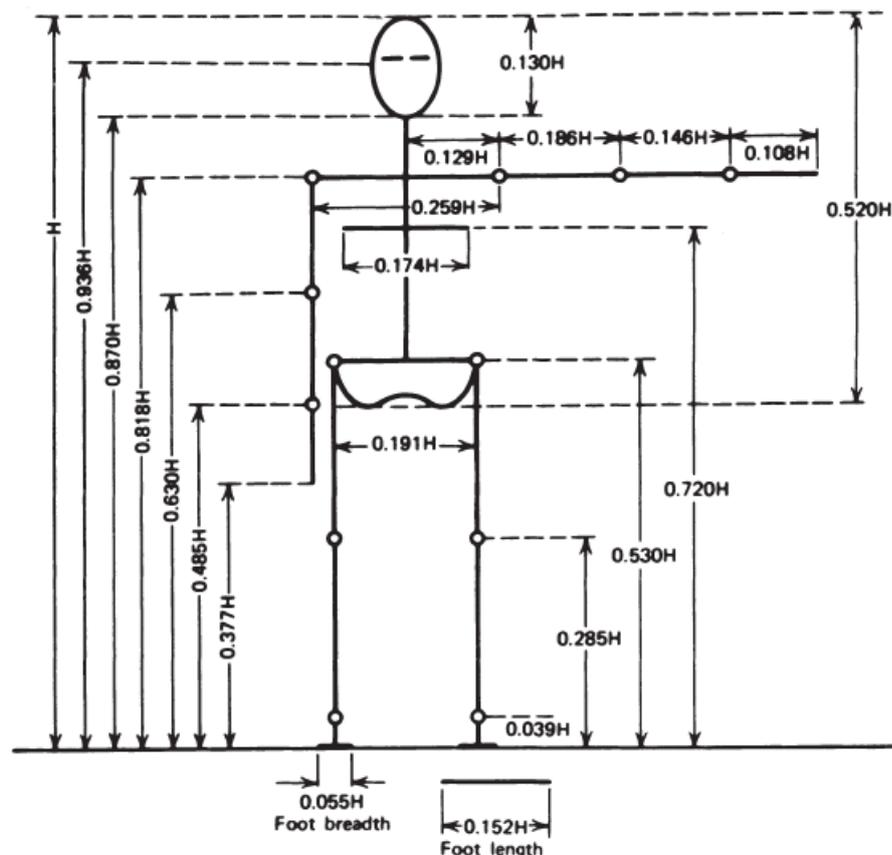


Figura 1 – Relação entre a dimensão dos segmentos corporais e a altura. Retirado de (WINTER, 1990)

### 2.1.1 Cálculo do CoM

O método da segmentação é utilizado para o cálculo do CoM. Para a sua execução são necessárias informações tabeladas oriundas de estudos antropométricos, que permitem o cálculo para cada segmento e a obtenção do CoM de todo o corpo pelo centroide do sistema.

Conforme a massa do corpo aumenta a massa de cada segmento corporal também aumenta. A localização do centro de massa é dada por uma porcentagem do comprimento do segmento desde a extremidade distal ou proximal. Em cadáveres é possível determinar o centro de massa determinando o centro de equilíbrio de cada segmento. Para um corpo vivo o cálculo é feito utilizando a área transversal e o comprimento. A massa total do segmento,  $M$ , é dada por:

$$M = \sum_{i=1}^n m_i \quad (2.1)$$

Onde  $m_i$  é a massa da seção  $i$ , dada por  $m_i = d_i V_i$ .

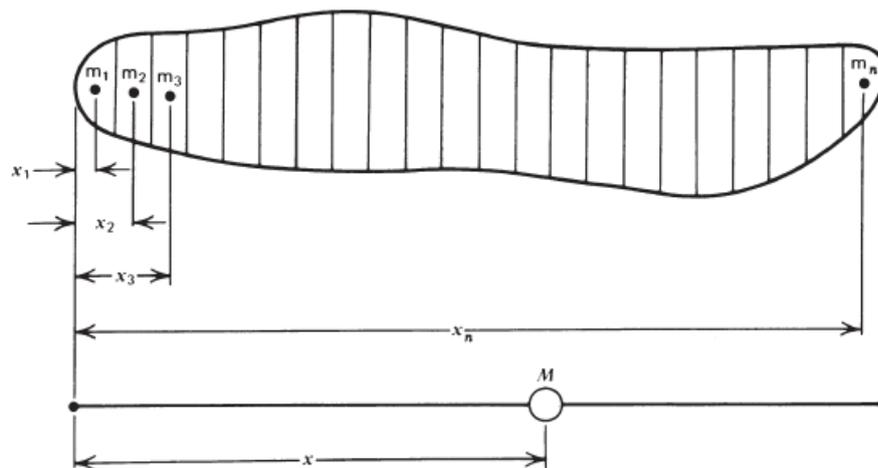


Figura 2 – Localização do CoM de um segmento de corpo com relação a sua massa distribuída. Retirado de (WINTER, 1990)

Assumindo a densidade uniforme no segmento:

$$M = d \sum_{i=1}^n V_i \quad (2.2)$$

Considerando o centro de massa como estando deslocado uma distância  $x$  da borda esquerda de cada segmento:

$$x = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^n m_i x_i \quad (2.3)$$

Com o corpo em movimento o CoM se altera continuamente. Assim é necessário recalculá-lo em certos intervalos de tempo. Para isso deve-se conhecer a trajetória do

corpo. Considerando o CoM localizado em  $(x_0, y_0, z_0)$ , com cada coordenada podendo ser calculada separadamente, sendo a massa total  $M = m_1 + m_2 + \dots + m_n$ , tem-se:

$$x_0 = \frac{m_1x_1 + m_2x_2 + \dots + m_nx_n}{M} \quad (2.4)$$

$$y_0 = \frac{m_1y_1 + m_2y_2 + \dots + m_ny_n}{M} \quad (2.5)$$

$$z_0 = \frac{m_1z_1 + m_2z_2 + \dots + m_nz_n}{M} \quad (2.6)$$

TABLE 4.1 Anthropometric Data

Segment	Definition	Segment Weight/Total Body Weight	Center of Mass/ Segment Length		Radius of Gyration/ Segment Length			Density
			Proximal	Distal	C of G	Proximal	Distal	
Hand	Wrist axis/knuckle II middle finger	0.006 M	0.506	0.494 P	0.297	0.587	0.577 M	1.16
Forearm	Elbow axis/ulnar styloid	0.016 M	0.430	0.570 P	0.303	0.526	0.647 M	1.13
Upper arm	Glenohumeral axis/elbow axis	0.028 M	0.436	0.564 P	0.322	0.542	0.645 M	1.07
Forearm and hand	Elbow axis/ulnar styloid	0.022 M	0.682	0.318 P	0.468	0.827	0.565 P	1.14
Total arm	Glenohumeral joint/ulnar styloid	0.050 M	0.530	0.470 P	0.368	0.645	0.596 P	1.11
Foot	Lateral malleolus/head metatarsal II	0.0145 M	0.50	0.50 P	0.475	0.690	0.690 P	1.10
Leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.0465 M	0.433	0.567 P	0.302	0.528	0.643 M	1.09
Thigh	Greater trochanter/femoral condyles	0.100 M	0.433	0.567 P	0.323	0.540	0.653 M	1.05
Foot and leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.061 M	0.606	0.394 P	0.416	0.735	0.572 P	1.09
Total leg	Greater trochanter/medial malleolus	0.161 M	0.447	0.553 P	0.326	0.560	0.650 P	1.06
Head and neck	C7-T1 and 1st rib/ear canal	0.081 M	1.000	— PC	0.495	0.116	— PC	1.11
Shoulder mass	Sternoclavicular joint/glenohumeral axis	—	0.712	0.288	—	—	—	1.04
Thorax	C7-T1/T12-L1 and diaphragm*	0.216 PC	0.82	0.18	—	—	—	0.92
Abdomen	T12-L1/L4-L5*	0.139 LC	0.44	0.56	—	—	—	—
Pelvis	L4-L5/greater trochanter*	0.142 LC	0.105	0.895	—	—	—	—
Thorax and abdomen	C7-T1/L4-L5*	0.355 LC	0.63	0.37	—	—	—	—
Abdomen and pelvis	T12-L1/greater trochanter*	0.281 PC	0.27	0.73	—	—	—	1.01
Trunk	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.497 M	0.50	0.50	—	—	—	1.03
Trunk head neck	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.578 MC	0.66	0.34 P	0.503	0.830	0.607 M	—
Head, arms, and trunk (HAT)	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.678 MC	0.626	0.374 PC	0.496	0.798	0.621 PC	—
HAT	Greater trochanter/mid rib	0.678	1.142	—	0.903	1.456	—	—

\*NOTE: These segments are presented relative to the length between the greater trochanter and the glenohumeral joint. Source Codes: M, Dempster via Miller and Nelson; *Biomechanics of Sport*, Lea and Febiger, Philadelphia, 1973. P, Dempster via Plagenhoef; *Patterns of Human Motion*, Prentice-Hall, Inc. Englewood Cliffs, NJ, 1971. L, Dempster via Plagenhoef from living subjects; *Patterns of Human Motion*, Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, NJ, 1971. C, Calculated.

Tabela 1 – Dados Antropométricos dos segmentos corporais. Retirado de (WINTER, 1990).

### 2.1.2 Relação entre o CoM e o CoG

O Centro de Gravidade (CoG) é uma variável intrinsecamente relacionada ao Centro de Massa (CoM). Por vezes é confundida com o Centro de Pressão (CoP), ou utilizada como sinônimo. Enquanto o Centro de Massa se refere ao ponto imaginário em que a massa pode ser considerada concentrada, o CoG corresponde a projeção vertical do CoM na superfície. Já o CoP é independente do CoM, se referindo a média ponderada de todas as pressões sobre superfície da área em contato com o solo (WINTER, 1995).

O CoM é um termo mais genérico enquanto o CoG se refere ao CoM em apenas um eixo. Em dois eixos deve-se usar o termo Centro de Massa. A projeção do CoM no chão é o CoG, como mostrado na figura 3. A trajetória do CoG apresenta um comportamento senoidal nas direções vertical e Médio/Lateral (DIAZ, 2015).

O estudo realizado por (NGUYEN et al., 2022) utilizando como base de suporte uma placa de oscilação (*Wobble Board*) elaborou uma nova variável para a substituição

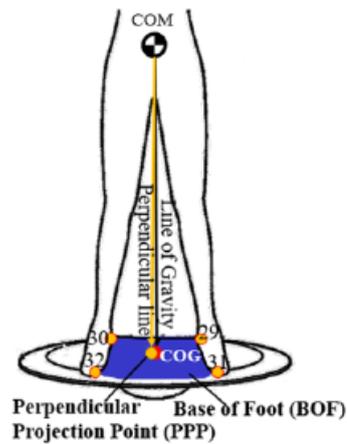


Figura 3 – Projeção do CoM no chão. A base de suporte utilizada foi uma placa de oscilação (*Wobble Board*). Retirado de (NGUYEN et al., 2022)

do CoG na análise de equilíbrio. O estudo também fez uso do MediaPipe Pose para a obtenção do Centro de Massa a partir dos segmentos corporais obtidos com a ferramenta.

### 2.1.3 Relação entre o Centro de Gravidade e a Base de Suporte

Segundo (LUGADE et al., 2011) a análise da interação entre o CoG e a BoS pode ser mais sensível em detectar falhas no equilíbrio e adaptações na marcha na população idosa que a BBS. O estudo analisou a interação entre a posição e a velocidade do CoG com a BoS ao longo da marcha. A quantificação foi feita utilizando 3 parâmetros:

1. A menor distância entre o CoG e a borda da BoS no decorrer da marcha;
2. A distância do CoG ao centroide da BoS;
3. A distância do CoG a BoS ao longo da direção da velocidade do CoG.

O estudo analisou três populações: 20 jovens adultos saudáveis; 10 adultos saudáveis e 10 idosos com tendência a queda. Cada sujeito caminhou descalço durante 10 metros. Os jovens adultos fizeram um teste a mais caminhando em uma velocidade menor que a usual. Os movimentos foram capturados por uma câmera de análise movimento e passados em um filtro passa baixa Butterworth de 4ª ordem, com frequência de corte de 8 Hz.

O CoM foi calculado utilizando o método da segmentação e a velocidade utilizando o Algoritmo de Woltring. A área da BoS foi definida conforme a configuração dos dois pés. Foi calculada a média para cada um dos parâmetros, onde os resultados estão apresentados na tabela 2.

Group averages (SD) for the CoM and the BoS interaction at heel strike and toe off.

Gait variable	HY	HE	EF
Gait velocity (m/s)	1.38 (0.14)	1.26 (0.20)	1.02 <sup>*†</sup> (0.10)
At heel strike (CoM inside BoS)			
CoM stability margin (cm)	3.5 (0.4)	3.5 (0.6)	3.9 (0.8)
Distance to centroid (cm)	2.2 (0.7)	2.2 (0.4)	2.5 (0.4)
CoMv distance to border (cm)	23.0 (4.1)	18.7 <sup>*</sup> (4.0)	17.5 <sup>*</sup> (2.6)
Time to contact (ms)	157.4 (30.9)	146.0 (39.4)	165.3 (25.9)
BoS area (cm <sup>2</sup> )	475.0 (59.8)	435.4 (57.2)	401.9 <sup>*</sup> (71.7)
At toe off (CoM outside BoS)			
CoM separation (cm)	12.4 (2.5)	10.4 (2.4)	8.3 <sup>*</sup> (2.4)
Distance to centroid (cm)	25.5 (2.6)	23.4 (3.0)	21.4 <sup>*</sup> (2.4)
CoMv distance to border (cm)	17.2 (3.7)	15.3 (6.7)	11.3 <sup>*</sup> (4.0)
Time to contact (ms)	117.2 (25.3)	111.0 (39.9)	114.9 (38.9)
BoS area (cm <sup>2</sup> )	218.0 (34.2)	219.8 (35.7)	227.7 (40.0)

<sup>\*</sup> Significant difference from HY ( $P < .0167$ ).

<sup>†</sup> Significant difference from HE ( $P < .0167$ ).

Tabela 2 – Médias obtidas na interação entre o CoG e o BoS para as três populações analisadas. As siglas representam: HY (Jovens adultos saudáveis), HE (Adultos saudáveis) e EF (idosos com tendência a queda). Retirado de (LUGADE et al., 2011).

Pelos resultados obtidos concluiu-se que uma margem de estabilidade menor (*stability margin*), definida como a distância do CoG a borda da BoS, pode indicar uma configuração menos estável. Uma distância menor entre o CoG e o centroide da BoS indica um maior controle de equilíbrio no caso estático.

## 2.2 Equilíbrio

O equilíbrio é definido como a capacidade do corpo em manter o centro de gravidade dentro da base de suporte, tendo uma relação direta com a forma com que o corpo previne a queda. Se o corpo possui a linha de gravidade dentro da base de suporte o objeto está em equilíbrio, caso contrário está desbalanceado e poderá cair (POLLOCK et al., 2000).

A base de suporte (BoS) é definida como a região abaixo da pessoa que inclui todos os pontos em que a pessoa tem contato com a superfície. O CoG é definido como o ponto em que o CoM desce perpendicularmente até a BoS, pela linha de gravidade (LIM, 2017).

### 2.2.1 Testes de avaliação de equilíbrio

Testes funcionais de equilíbrio auxiliam na documentação do estado e das mudanças com relação ao equilíbrio do indivíduo. Geralmente utilizam um cronômetro e avaliam a capacidade do indivíduo de manter uma certa postura com uma pontuação que varia de zero a 3 ou 5 em uma escala pre-determinada.

Existe uma grande variedade de testes para a avaliação do equilíbrio humano. A grande maioria dos testes avaliam o equilíbrio estático (corpo parado) para os propósitos desse trabalho será avaliado o equilíbrio dinâmico. Alguns testes validados pela literatura são:

- **Performance Oriented Mobility Assessment (POMA) (TINETTI, 1986):** é um instrumento para a avaliação do equilíbrio e da marcha. É utilizado para avaliar o estado de mobilidade de idosos e as mudanças nesse estado ao longo do tempo. Foi desenvolvido por Tinetti em 1986 e necessita apenas de uma cadeira e um cronômetro para a sua aplicação, podendo ser concluído em menos de 15 minutos.
- **Timed Up and Go (TUG) (PODSIADLO D.; RICHARDSON, 1991):** foi criado para a avaliação de equilíbrio em idosos, mas também é utilizado na avaliação de populações com Parkinson, Esclerose múltipla, Alzheimer e doença de Huntington, por exemplo. É um dos 4 testes utilizados na avaliação BOOMER (The Balance Outcome Measure for Elder Rehabilitation). O teste inicia com o indivíduo sentado na cadeira, o mesmo se levanta, percorre um pequeno percurso em linha reta e, se senta novamente. O tempo para a realização do teste é cronometrado e avaliado segundo valores tabelados.
- **Berg Balance Scale (BBS) (BERG K.O.; WOOD-DAUPHINEE et al., 1992):** é um teste bastante conhecido utilizado para avaliar o equilíbrio e os riscos de queda, sendo originalmente criado para a avaliação de idosos. Possui 14 itens e uma pontuação máxima de 56 pontos. Sua avaliação varia de 0 a 4, sendo o primeiro a incapacidade de realizar a tarefa e o último a realização segura e independente da mesma.
- **Observational Gait Scale (OGS):** analisa a marcha através de vídeos. O teste, segundo (BOYD R. N.; GRAHAM, 1999), é útil para crianças que não possuem um tamanho adequado para o equipamento ou que não se mostram cooperativas quanto ao uso.
- **Sensory Organization Test (SOT) (CLENDANIEL, 2000):** é um teste de posturografia computadorizado utilizado para estimar quantitativamente a habilidade individual visual, proprioceptiva e vestibular necessárias para manter o equilíbrio.
- **Functional Gait Assessment (FGA) (WRISLEY et al., 2004):** é uma versão aprimorada do DGI, possuindo tarefas mais desafiadoras. Possui 10 etapas (7 também presentes no DGI).
- **Dynamic Gait Index (DGI) (JONSDOTTIR J.; CATTANEO, 2007):** testa a capacidade do indivíduo de manter o equilíbrio frente a diferentes situações durante

a marcha. É indicado para avaliar a melhora na marcha de pacientes com problemas vestibulares, de equilíbrio e risco de queda.

Analisando os testes de maneira cronológica, figura 4, observa-se a adição de recursos computacionais com o passar dos anos. Os testes da década de 1980 a 1990, como o POMA e o TUG, utilizavam ferramentas simples, apenas um cronômetro, e um movimento igualmente simples, tendo sua avaliação final baseada em dados observacionais. Os testes mais atuais como o FGA e o DGI, possuem mais movimentos a serem analisados e testes dinâmicos.

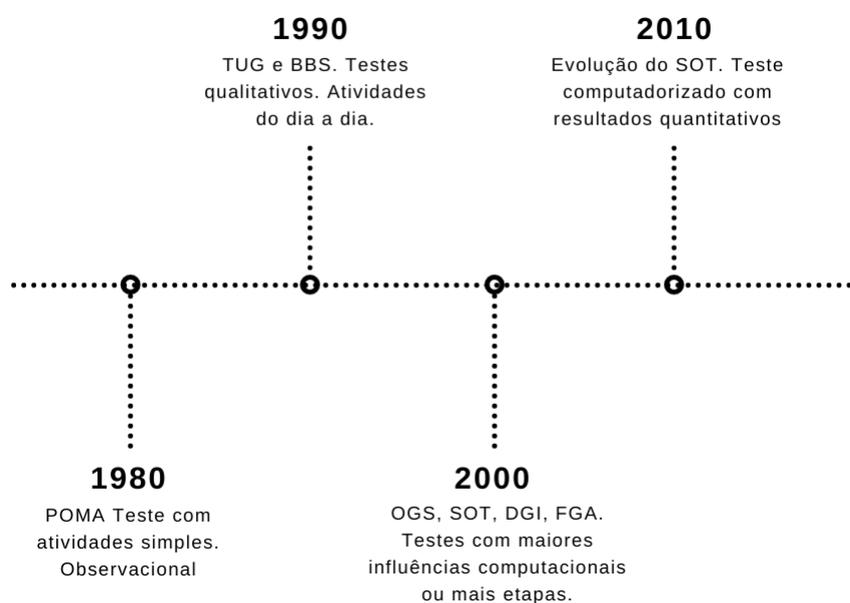


Figura 4 – Evolução dos Testes de Avaliação de Equilíbrio.

### 2.2.1.1 Dynamic Gait Index (DGI)

O Dynamic Gait Index foi desenvolvido por Shumway-Cook e Woollacott (([HERMAN et al., 2009](#))) como uma ferramenta clínica para a avaliação de equilíbrio, marcha e risco de queda. Sua proposta inicial foi a avaliação da capacidade do indivíduo de manter o ritmo da marcha frente a uma mudança no percurso. Desde a sua criação já foi aplicado em casos de esclerose múltipla, AVC (Acidente Vascular Cerebral), doença de Parkinson e idosos com problemas de equilíbrio. É um teste de avaliação de equilíbrio dinâmico.

O DGI avalia a capacidade do indivíduo de manter o equilíbrio frente a mudanças nas condições externas do percurso. Assim é uma excelente ferramenta na avaliação da capacidade de manutenção do equilíbrio dentro da base de suporte. No presente trabalho como ferramenta para a avaliação da eficácia da variação do Centro de gravidade frente a diferentes condições de variação de equilíbrio.

Para a execução do DGI é necessário um percurso de 6 metros com marcações a cada 1,5 metros. Para a última etapa também é necessário escadas ou um degrau. É relativamente rápido de ser executado demorando em média 15 minutos. Um instrutor repassa as instruções ao paciente antes de cada etapa. O DGI possui oito etapas que buscam analisar o equilíbrio do indivíduo e o risco de queda. Sendo elas:

1. Marcha normal: marcha em velocidade normal por 6 metros;
2. Marcha com mudança na velocidade: marcha com alteração da velocidade para “rápido”, após cerca 1,5 metros de marcha normal, e “devagar”, após, aproximadamente 1,5 metros. Após 1,5 metros de marcha alterar para o modo normal de marcha;
3. Marcha com rotação horizontal da cabeça: marcha em velocidade normal com a cabeça para a direita e para a esquerda, por aproximadamente 1,5 metros cada;
4. Marcha com rotação vertical da cabeça: marcha com velocidade normal alterando a direção da cabeça para cima quando o instrutor disser “cima” e para “baixo”, quando assim for requerido;
5. Marcha e rotação: marcha com velocidade normal até o instrutor dizer “vire-se”, quando o analisado deve girar para a direção oposta e parar.
6. Passar por cima de obstáculo: um obstáculo é posicionado na metade do percurso. O indivíduo deve caminhar em velocidade normal, passar por cima do obstáculo e continuar o trajeto.
7. Contornar obstáculos: dois cones são posicionados a 1,5 e a 4,5 metros do início do trajeto. O indivíduo deve andar em velocidade normal e contornar o primeiro cone pela esquerda e o segundo pela direita.
8. Degraus: o indivíduo deve subir e descer a mesma quantidade de degraus.

As etapas são avaliadas, de 0 a 3, indicando, respectivamente, comprometimento severo, moderado e mínimo, e, marcha normal. São analisados a velocidade, o equilíbrio e o padrão da marcha. Uma pontuação maior indica um melhor desempenho nos testes. Um resultado abaixo de 19 pode indicar o risco de queda em idosos.

## 2.3 Ciclo da Marcha

A marcha corresponde ao processo de movimentar o corpo enquanto se mantém o equilíbrio do mesmo. Corresponde a um movimento periódico podendo ser analisado separando um ciclo único do movimento, conforme a figura 6. O ciclo da marcha se inicia quando um pé toca o chão e o mesmo toca o chão novamente, como na figura 5.

Segundo (DIAZ, 2015), o ciclo da marcha é dividido majoritariamente em duas fases: apoio e balanço. A fase de apoio se refere ao momento em que os a perna de referência está em contato com o solo enquanto que a fase de balanço se refere ao momento em que a perna de referência está se movendo para o próximo contato, o estado intermediário entre os contatos da perna de referência no solo.

Durante a marcha o apoio pode ser simples e duplo. O apoio simples ocorre quando há apenas um pé em contato com o solo. No apoio duplo ambos os pés mantêm o contato com a superfície.

### 2.3.1 Fase de apoio

A fase de apoio requer grande estabilidade, por ser o momento em que o peso corporal é transferido entre os membros. Durante o carregamento do peso, o suporte de ambos os membros é requerido. (DIAZ, 2015), É dividida em 5 sub-fases:

1. Contato Inicial: Marca o início da marcha quando o pé faz contato com o solo e o tornozelo está em posição neutra;
2. Resposta a carga: O peso do corpo é passado da perna de principal para a perna de arrasto;
3. Apoio médio: Ocorre o suporte em apenas um membro;
4. Apoio terminal: O suporte continua único, o calcanhar se eleva preparando a saída;
5. Pré-balanço: O suporte duplo assim que a perna principal começa a fase de apoio. Ocorre a elevação dos dedos.

### 2.3.2 Fase de balanço

A fase de balanço descreve o comportamento da perna de arrasto durante os momentos entre o contato com a base de suporte. Possui 3 sub-fases.

1. Aceleração: Os membros inferiores estão atrás do corpo e nesse momento eles se movem para alcançá-lo;
2. Balanço médio: A articulação do tornozelo é deslocada para a posição neutra e a flexão do joelho é máxima possibilitando a saída do pé do solo;
3. Desaceleração: Corresponde ao momento final do ciclo da marcha. O tornozelo volta para a posição neutra.

### 2.3.3 Variação do CoG durante a marcha

A trajetória do CoG apresenta um comportamento senoidal nas direções vertical e Médio/Lateral (DIAZ, 2015) como mostrado na figura 6. Durante a postura estática o desafio do equilíbrio é manter o CoG com segurança dentro da base de suporte. Com a marcha a situação se altera. Segundo (WINTER, 1995), há dois desafios principais. Durante a marcha deve-se acelerar o CoG em determinada direção. Para isso deve-se voluntariamente deslocar o corpo para a frente, saindo do equilíbrio estático, para acelerar o CoG para a frente da base de suporte. Durante o término da marcha ocorre o inverso, já que o CoG deve retornar para o ponto de equilíbrio na base de suporte. Quando a marcha se inicia o CoG se movimenta junto a borda do pé, como na figura 5.

O segundo desafio é referente a distribuição da massa corporal. Dois terços da massa (HAT - cabeça, braços e tronco) está localizada a dois terços da altura corporal com relação ao chão, criando um pêndulo invertido.

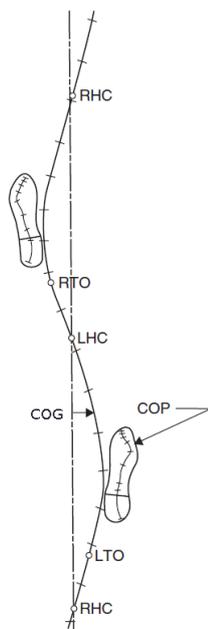


Figura 5 – Trajetória do CoG e do CoP em dois passos durante a caminhada. As siglas indicam o tempo em que ocorreu o evento indicado por elas. Sendo RTO (Right Toe Off - Pé direito fora da base de suporte), RHC (Right Heel Contact - Contato do pé direito com a base de suporte), LTO (Left Toe Off - Pé esquerdo fora da base de suporte) e LHC (Left Heel Contact - Contato do calcanhar esquerdo com a base de suporte). Retirado de (WINTER, 1995)

Segundo (WINTER, 1990) durante um ciclo de marcha há dois períodos de suporte único, cada um correspondendo a 40 % do ciclo, e dois períodos menores de suporte duplo quando os dois pés não estão totalmente retos no chão. O CoG não passa dentro da base do pé se movendo somente medialmente a parte interna de cada pé.

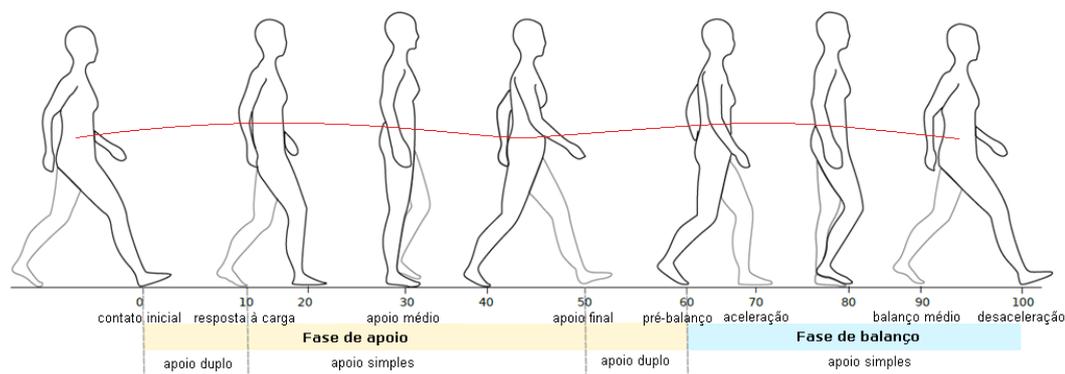


Figura 6 – Trajetória do CoG durante a caminhada. Retirado de (DIAZ, 2015)

## 2.4 Redes Neurais

Redes neurais são algoritmos inspirados na natureza humana, projetados para a solução de problemas a partir da identificação de padrões. As redes neurais artificiais (ANN) foram desenvolvidas como generalizações de modelos matemáticos do sistema nervoso (ABRAHAM, 2003).

Existem diversas redes neurais para a estimativa da pose como o OpenPose (CAO et al., 2017) e o BlazePose (BAZAREVSKY et al., 2020).

### 2.4.1 MediaPipe BlazePose

O MediaPipe *Blazepose* é uma solução para a análise postural que emprega Machine Learning, desenvolvida por (BAZAREVSKY et al., 2020). Infere 33 pontos, representados na figura 7, de referência 2D a partir de um único *frame*. Localiza os pontos-chave do corpo com precisão em tempo real. Utiliza a topologia COCO que apresenta 25 pontos padrão com a adição de mais articulações.

A topologia de 33 pontos do *BlazePose* é formada por um superconjunto das topologias *BlazePalm* e *BlazeFace*, (BAZAREVSKY et al., 2019) e a COCO. A inclusão de mais articulações é extremamente útil para a determinação da pose de pontos mais específicos do corpo, como o rosto.

#### 2.4.1.1 Detecção de pose

A detecção da pose é realizada em uma arquitetura de duas etapas. Primeiro encontra-se a região de interesse (ROI). Para vídeos, o detector prevê os 33 pontos da ROI no primeiro *frame* e deriva as regiões de interesse do ponto anterior para os próximos *frames*.

Para a confecção da rede neural é adotada uma combinação de *heatmap* (mapa

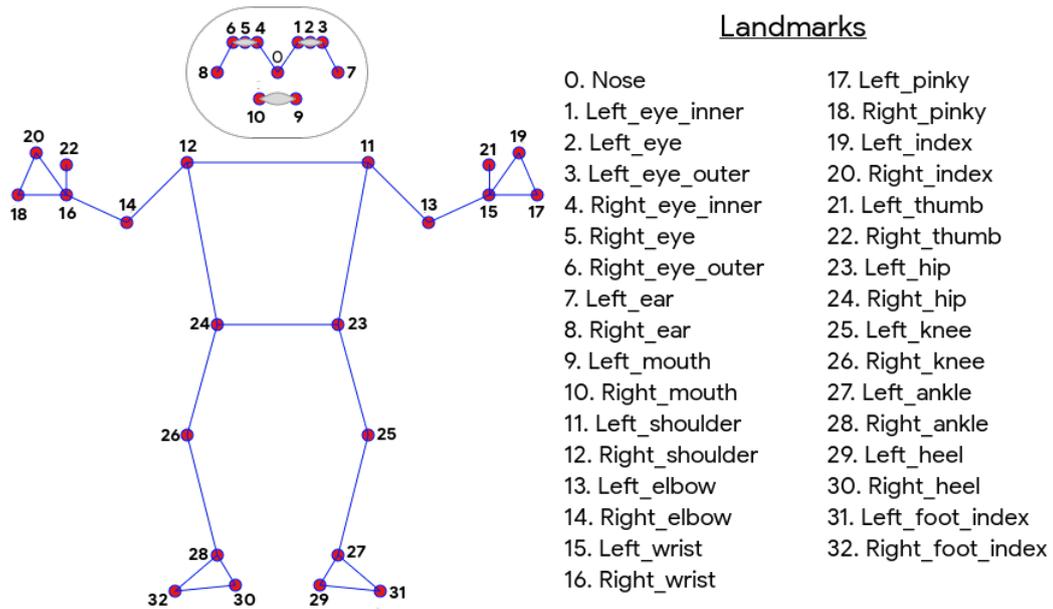


Figura 7 – Topologia BlazePose das 33 articulações do corpo humano. Retirado de (BAZAREVSKY et al., 2020)

de probabilidade), perda de compensação e abordagem de regressão, exibida na figura 8. Emprega-se um mapa de probabilidade e uma perda de compensação na etapa de treinamento. O *heatmap* é utilizado na supervisão da abordagem de regressão combinado com a previsão de deslocamento dos pontos-chave.

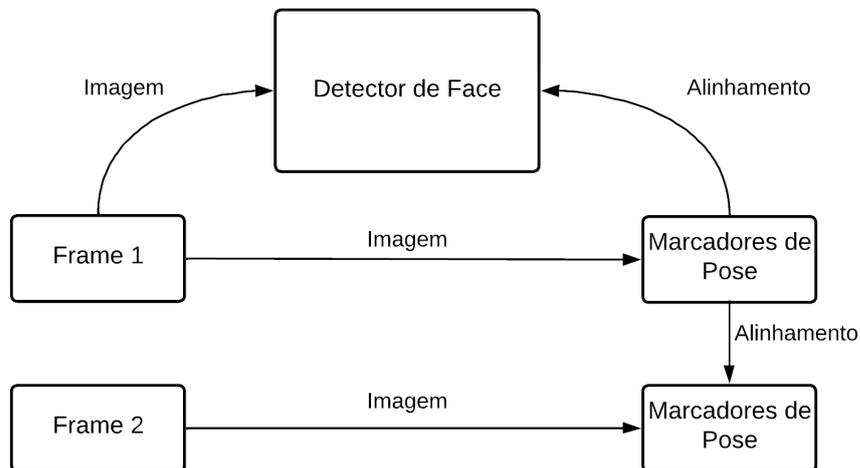


Figura 8 – Arquitetura da rede neural. Adaptado de (BAZAREVSKY et al., 2020)

## 2.5 Métodos Estatísticos para a Análise de dados

### 2.5.1 ICC

O coeficiente de correlação intraclasse (ICC) é utilizado na análise de dados quantitativos em medições realizadas por diferentes avaliadores. É definido como a correlação entre uma medição de um alvo e outra medição do mesmo alvo. Existem diferentes tipos de ICC, (SHROUT P. E.; FLEISS, 1979) aborda 6 tipos e mostra como escolher entre eles.

Em um estudo típico a ser analisado utilizando o ICC, uma amostra aleatória de  $n$  alvos é avaliada de maneira independente por  $k$  jurados. Podem ser definidos três casos para esse estudo:

1. Cada alvo é avaliado por um conjunto diferente de  $k$  jurados escolhida de maneira aleatória;
2. Uma amostra aleatória de  $k$  jurados é escolhida de uma população maior e cada jurado avalia cada alvo  $n$ .
3. Cada alvo é avaliado por cada um dos mesmos  $k$  jurados, que são os jurados de interesse.

Cada caso exige um modelo matemático diferente para descrever seus resultados. Utilizando  $i$  para indicar o jurado ( $i = 1, \dots, k$ ) e  $j$  o alvo ( $j = 1, \dots, n$ ), pode-se chamar  $x_{ij}$  a avaliação  $i$  no alvo  $j$ . Para o Caso 1 obtêm-se o modelo linear:

$$x_{ij} = \mu + b_j + w_{ij} \quad (2.7)$$

Onde  $\mu$  é a média geral das avaliações da população,  $b_{ij}$  é a diferença do  $\mu$  do valor real do alvo  $j$  e  $w_{ij}$  é o componente residual igual a soma dos efeitos inseparáveis do jurado, da interação jurado e alvo e o termo de erro. O valor de  $b_{ij}$  possui uma variância de  $\delta_T^2$ . A variância de  $w_{ij}$  é dada por  $\delta_w^2$ .

Para os casos 2 e 3 o modelo é definido pela equação:

$$x_{ij} = \mu + a_i + b_j + (ab)_{ij} + e_{ij} \quad (2.8)$$

Onde  $a_i$  se refere a diferença do  $\mu$  do valor real do alvo  $j$  e  $a_i$  é a diferença de  $\mu$  das avaliações do jurado  $i$ .  $(ab)_{ij}$  é o grau da variação da tendência do jurado quando confrontado e  $e_{ij}$  é o erro aleatório do na avaliação do jurado  $i$  no alvo  $j$ .

As diferenças entre os Casos 2 e 3 estão no fato que em 2  $a_i$  é uma variável aleatória com distribuição normal com uma média de 0 a variância  $\delta_j^2$ . No caso 3 é um efeito fixo sujeito a contante  $\sum a_i = 0$ .

Para a escolha do ICC deve-se analisar qual o tipo de análise necessária para a solução do problema, se as diferenças entre as médias das notas dos avaliadores são relevantes para o problema em questão e se a forma de análise será uma avaliação individual ou a média entre várias medições. A tabela apresenta uma convenção criada por (SHROUT P. E.; FLEISS, 1979) e (MCGRAW K. O.; WONG, 1996) utilizada para a escolha do ICC a ser utilizado dependendo da pesquisa 5.

Valor do ICC	Avaliação Qualitativa
$< 0.4$	Pobre
$0.4 < - < 0.59$	Razoável
$0.60 < - < 0.74$	Bom
$0.75 < - < 1$	Excelente

Tabela 3 – Interpretação do resultado do ICC. Retirado de (CICCHETTI, 1994).

Valor do ICC	Confiabilidade
$< 0.5$	Pobre
$0.5 < - < 0.75$	Moderado
$0.75 < - < 0.9$	Bom
$> 0.9$	Excelente

Tabela 4 – Interpretação do resultado do ICC. Retirado de (KOO T. K.; LI, 2016).

A interpretação do ICC varia conforme a referência utilizada. Para (KOO T. K.; LI, 2016) valores menores que 0.5 são considerados ruins e valores maiores que 0.9 são considerados excelentes. Já para (CICCHETTI, 1994) valores menores que 0.4 são pobres e valores acima de 0.75 já são excelentes. A referência a ser utilizada varia conforme o tipo e a área da pesquisa realizada.

Convenção de McGraw e Wong (1996)	Convenção de Shrout e Fleiss (1979)	Fórmulas para calcular o ICC
Efeitos Aleatórios Unidirecionais, concordância absoluta, único avaliador/medição	ICC (1,1)	$\frac{MS_R - MS_W}{MS_R + (k+1)MS_W}$
Efeitos Aleatórios Bidirecionais, consistência, único avaliador/medição	-	$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R + (k-1)MS_E}$
Efeitos Aleatórios Bidirecionais, concordância absoluta, único avaliador/medição	ICC (2,1)	$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R + (k-1)MS_E + \frac{k}{n}(MS_C - MS_E)}$
Efeitos Mistos Bidirecionais, consistência, único avaliador/-medição	ICC (3,1)	$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R + (k-1)MS_E}$
Efeitos Mistos Bidirecionais, concordância absoluta, único avaliador/medição	-	$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R + (k-1)MS_E + \frac{k}{n}(MS_C - MS_E)}$
Efeitos Aleatórios Unidirecionais, concordância absoluta, múltiplos avaliadores/medições	ICC (1,k)	$\frac{MS_R - MS_W}{MS_R}$
Efeitos Aleatórios Bidirecionais, consistência, múltiplos avaliadores/medições	-	$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R}$
Efeitos Aleatórios Bidirecionais, consistência, múltiplos avaliadores/medições	ICC (2, k)	$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R + \frac{MS_C - MS_E}{n}}$
Efeitos Mistos Bidirecionais, consistência, múltiplos avaliadores/medições	ICC (3, k)	$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R}$
Efeitos Mistos Bidirecionais, concordância absoluta, múltiplos avaliadores/medições	-	$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R + \frac{MS_C - MS_E}{n}}$

Tabela 5 – Convenção para o uso do ICC. Fórmulas para o cálculo do Coeficiente de Intra-classe dependendo dos parâmetros escolhidos para a pesquisa. Onde  $MS_R$  = média quadrática para as linhas;  $MS_W$  = média quadrática para fontes residuais de variância;  $MS_E$  = média quadrática do erro;  $MS_C$  = média quadrática das colunas;  $n$  = número de sujeitos;  $k$  = número de avaliadores/medições. Retirado de (KOO T. K.; LI, 2016).

## 3 Metodologia

Este capítulo é dedicado a análise das etapas envolvidas na obtenção da trajetória do centro de gravidade em uma figura dinâmica, de uma única pessoa. Também serão abordados o método da segmentação para o cálculo do CoM dos segmentos corporais, com base na topologia *BlazePose* conforme abordado em 2.4.1.

Utilizando a plataforma Jupyter Notebook, e a linguagem de programação Python, desenvolveu-se o algoritmo para a detecção dos marcadores, adaptando o modelo desenvolvido por (OLIVEIRA, 2021). O modelo foi modificado para a obtenção da trajetória do centro de gravidade com base nos marcadores situados nos pés. Foram gravados vídeos dos 8 testes do protocolo DGI, conforme especificados em 2.2.1.1, para atuarem como as entradas do algoritmo.

### 3.1 Estimativa da pose humana

#### 3.1.1 Câmera

A câmera foi utilizada com um instrumento de medição para a obtenção dos vídeos a serem analisados. Os vídeos obtidos podem ser entendidos como uma matriz de imagens no formato  $I_{H \times W \times 3 \times N}$  onde  $H$  indica a altura e  $W$  a largura do *frame*. Foi utilizada a câmera de um celular POCO X4 GT com resolução de 1080p para a captura dos vídeos. A câmera foi utilizada em um suporte durante as 8 etapas visando uma menor divergência nos resultados finais.

#### 3.1.2 Inferência dos pontos de articulação

Para o desenvolvimento do algoritmo foram utilizadas as bibliotecas *OpenCV* e *mediapipe*, para o processamento da imagem e a obtenção da pose, respectivamente. O vídeo a ser analisado foi utilizado como entrada para a API do *Blazepose* obtendo na saída outro vídeo com os marcadores assinalados.

Seguindo a topologia apresentada na figura 8 para uma entrada em vídeo o rastreador detecta primeiro as articulações, a presença de um indivíduo e a região refinada de interesse para o *frame*. Em seguida ocorre a extração das coordenadas para a definição dos segmentos corporais de interesse. Por último esses dados podem ser utilizados para o cálculo do CoM e a obtenção do CoG, como sintetizado na figura 9.

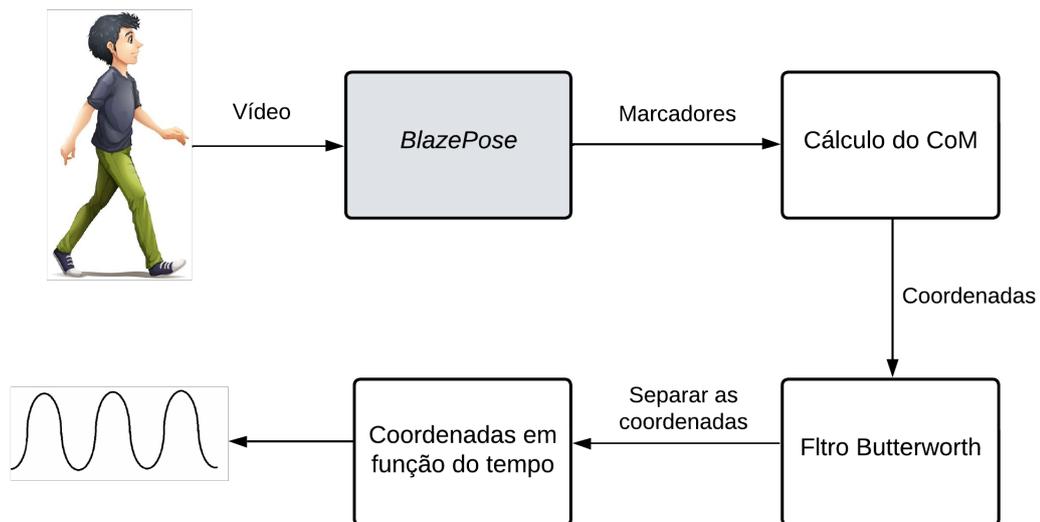


Figura 9 – Obtenção da trajetória do CoG através de um vídeo. O *BlazePose* é utilizado para a obtenção dos marcadores corporais que serão utilizados no cálculo do CoM. Os dados são filtrados e as coordenadas separadas para obtenção do CoG em função do tempo.

---

**Algoritmo 1:** Ler o vídeo e retornar a estimativa de pose enumerando os pontos de articulação e suas coordenadas. Retirado de (OLIVEIRA, 2021).

---

```

cap = cv2.VideoCapture('PoseVideo.mp4')
while True do
  success, img = cap.read()
  imgRGB = cv2.cvtColor(img, cv2.COLOR_BGR2RGB)
  results = pose.process(imgRGB)
  print(results.pose_landmarks)
  if results.pose_landmarks then
    mpDraw.draw_landmarks(img, results.pose_landmarks,
      mpPose.POSE_CONNECTIONS)
    for id, lm in enumerate(results.pose_landmarks.landmark) do
      h, w, c = img.shape
      print(id, lm)
      cx, cy = int(lm.x * w), int(lm.y * h)
      cv2.circle(img, (cx, cy), 5, (255, 0, 0), cv2.FILLED)
    end
  end
end

```

---

O algoritmo 1 analisa as matrizes de imagens obtidas com o vídeo de entrada e demarca as articulações. Com esses dados obtêm a estimativa da pose. Utilizando esses dados é possível obter o centro de massa e conseqüentemente o CoG. Para a obtenção do CoG o algoritmo foi utilizado da maneira apresentada.

## 3.2 Cálculo do CoM pelo método da segmentação

O cálculo do centro de massa corporal é obtido através do cálculo individual do centro de massa de cada um dos segmentos corporais (WINTER, 1990). Para um corpo com  $n$  segmentos, como feito por (OLIVEIRA, 2021), considerando suas coordenadas  $x$ ,  $y$  e  $z$ , tem-se:

$$x = \frac{m_1x_1 + m_2x_2 + \dots + m_nx_n}{m_1 + m_2 + \dots + m_n} \quad (3.1)$$

$$y = \frac{m_1y_1 + m_2y_2 + \dots + m_ny_n}{m_1 + m_2 + \dots + m_n} \quad (3.2)$$

$$z = \frac{m_1z_1 + m_2z_2 + \dots + m_nz_n}{m_1 + m_2 + \dots + m_n} \quad (3.3)$$

Onde  $M$  é a massa total do corpo. Sabendo que a massa dos segmentos é uma porcentagem da massa total tem-se que  $m_1 = p_1M$ ,  $m_2 = p_2M$  e assim por diante. Logo:

$$x = \frac{p_1Mx_1 + p_2Mx_2 + \dots + p_nMx_n}{M} = p_1x_1 + p_2x_2 + \dots + p_nx_n \quad (3.4)$$

$$y = \frac{p_1My_1 + p_2My_2 + \dots + p_nMy_n}{M} = p_1y_1 + p_2y_2 + \dots + p_ny_n \quad (3.5)$$

$$z = \frac{p_1Mz_1 + p_2Mz_2 + \dots + p_nMz_n}{M} = p_1z_1 + p_2z_2 + \dots + p_nz_n \quad (3.6)$$

A utilização dos valores das porcentagens das massas dos segmentos corporais tornam essas equações mais simples de serem utilizadas, já que esses valores são tabelados. O corpo foi dividido em 9 segmentos principais: pé, perna, coxa, quadris, braço superior, braço inferior, tronco, ombros e mãos.

## 3.3 Extração do CoG

Para a extração do CoG o CoM foi projetado em apenas um eixo. Foram utilizados os marcadores associados aos índices e aos calcanhares de ambos os pés (marcadores 29 e 30, 31 e 32, respectivamente na topologia apresentada) para a obtenção do posicionamento dos pés ao longo do movimento. A marcha utilizada para essa primeira avaliação foi referente a um corte, correspondendo a dois passos, de um vídeo da base de dados *Movi* do trabalho *MoVi: A Large Multipurpose Motion and Video Dataset* (GHORBANI et al., 2020). O indivíduo analisado possui 21 anos, é do sexo masculino, destro, em altura de 1.81 m e pesa 72 kg.

Na figura 11 pode verificar-se a trajetória senoidal do centro de massa durante dois passos do indivíduo. São destacados o tempo em que ocorreram os movimentos dos pés durante os passos.

A trajetória do CoG se move junto a borda média do pé de contato e acelera durante o estado de apoio com apenas um pé, (WINTER, 1995). Os picos da senoide indicam os pontos intermediários entre o apoio e a remoção do respectivo pé do solo.

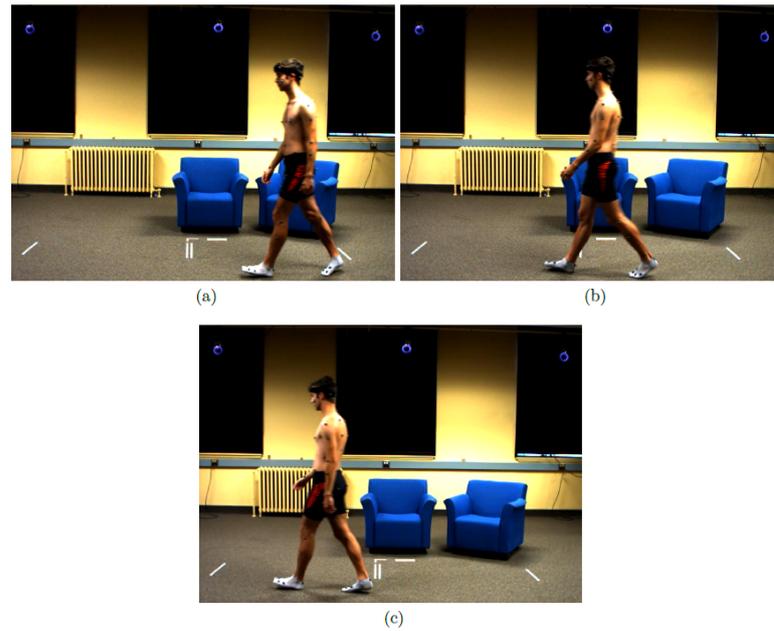


Figura 10 – Voluntário analisado para a obtenção da trajetória do centro de gravidade. a) Início do movimento. b) Durante o movimento. c) Final do movimento. Retirado de (OLIVEIRA, 2021)

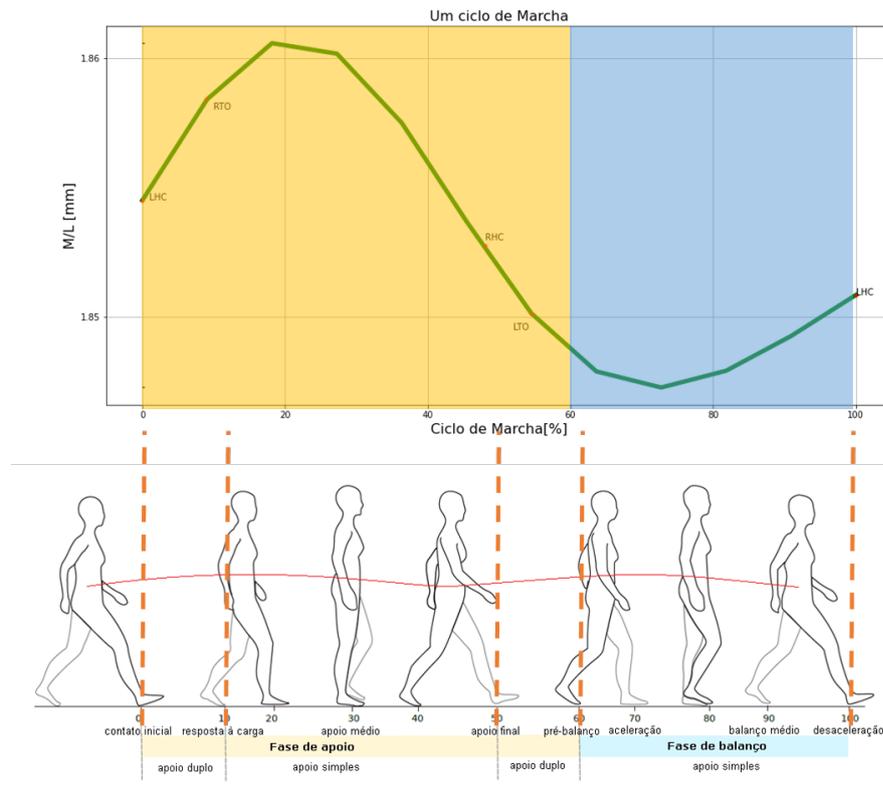


Figura 11 – Trajetória do CoG utilizando os marcadores nos pés. Os movimentos dos pés estão marcados nos pontos RHC: Contato do calcanhar direito; LHC: Contato do calcanhar esquerdo; RTO: Pé direito fora do chão; LTO: Pé esquerdo fora do chão. As fases da marcha estão destacadas em amarelo, fase de apoio, e em azul, fase de balanço.

## 3.4 Análise Dinâmica do equilíbrio utilizando o DGI

O coeficiente de correlação intraclasse é utilizado quando se deseja comparar a opinião de diferentes avaliadores sobre determinado tópico. Pelo DGI ser um protocolo com resultados embasados na opinião dos profissionais que o aplicam, geralmente, o ICC é bastante utilizado em pesquisas envolvendo esse teste. O DGI será utilizado na avaliação do equilíbrio dinâmico em conjunto com o coeficiente de correlação intraclasse.

O ICC foi obtido utilizando a biblioteca *pinguin*. Para a sua obtenção são definidos três parâmetros: *targets*, *raters* e *ratings*, que correspondem, respectivamente, a iteração, os avaliadores e a nota recebida. O valor utilizado como referência foi o referente a média com os avaliadores fixos. Foi utilizado para avaliar a semelhança entre a trajetória do CoG nos 8 testes e assim analisar se o equilíbrio foi mantido constante. Cada teste foi considerado um avaliador e assim a semelhança entre os mesmos foi estimada variando de 0 a 1. O valor para as 'notas' foi calculado tanto para o deslocamento quanto para o tempo, sendo o segundo descartado devido a similaridade nos cortes dos vídeos.

### 3.4.1 Execução dos Experimentos

Para a execução das 8 etapas do protocolo DGI seguiu-se o descrito em 2.2.1.1. Realizou três medições (tentativas) em cada etapa para a posterior comparação e análise. As etapas foram realizadas em ordem, utilizando a câmera fixa em um suporte.

O indivíduo analisado é destro, do sexo feminino, possui  $59kg$ , 23 anos e  $1,72cm$  de altura. Não apresenta complicações motoras ou de equilíbrio diagnosticadas.

Para uma segunda rodada de testes foram realizadas as 5 primeiras etapas do protocolo com o indivíduo analisado anteriormente e o indivíduo 2. O segundo indivíduo também é do sexo feminino, destro, possui  $59kg$ , 30 anos e  $1,61cm$  de altura.

Os testes da segunda rodada foram realizados em duas etapas: seguindo o protocolo padrão, descrito na seção 2.2.1.1, e com os indivíduos vendados. A câmera foi posicionada verticalmente e os vídeos foram gravados no plano frontal com o zoom variando de 2x a 1x no final do movimento.

## 3.5 Obtenção das Trajetórias

Com os vídeos frontais foram obtidas as curvas M/L (Médio/Lateral). Os valores do CoG foram filtrados utilizando um filtro Butterworth passa-baixas de segunda ordem, por possuir uma resposta rápida e de ser de fácil implementação. Utilizando as coordenadas dos marcadores nos calcanhares de ambos os pés pode-se obter os limites da base de suporte. A distância vertical entre os pés é obtida através da diferença entre as coordenadas  $x$  de cada pé.

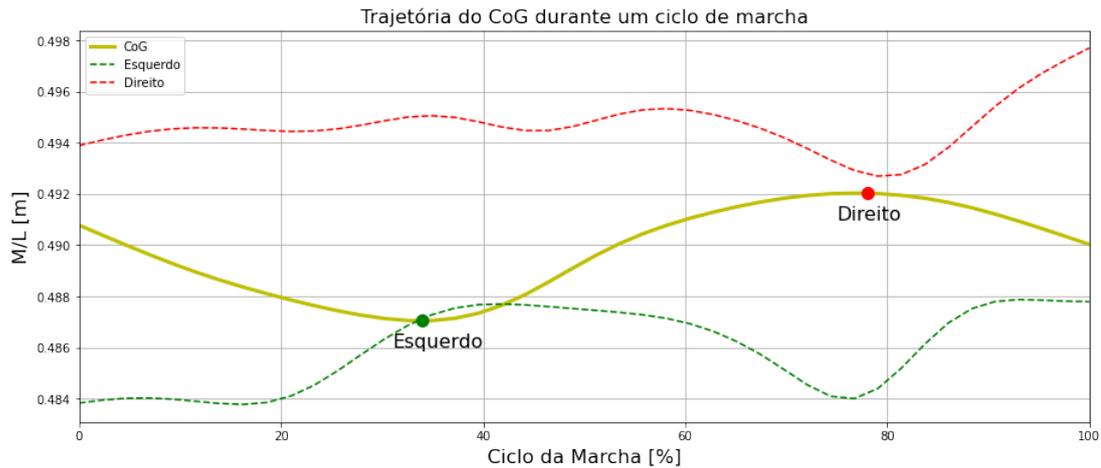


Figura 12 – Trajetória do CoG, em amarelo, delimitada pela posição dos marcadores nos calcanhares, direito em vermelho e esquerdo em verde. Os pontos em verde e vermelho indicam o momento do pé totalmente na superfície.

A figura 12 representa a trajetória do CoG obtida para um ciclo de marcha (dois passos) no plano frontal. Os pontos em verde e em vermelho indicam o momento em que os pés esquerdo e direito estão totalmente em contato com a superfície (aproximadamente 30% e 80% da marcha, (DIAZ, 2015)). O vale e o pico da senoide em amarelo quase tocam as linhas tracejadas da trajetória dos calcanhares, como esperado e visto na figura 5. As linhas tracejadas em verde e vermelho delimitam a área da base de suporte. É esperado que o CoG permaneça dentro da região delimitada, em um cenário de equilíbrio (WINTER, 1995).

Com os vídeos sagitais foram obtidas as curvas A/P (Antero/Posterior) que indicam as posições horizontais dos pés durante o deslocamento da marcha. São visíveis os pontos em que um pé passa na frente do outro, já que a profundidade não é obtida de maneira precisa com esse formato de vídeo.

### 3.6 Análise dos dados

Os vídeos obtidos na segunda etapa dos experimentos foram processados utilizando o algoritmo descrito em 1. Para o estudo da variação do CoG com relação a BoS foram utilizadas as coordenadas dos marcadores das pontas dos pés e dos calcanhares.

Para o dimensionamento da BoS quando o suporte é duplo, a mesma foi simplificada para o formato de um paralelogramo, com as coordenadas dos índices e dos calcanhares como vértices, conforme a figura 13. A posição do centroide foi obtida através da interseção das diagonais do paralelogramo, traçadas entre os vértices opostos: Segmento formado pela conexão entre os pontos 31 (índice direito) e 30 (calcanhar esquerdo) e 32 (índice esquerdo) e 29 (calcanhar direito).

Para o cálculo da distância mínima do CoG até a borda da BoS, foram calculadas as distâncias do ponto a reta utilizando as coordenadas dos 4 segmentos de reta formados pelos vértices do paralelogramo (marcadores nos pés). Foi utilizado o menor valor como o parâmetro distância até a borda da base de suporte. Foram obtidas a distância média até a borda durante o ciclo de marcha, além de sua variância e desvio padrão.

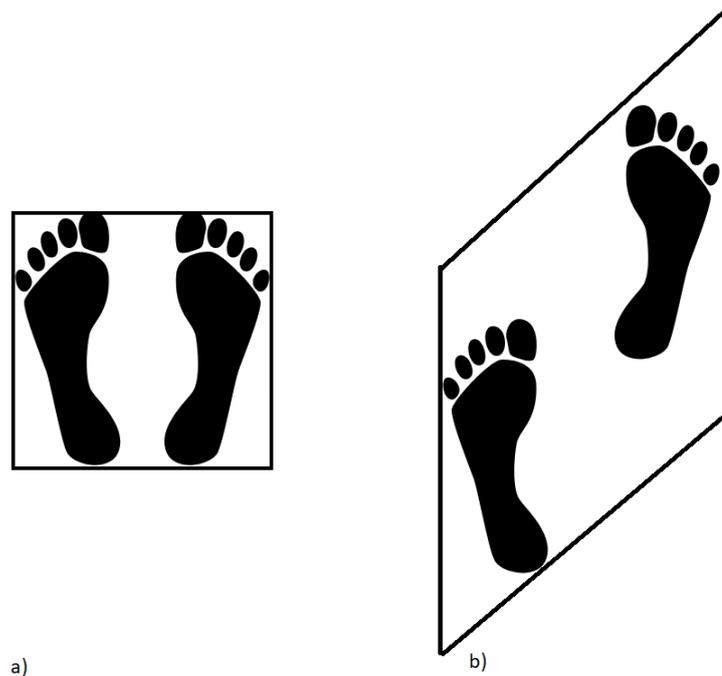


Figura 13 – Base de Suporte, aproximada, delimitada pelo retângulo em preto. a) Suporte Duplo parado; b) Suporte Duplo durante o passo.

A largura dos passos foi obtida utilizando as coordenadas  $[x, y]$  dos marcadores nos calcanhares. Foi calculada a distância Euclidiana entre os dois pontos, conforme a expressão 3.7 onde  $d_{AB}$  é a distância e  $[x_A, y_A]$  e  $[x_B, y_B]$  são as coordenadas dos pontos, nos momentos em que os calcanhares tocam a BoS.

$$d_{AB} = \sqrt{(x_B - x_A)^2 + (y_B - y_A)^2} \quad (3.7)$$

Os tempos de apoio simples e de apoio duplo foram estimados utilizando os tempos de contato com o solo individuais dos pés e determinando as intercessões. Com a biblioteca *findpeaks* pode se encontrar os picos e os vales das trajetórias analisadas, assim tem-se uma estimativa do contato do calcanhar no solo, como mostrado na figura 5. Com esses valores pode-se utilizar a comparação dos mesmos com os elementos vizinhos e estimar o período de contato com o pé no solo. Caso ambos os pés estejam em contato com o chão o apoio é duplo, caso contrário, é simples.

O número de passos foi obtido através da detecção da quantidade de picos e de vales na senoide. Como os mesmos indicam o contato dos calcanhares com o solo, como

mostrado na figura 11, o conjunto de um pico e um vale compõe um passo.

O tempo de contato com o solo (%foot contact) e o tempo do pé fora do solo (%foot off) foram obtidos através da análise de dados. Foram marcados os pontos em que os pés tocam o solo, utilizando o método dos picos e dos vales, e o tempo em que os pés permaneceram no solo foram estimados comparando os valores dos contatos com os valores das amostras seguintes. O tempo do pé fora do solo foi, conseqüentemente, correspondente a parcela restante na fração.

Para a obtenção do centroide realizou-se a intersecção entre as diagonais do paralelogramo, conforme a figura 14. Considerando os lados opostos da BoS iguais, como em um paralelogramo, tem-se que o centroide está localizado no ponto médio da diagonal.

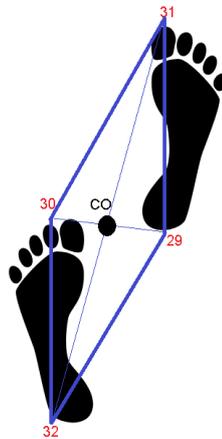


Figura 14 – Obtenção do centroide da BoS. Intersecção entre as diagonais do paralelogramo. Marcadores em vermelho. Sendo CO o centroide.

## 4 Resultados e Discussões

### 4.1 DGI no plano Sagital

#### 4.1.1 Análise espectral da trajetória do CoG

Com a execução das etapas do Dynamic Gait Index obteve-se as curvas referentes ao deslocamento do CoG para cada um dos testes. As curvas foram plotadas delimitadas pela trajetória dos calcanhares.

As imagens exibidas na figura 15 apresentam os segmentos corporais marcados no corpo do indivíduo durante três momentos distintos da aplicação do DGI. Observa-se algumas pequenas variações na posição dos marcadores durante as mudanças mais rápidas de posição.

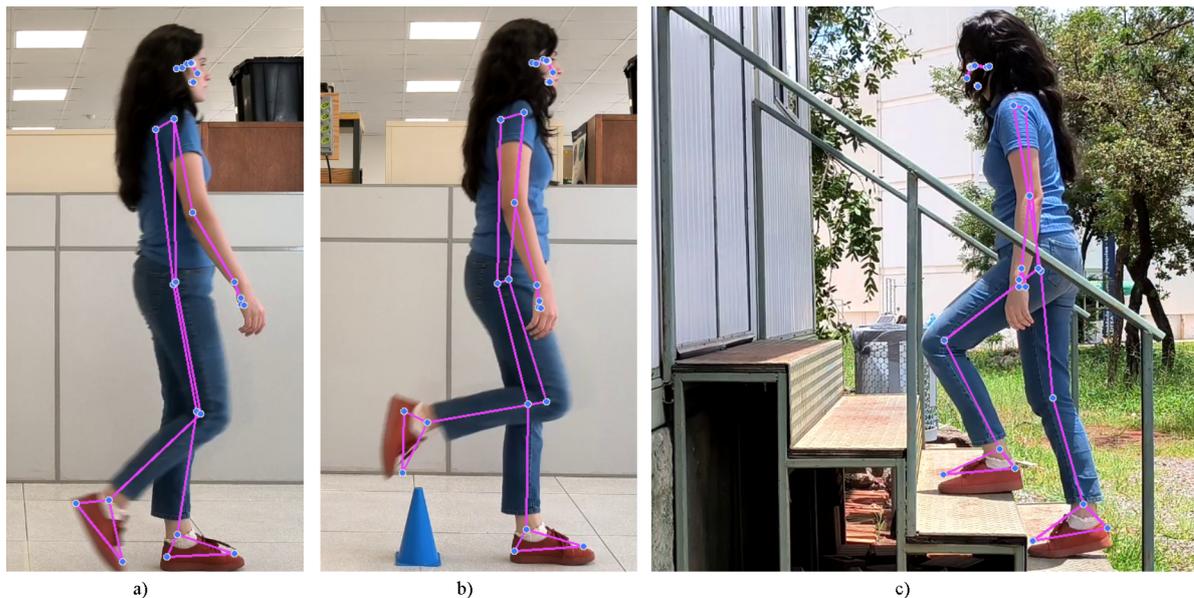
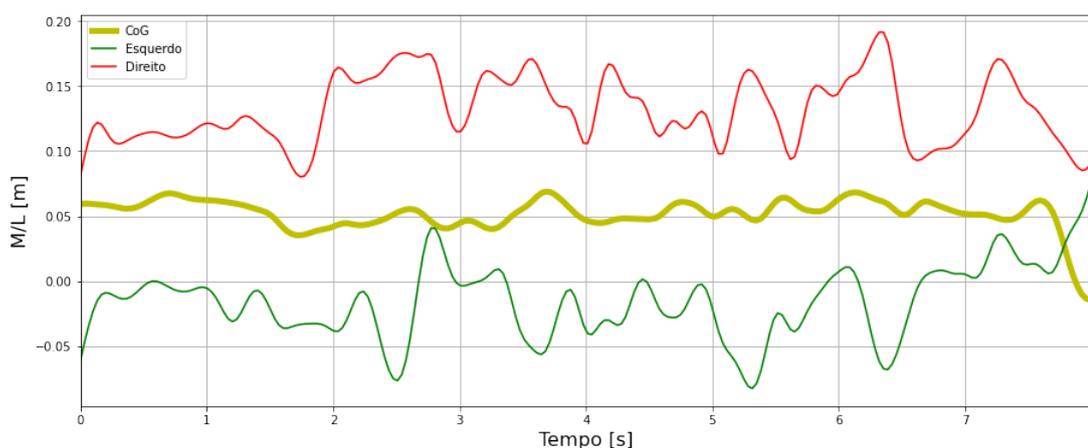


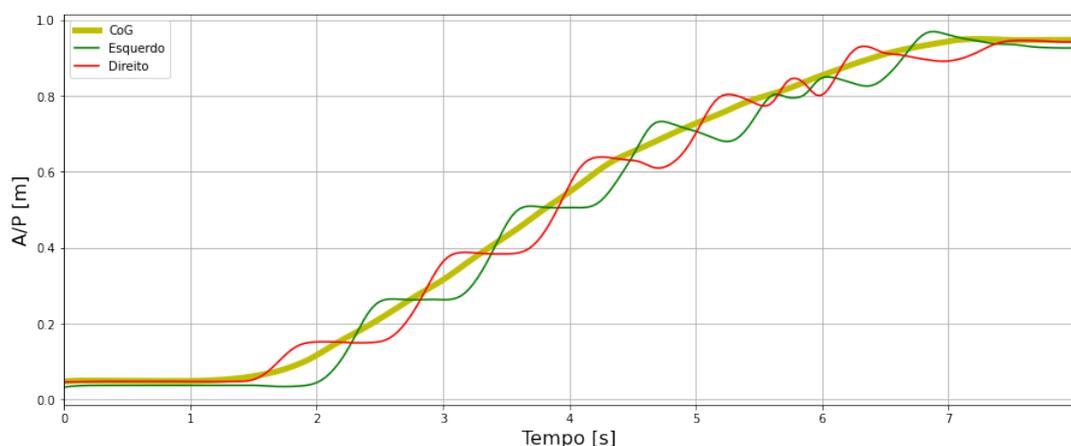
Figura 15 – Segmentos corporais durante a realização de três etapas do DGI. a) Marcha normal. b) Passagem por cima de obstáculo. c) Subir escadas.

Para a marcha com velocidade normal, não há desvio significativo vertical no deslocamento, indicando a tendência do indivíduo de se manter na base de suporte, destacando um bom equilíbrio. Como pode ser visto na figura 16a não há muita clareza nas amplitudes da trajetória do CoG (em amarelo) no gráfico M/L com a captura realizada no plano sagital. O mesmo ocorre para os outros casos. Há uma clara manutenção do equilíbrio, já que o CoG não sai da base de suporte, porém as curvas não apresentam uma visualização precisa das amplitudes da trajetória do CoG. O esperado eram amplitudes mais próximas dos valores delimitados pela base de suporte como pode ser observado na figura 12.

O gráfico A/P, 16b, apresenta o movimento dos pés e o deslocamento do CoG ao longo da trajetória. As curvas “verde” e “vermelha”, correspondentes as trajetórias dos pés esquerdo e direito, respectivamente, apresentam um comportamento senoidal bem acentuado. Possuem fases opostas já que, devido ao plano de filmagem, os pés ocupam o mesmo espaço no decorrer do percurso, em tempos diferentes. O mesmo ocorre para os outros casos do DGI, não ocorrendo dificuldades na execução das etapas. A trajetória apresenta um comportamento crescente conforme o esperado já que o indivíduo está em movimento.



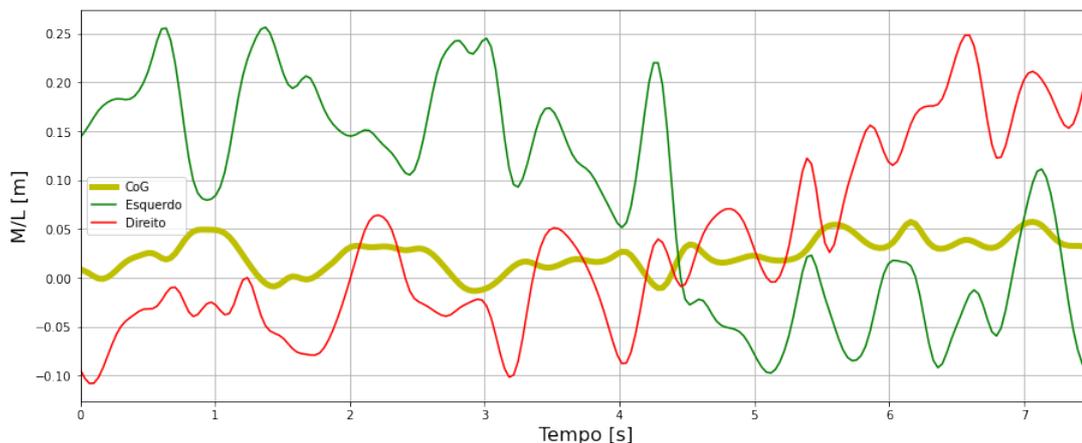
(a) Trajetória do CoG durante a marcha normal (direção M/L), primeira etapa do DGI. A base de suporte está delimitada pelos calcanhares.



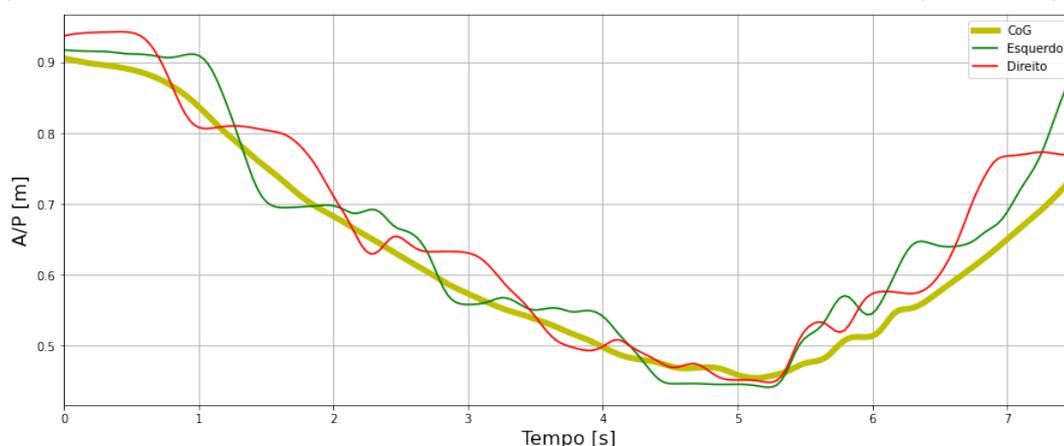
(b) Trajetória do CoG durante a marcha normal (direção A/P), primeira etapa do DGI. A base de suporte está delimitada pelos calcanhares.

Figura 16 – Primeira etapa do DGI no plano Sagital.

Durante a oitava etapa do protocolo DGI, subir e descer escadas a variação do deslocamento foi diferente da apresentada nos outros casos, 17a. O formato da curva similar a uma escada e as variações nas projeções das senoides acentuam a influência da profundidade na obtenção dos dados. A marcha se manteve com os passos em uma frequência padrão, apesar da distorção, indicando uma facilidade do indivíduo em realizar os movimentos.



(a) Trajetória do CoG durante a etapa 8 do DGI, subir e descer escadas (direção M/L).



(b) Trajetória do CoG durante a etapa 8 do DGI, subir e descer escadas (direção A/P).

Figura 17 – Oitava etapa do DGI no plano Sagital.

#### 4.1.2 Resultado do ICC

O ICC foi calculado inicialmente para as variações entre uma mesma etapa, apresentando os resultados para as três tentativas realizadas conforme a tabela 6. Os valores obtidos para o tempo foram significativamente próximos a '1' (o valor máximo) indicando um padrão nas marchas e nos cortes dos vídeos a serem analisados. Com cortes de mesmo tamanho e mesma frequência de amostragem,  $30Hz$  as medições assumem um padrão.

Os valores obtidos para o ICC com relação ao deslocamento apresentaram maiores variações. Essas variações podem estar relacionadas aos cortes realizados nos vídeos. Diferenças no início dos movimentos, por exemplo, podem ter contribuído para o resultado baixo. No geral, os valores obtidos para esse parâmetro foram altos. O valor mais discrepante obtido foi para a etapa "Contornar Obstáculos". A justificativa é devido a variação no deslocamento vertical. Durante o desvio do obstáculo, o indivíduo se desloca do plano 2D do vídeo provocando distorções nos resultados. A padronização dos cortes nos vídeos também influencia o ICC, que requer precisão nessa etapa.

Os resultados de mesmo movimento auxiliam na validação dos dados. Quanto maior a semelhança entre as marchas melhor a capacidade do indivíduo em manter o padrão das mesmas. O padrão determina a capacidade do indivíduo em manter o movimento constante e consequentemente o equilíbrio.

O próximo passo é a análise entre os testes. Selecionando o melhor caso para cada teste e analisando a semelhança entre todos os testes pode-se verificar a capacidade do indivíduo em manter a cadência dos movimentos frente a diferentes situações. O valor obtido para os “Testes combinados” quanto ao deslocamento foi excelente, acima de 0.9, como visto na tabela 6, indicando uma boa correlação entre os testes. O resultado obtido condiz com o esperado já que o indivíduo analisado não possui problemas de locomoção ou equilíbrio.

Item do DGI	ICC	
	Tempo [s]	Deslocamento [m]
Marcha normal	0.999999	0.764726
Com mudança de velocidade	1.000000	0.875594
Rotação horizontal da cabeça	1.000000	0.862595
Rotação vertical da cabeça	0.999999	0.948307
Marchar, girar e parar	0.999998	0.848142
Ultrapassar obstáculo	0.999991	0.794788
Contornar obstáculos	0.999998	0.275352
Subir e descer escadas	1.000000	0.978495
Testes Combinados	1.000000	0.961846

Tabela 6 – Valores obtidos para o ICC em cada etapa do DGI.

## 4.2 DGI no plano frontal

### 4.2.1 Trajetória M/L do CoG

A segunda etapa da execução do protocolo, com as capturas realizadas no plano frontal foram utilizadas para a obtenção das trajetórias do CoG no plano M/L. Utilizando o plano frontal para a captura das imagens a coordenada  $x$ , a distância horizontal entre os pés, é obtida de maneira mais precisa quando comparada a obtida com o plano sagital. Realizou-se as capturas inicialmente com um *zoom* (2x) para a captura da distância de 6 metros a câmera. O *zoom* foi removido na metade do trajeto (3 metros), já que após vários testes foi verificado que o *BlazePose* não detectava o indivíduo no início do percurso. Os marcadores não eram encontrados a distâncias superiores a 4 metros, no plano frontal.

A figura 18 ilustra os marcadores da rede neural *Blazepose* no indivíduo 1. Os marcadores são conectados entre si e o CoM é obtido através do método da segmentação. Para a obtenção do CoG o CoM é plotado em apenas um eixo, no caso o eixo  $x$ .

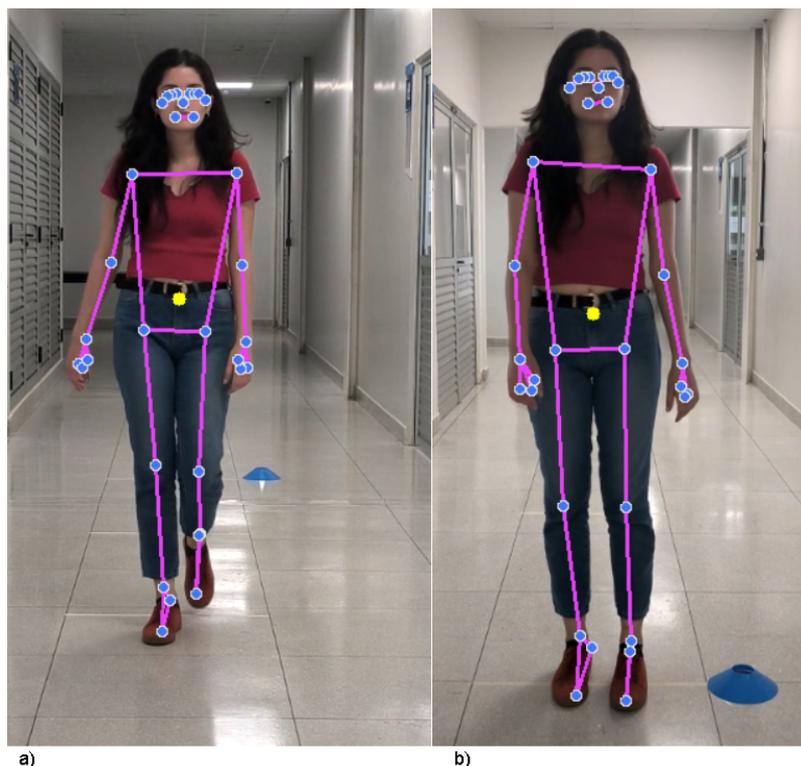


Figura 18 – Segmentos corporais durante a realização das etapas do DGI no plano frontal. Centro de Massa destacado em amarelo. a) Durante a marcha. b) Fim da marcha, ambos os pés totalmente em contato com o solo.

A primeira etapa do DGI, marcha sem alterações na velocidade, auxilia em uma primeira análise do padrão de marcha do indivíduo. A trajetória obtida para o CoG, figura 19a, se manteve dentro dos limites da base de suporte delimitada pelos calcanhares evidenciando o correto controle do equilíbrio. Observa-se que nos momentos de contato dos pés com o solo, representados pelos picos (pé esquerdo) ou vales (pé direito), o contato com a trajetória do centro de gravidade ocorre ou quase ocorre, evidenciando a troca do suporte duplo para o simples e o deslocamento do CoG para a nova base de suporte.

A marcha vendada contribuiu para a diminuição da largura da base de suporte evidenciando uma menor resistência a influências externas como um empurrão ou um tropeço. O aumento no tempo para o percurso de uma mesma distância também evidencia o aumento na cautela do indivíduo. O CoG se manteve dentro dos limites da base de suporte, porém com uma maior dificuldade evidenciada pelo estreitamento da BoS.

A segunda etapa do DGI aumenta o trabalho do corpo para manter o equilíbrio ao alterar o padrão da marcha quatro vezes: normal, rápido, normal, devagar. A brusca mudança na velocidade pode ser percebida na figura 19c com as variações nas amplitudes da senoide.

A realização da marcha com mudança de velocidade pelo indivíduo vendado provocou leves desequilíbrios evidenciados pela saída do CoG da BoS, delimitada pelos pés,

como pode ser observado na figura 19d. Durante a mudança de rápido para devagar o indivíduo se desequilibrou, levemente, e por um momento manteve os calcanhares significativamente próximos.

A marcha com movimentos horizontais de cabeça, terceira etapa do DGI, causou leves desequilíbrios no indivíduo nos momentos de realização do movimento. Pode se perceber pela figura 19e que o equilíbrio era recuperado, mesmo com a cabeça para um lado diferente do movimento, logo após a execução do mesmo.

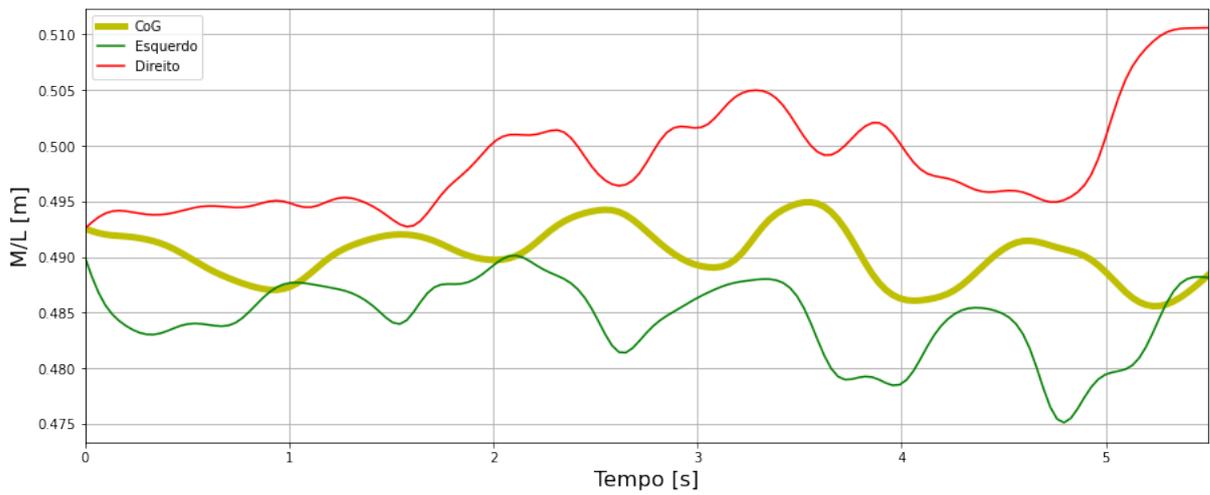
A terceira etapa do DGI com o indivíduo vendado aliou os desequilíbrios causado pelo movimento da cabeça com a redução da base de suporte, acarretando em um maior comprometimento da estabilidade corporal. Há mais momentos em que o CoG sai da BoS sendo esses mais evidentes. As variações nas amplitudes do CoG também evidenciam um desvio da linha reta padrão para esse movimento, o que não ocorre na etapa 1.

A marcha com movimentos verticais e horizontais da cabeça tem efeitos parecidos, porém, no teste analisado, os desvios foram menores para a marcha com movimentos verticais que para a marcha com movimentos horizontais. Como é observado na figura 19g o indivíduo se manteve em linha reta e não apresentou nenhum desequilíbrio evidente. Fato que pode ser justificado pela perda do sentido original da trilha ao girar a cabeça horizontalmente o que não ocorre verticalmente já que o movimento se desenvolve em linha reta sem inclinações.

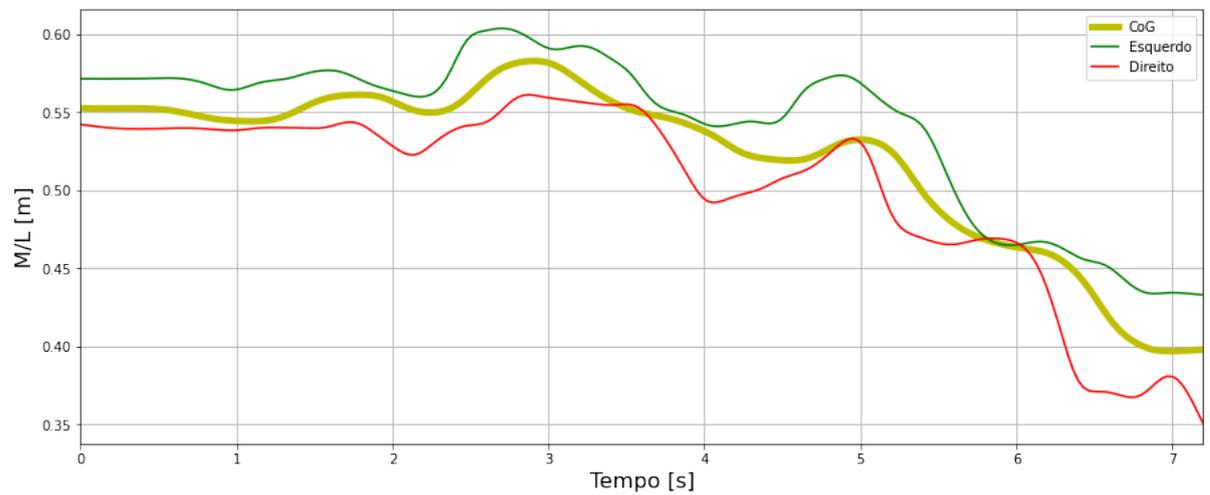
O uso da venda aumentou os desvios na trajetória da marcha com movimentos verticais na cabeça. Como pode ser observado na figura 19h também ocorreram alguns desequilíbrios, o CoG saiu da base de suporte e a BoS se estreitou, como ocorreu também para os outros casos com o uso da venda.

A quinta etapa do DGI verifica a capacidade do indivíduo de girar, parar e manter o equilíbrio. A figura 19i não evidencia nenhum desequilíbrio durante a marcha. Após o giro o CoG sai rapidamente da base de suporte devido a troca do posicionamento dos pés e a consequente reorganização da BoS.

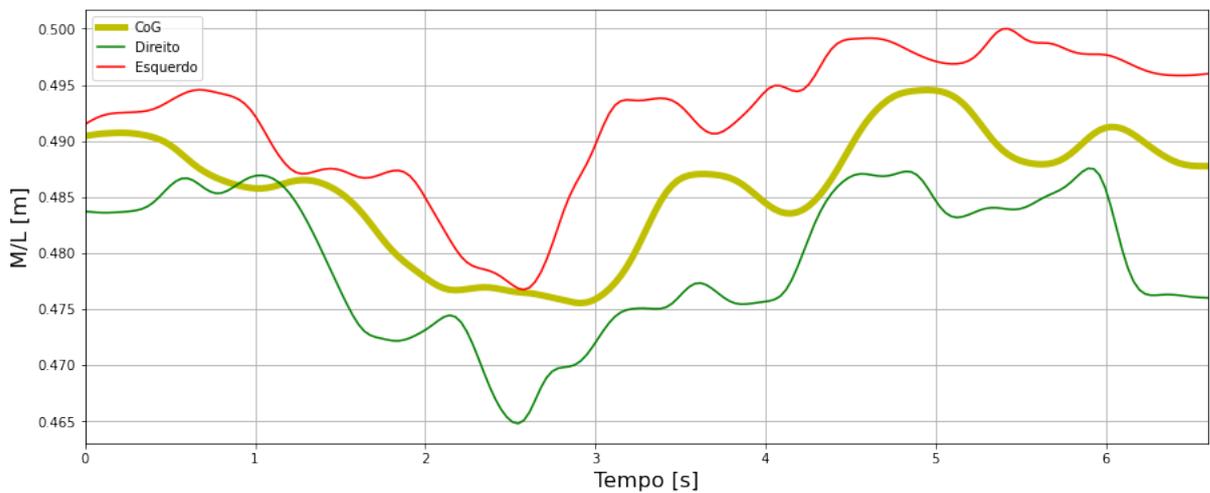
A marcha com giro e parada brusca não apresentou maiores desequilíbrios com a adição da venda. Como é observado na figura 19j o CoG se manteve dentro da base ou em limites aceitáveis, ocorrendo apenas a saída durante o giro e troca do posicionamento dos pés.



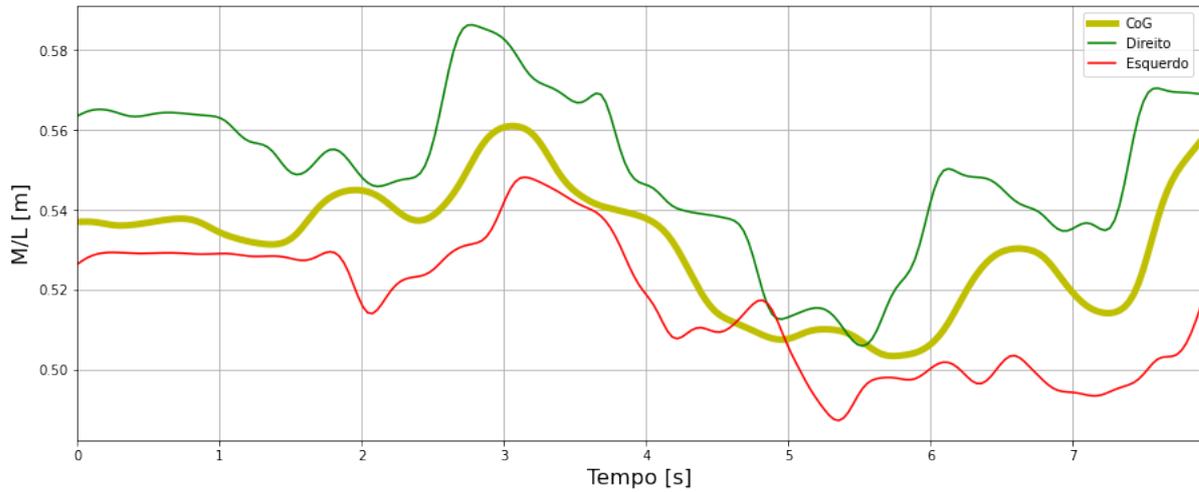
(a) Trajetória M/L do CoG durante a execução da etapa 1 do protocolo DGI pelo indivíduo 1.



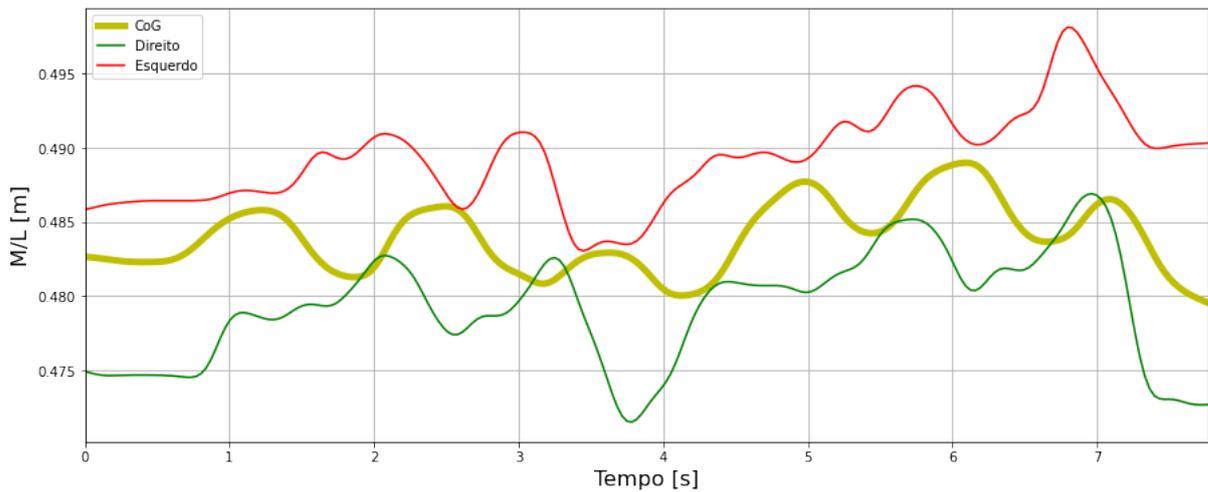
(b) Trajetória M/L do CoG durante a execução da etapa 1 do protocolo DGI pelo indivíduo 1 vendado.



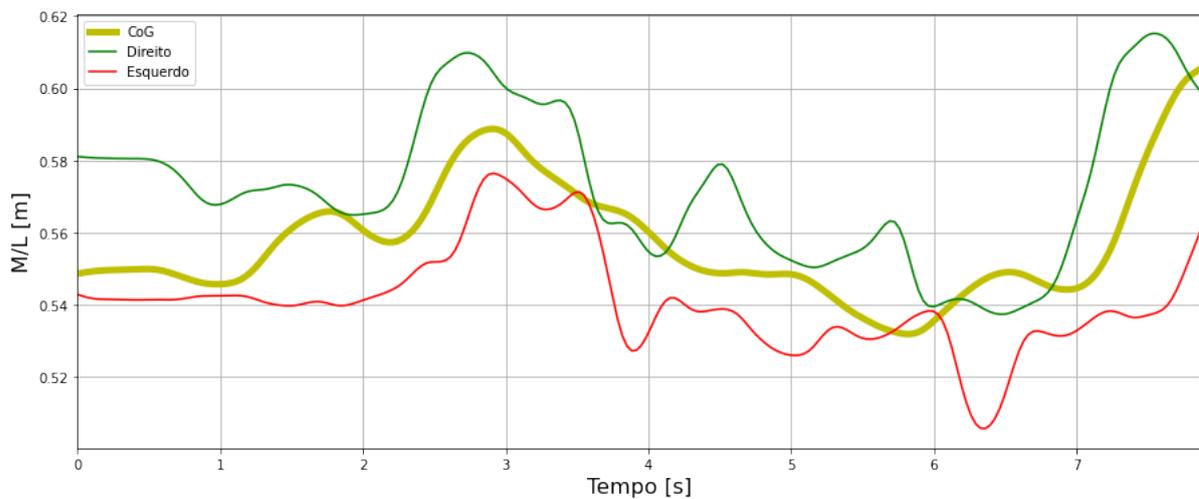
(c) Trajetória M/L do CoG durante a execução da etapa 2 do protocolo DGI pelo indivíduo 1.



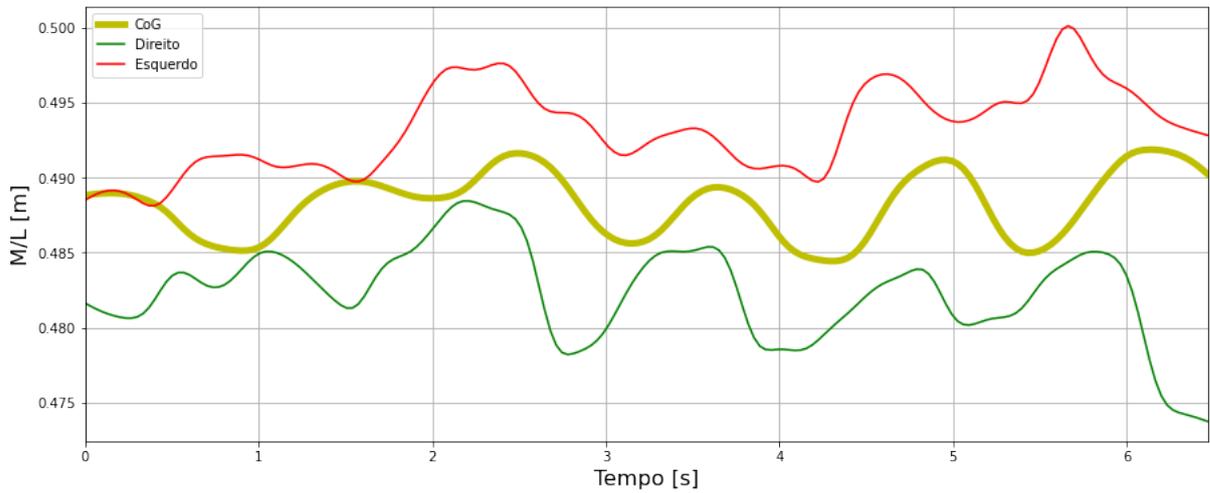
(d) Trajetória M/L do CoG durante a execução da etapa 2 do protocolo DGI pelo indivíduo 1 vendado.



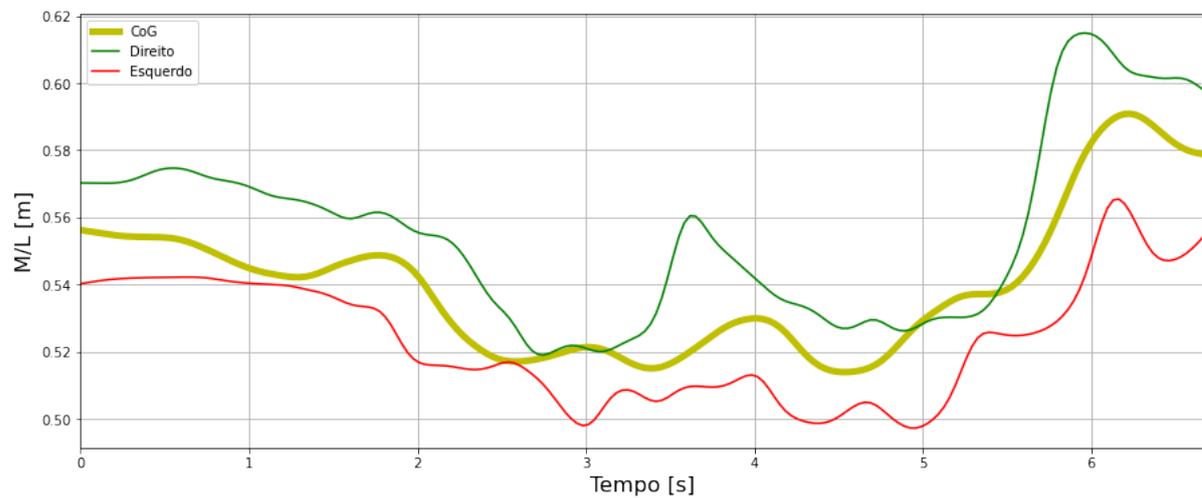
(e) Trajetória M/L do CoG durante a execução da etapa 3 do protocolo DGI pelo indivíduo 1.



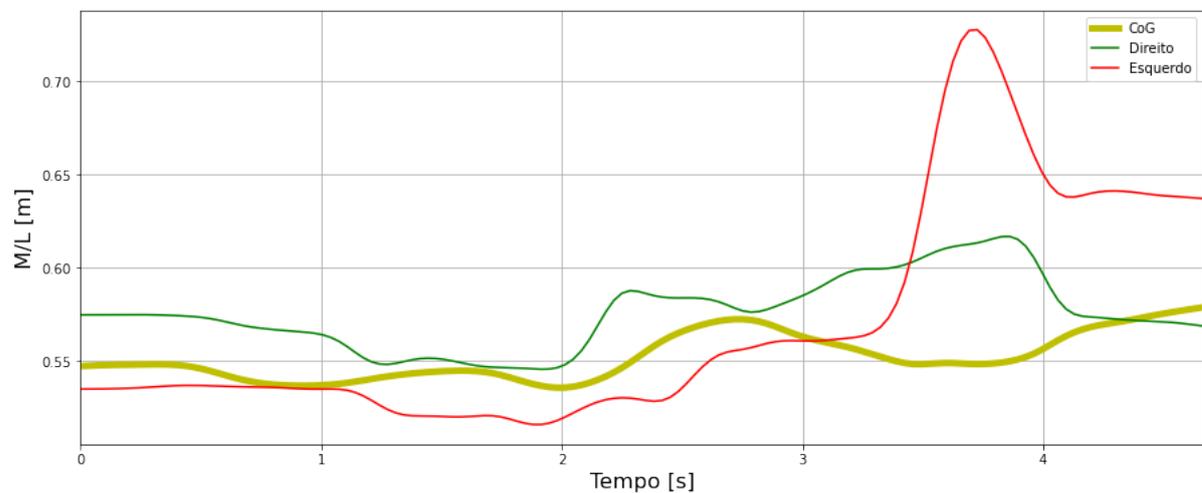
(f) Trajetória M/L do CoG durante a execução da etapa 3 do protocolo DGI pelo indivíduo 1 vendado.



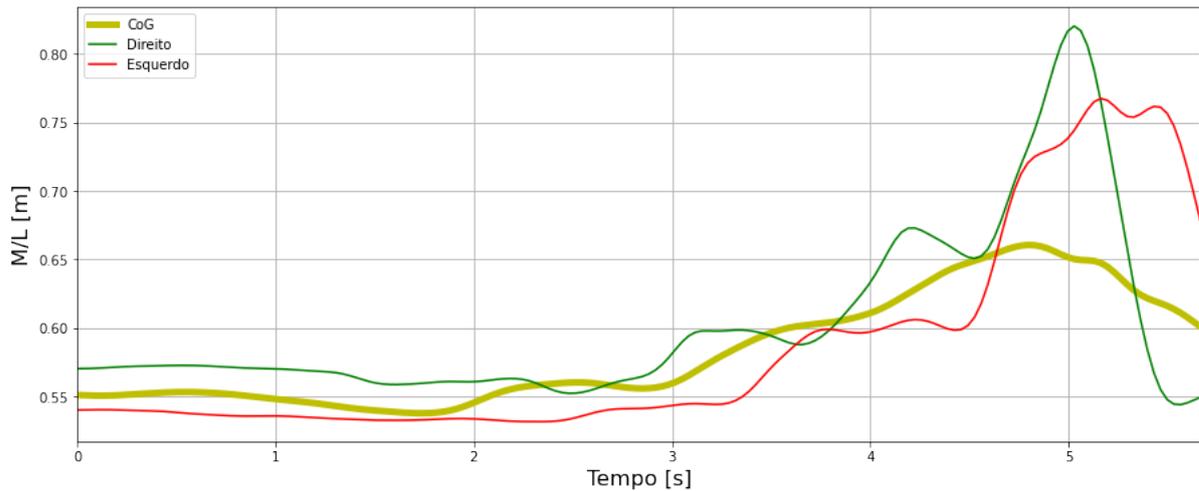
(g) Trajetória M/L do CoG durante a execução da etapa 4 do protocolo DGI pelo indivíduo 1.



(h) Trajetória M/L do CoG durante a execução da etapa 4 do protocolo DGI pelo indivíduo 1 vendado.



(i) Trajetória M/L do CoG durante a execução da etapa 5 do protocolo DGI pelo indivíduo 1.



(j) Trajetória M/L do CoG durante a execução da etapa 5 do protocolo DGI pelo indivíduo 1 vendado.

Figura 19 – DGI no plano Frontal. Casos Padrão e Vendado para o indivíduo 1.

#### 4.2.2 Relação CoG e BoS

Seguindo um modelo similar ao exemplificado na seção 2.1.3, calculou-se a distância do CoG ao centroide da BoS e a borda mais próxima da mesma. Também foram obtidos a velocidade e o número de passos. Os valores obtidos para cada etapa do DGI está apresentado em uma das tabelas a seguir.

A tabela 7 apresenta os parâmetros da marcha obtidos para a marcha padrão dos dois participantes, com e sem a venda. As distâncias do CoG para o centroide foram similares porém a distância para os casos sem a venda foi maior. A distância para a borda da BoS foi maior para os casos em que a venda estava sendo usada, como um resultado, também da diminuição da BoS já comentada na análise dos gráficos M/L.

Parâmetro da Marcha	Padrão		Vendado	
	Indivíduo 1	Indivíduo 2	Indivíduo 1	Indivíduo 2
Velocidade [m/s]	1.2	1	0.86	1
Cadência [passos/s]	1.81	1.33	1.53	1.044
Número de Passos	10	10	11	10
Distância com relação ao centroide [m]	0.10	0.095	0.076	0.088
Distância da borda da BoS [m]	0.00032	0.00026	0.0012	0.00029

Tabela 7 – Tabela com os parâmetros da marcha correspondentes ao item 1 do DGI

A tabela 8 apresenta os parâmetros obtidos para a marcha com mudança de velocidade. A velocidade média obtida foi inferior a obtida na marcha padrão e o número de passos foi maior na maioria dos casos. Nota-se que a distância do CoG ao centroide da BoS foi parecida para ambos os casos e ambos os indivíduos. O Indivíduo 1 apresentou

uma proximidade maior com o centroide na marcha vendada o que não era esperado, devido ao aumento das interferências no movimento terem uma tendência a prejudicar o equilíbrio.

Parâmetro da Marcha	Padrão		Vendado	
	Indivíduo 1	Indivíduo 2	Indivíduo 1	Indivíduo 2
Velocidade [m/s]	1	0.86	0.86	0.86
Cadência [passos/s]	1.51	1.42	1.81	1.86
Número de Passos	10	10	12	14
Distância com relação ao centroide [m]	0.094	0.09	0.065	0.093
Distância da borda da BoS [m]	0.00030	0.00023	0.0011	0.00032

Tabela 8 – Tabela com os parâmetros da marcha correspondentes ao item 2 do DGI

A tabela 9 apresenta os parâmetros obtidos para a marcha com movimentos horizontais da cabeça. Observa-se que o indivíduo 2 apresentou uma trajetória do CoG com uma distância maior ao centroide da BoS evidenciando um maior desequilíbrio e um maior desvio do percurso padrão em linha reta.

Parâmetro da Marcha	Padrão		Vendado	
	Indivíduo 1	Indivíduo 2	Indivíduo 1	Indivíduo 2
Velocidade [m/s]	0.86	0.75	0.86	0.86
Cadência [passos/s]	1.29	1.23	1.52	1.34
Número de Passos	10	11	12	13
Distância com relação ao centroide [m]	0.063	0.098	0.071	0.12
Distância da borda da BoS [m]	0.00019	0.00062	0.00076	0.00059

Tabela 9 – Tabela com os parâmetros da marcha correspondentes ao item 3 do DGI

A tabela 10 apresenta os parâmetros obtidos para a marcha com movimentos verticais da cabeça. Os valores das distâncias tanto ao centroide quanto a borda da BoS foram bastante similares, evidenciando que os movimentos verticais da cabeça não causaram grandes alterações no equilíbrio.

Parâmetro da Marcha	Padrão		Vendado	
	Indivíduo 1	Indivíduo 2	Indivíduo 1	Indivíduo 2
Velocidade [m/s]	1	0.86	1	0.75
Cadência [passos/s]	1.70	0.99	1.50	1.38
Número de Passos	11	10	10	11
Distância com relação ao centroide [m]	0.060	0.11	0.061	0.087
Distância da borda da BoS [m]	0.00024	0.0009	0.0011	0.0003

Tabela 10 – Tabela com os parâmetros da marcha correspondentes ao item 4 do DGI

A tabela 11 apresenta os valores obtidos para os parâmetros da marcha com virada brusca. O tempo de %Foot Off foi baixo nesses casos já que o movimento inicial e final da marcha foi evidenciado, então os pés permaneceram no solo por mais tempo. As distâncias do CoG foram similares para ambos os casos assim como as distâncias para as bordas da base de suporte, evidenciando o equilíbrio nos movimentos.

Parâmetro da Marcha	Padrão		Vendado	
	Indivíduo 1	Indivíduo 2	Indivíduo 1	Indivíduo 2
Velocidade [m/s]	1.5	1	1.2	1.2
Cadência [passos/s]	1.28	1.377	1.23	1.228
Número de Passos	6	9	8	7
Distância do CoG ao centroide [m]	0.0897	0.0786	0.0808	0.0798
Distância da borda da BoS [m]	0.0015	0.00102	0.00114	0.00032

Tabela 11 – Tabela com os parâmetros da marcha correspondentes ao item 5 do DGI

Parâmetro da Marcha	Etapa do DGI			
	1		2	
	Padrão	Vendado	Padrão	Vendado
Velocidade [m/s]	1.2	1	1	0.86
Cadência [passos/s]	1.81	1.53	1.51	1.81
Número de Passos	10	11	10	12
Distância com relação ao centroide [m]	0.10	0.094	0.094	0.090
Distância da borda da BoS [m]	0.00032	0.00026	0.00030	0.00023

Tabela 12 – Tabela com os parâmetros da marcha obtidos para o indivíduo 1 durante as etapas 1 e 2 do DGI

Parâmetro da Marcha	Etapa do DGI					
	3		4		5	
	Padrão	Vendado	Padrão	Vendado	Padrão	Vendado
Velocidade [m/s]	0.86	0.75	1	0.86	0.75	0.5
Cadência [passos/s]	1.29	1.52	1.70	1.50	1.28	1.23
Número de Passos	10	12	11	10	6	7
Distância com relação ao centroide [m]	0.063	0.098	0.060	0.11	0.090	0.079
Distância da borda da BoS [m]	0.00019	0.00062	0.00024	0.0009	0.0015	0.0010

Tabela 13 – Tabela com os parâmetros da marcha obtidos para o indivíduo 1 durante as etapas de 3 a 5 do DGI

Com todos os dados para um mesmo indivíduo divididos em duas tabelas, 12 e 13, observa-se que para as etapas 1, 2 e 5 do DGI que os valores das distâncias com relação ao centroide se mantiveram bastante similares, indicando uma manutenção do equilíbrio. A mesma observação feita com a análise espectral das trajetórias do CoG delimitada pelos calcanhares.

As etapas 3 e 4 apresentaram diferenças mais significativas entre as distâncias com relação ao centroide para os casos “padrão” e “vendado”. As mesmas etapas apresentaram também diferenças mais aparentes na análise das trajetórias do CoG. Valores menores indicam uma condição mais estável na marcha.

Para os casos 1, 2 e 5 do DGI a distância com relação a borda apresentou valores maiores para os casos “padrão” sugerindo que uma margem maior pode indicar uma condição mais estável de equilíbrio. Os casos “vendado” apresentaram valores menores sugerindo uma condição menos estável.

A distância do CoG a borda apresentou valores mais distantes entre os casos “padrão” e “vendado” durante as etapas 3 e 4 (marcha com rotação da cabeça horizontal e vertical, respectivamente). O caso vendado apresentou valores mais distantes a borda podendo indicar uma incapacidade do indivíduo controlar o movimento e conseqüentemente uma menor estabilidade.

No quadro geral, o número de passos foi maior para os casos “vendado” indicando uma maior cautela do indivíduo ao realizar o movimento. Essa maior cautela pode justificar as distâncias menores com relação ao centroide para os casos com menos desequilíbrios do DGI (1, 2 e 5).

### 4.2.3 Resultado do ICC

O ICC foi utilizado para avaliar a diferença entre as distâncias entre o centroide da BoS e o CoG nos casos “padrão” e “vendado”. Os resultados para os casos de 1 a 5 estão na tabela 14.

No geral os valores ficaram entre "moderado" e "bom" indicando uma correlação mediana entre os dados. Como as comparações foram realizadas entre a marcha em condições normais (sem a venda) e em condições desfavoráveis (com a venda) era esperado que os valores tivessem uma baixa correlação.

As menores correlações ocorreram para os casos considerados mais difíceis para se manter o equilíbrio: a marcha com rotação da cabeça e a parada brusca. A menor correlação, marcha com rotação vertical da cabeça para o indivíduo 2 é explicada pelo desvio acentuado da trajetória em linha reta. O movimento de girar para a direita e a esquerda prejudicou os sentidos e, na falta da visão, a capacidade do indivíduo de retornar ao caminho padrão foi comprometida.

A correlação moderada na parada brusca se deve aos tempos diferentes de parada nos testes. Com a visão comprometida o tempo de resposta foi menor e o indivíduo acabou demorando mais tempo para realizar o giro e a parada. Além disso, pode ter ocorrido uma dificuldade em acertar a direção correta (um giro de 180°), uma questão similar a marcha com rotação da cabeça.

Item do DGI	ICC	
	Distância ao centroide [m]	
	Indivíduo 1	Indivíduo 2
Marcha Normal	0.816772	0.781972
Com mudança de velocidade	0.874756	0.875140
Rotação vertical da cabeça	0.872080	0.486980
Rotação horizontal da cabeça	0.828051	0.775616
Parada brusca	0.675071	0.910984

Tabela 14 – Tabela com os valores obtidos para o ICC comparando as distâncias entre o CoG e o centroide da BoS

## 5 Conclusões

Este trabalho analisou a relação entre a trajetória do CoG e a BoS, utilizando a arquitetura de rede neural *BlazePose*, implementada e validada em trabalhos anteriores para o cálculo do CoM. Com o intuito de traçar uma métrica que correlacionasse os parâmetros descritos e auxiliasse na avaliação do equilíbrio, foi utilizado um protocolo de testes dinâmicos e os marcadores localizados nos pés para a obtenção de variáveis clínicas.

O trabalho mostrou que a ferramenta *BlazePose* apresenta problemas na obtenção de determinadas coordenadas dependendo da orientação da gravação do vídeo (frontal ou sagital) e do posicionamento do indivíduo. Não se mostrando eficiente para a obtenção das coordenadas de indivíduos a distâncias superiores a 4 metros. Para a obtenção da trajetória no sentido Médio/Lateral o vídeo frontal se mostrou um opção melhor, enquanto que no sentido Antero-Posterior o sagital apresentou melhores resultados.

Para a comparação das amostras obtidas foi utilizado o ICC. Foi identificado o ciclo padrão de movimento de cada indivíduo analisado e avaliou-se a capacidade do indivíduo manter o equilíbrio mesmo vendado. Contudo, para a maior acurácia das medições requer a utilização de amostras maiores, mais ciclos de marcha, ou a realização de cortes precisos nos vídeos (delimitação de um número igual de ciclos de marcha e mesmo pé para iniciar o movimento), já que diferenças no tempo de início ou um fim mais prolongado podem alterar significativamente os resultados. Um melhor pré-processamento dos dados garantiria uma maior precisão nos resultados.

Com a obtenção do centroide e dos limites da base de suporte, através dos marcadores, a distância entre as coordenadas do CoG e a BoS foram obtidas e utilizadas na análise do equilíbrio. Os resultados obtidos mostraram que os desequilíbrios são bem sensíveis a perturbações na marcha, como resultado dos dados obtidos com os testes. Para a obtenção de dimensões mais precisas da BoS se fariam necessárias mais coordenadas para os pés, o que não é fornecido pelo algoritmo ou a utilização de sensores nas palmilhas, o que se desviaria do propósito do trabalho, mas seria útil para comparações em trabalhos futuros.

Analisando os parâmetros obtidos para um mesmo indivíduo no decorrer de testes diferentes notou-se que nos testes que causavam um maior desequilíbrio, rotação da cabeça vendado, a distância tanto com relação a o centroide quanto com relação a borda eram maiores. Testes como marcha normal e com mudança de velocidade não ofereceram grandes dificuldades aos indivíduos que os estavam realizando. Notando assim, a relação entre as distâncias analisadas e o equilíbrio do corpo.

A análise em ambos os planos, sagital e frontal, para uma mesma marcha forneceria

valores mais precisos das dimensões da base de suporte e da trajetória do CoG. Dados como número de passos e velocidade seriam obtidos de maneira mais precisa no plano sagital, assim como a largura do passo, enquanto que a distância entre os pés e a variação médio lateral do CoG é melhor obtida no plano frontal.

O *BlazePose* se mostrou ideal para a análise de um ciclo de marcha único. Como o formato de gravação do vídeo influencia nas variáveis obtidas, para uma melhor análise na marcha seria relevante utilizar mais de uma câmera na obtenção das imagens e realizar um processo de triangulação para a obtenção das três coordenadas de maneira precisa. Porém, a obtenção de resultados mais precisos acarreta em um maior esforço para o algoritmo utilizado fazendo-se necessário uma melhora no algoritmo antes da adição de mais funcionalidades.

# Referências

- ABRAHAM, A. Meta learning evolutionary artificial neural networks. v. 56, 2003. Citado na página 25.
- BAZAREVSKY, V. et al. Blazeface: Sub-millisecond neural face detection on mobile gpus. 2019. Citado na página 25.
- BAZAREVSKY, V. et al. Blazepose: On-device real-time body pose tracking. 2020. Citado 3 vezes nas páginas 7, 25 e 26.
- BERG K.O.; WOOD-DAUPHINEE, S. et al. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. v. 83, p. 7–11, 1992. Citado na página 20.
- BOYD R. N.; GRAHAM, H. K. Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type a for the management of children with cerebral palsy. v. 6, n. 4, 1999. Citado na página 20.
- CAO, Z. et al. Realtime multi-person 2d pose estimation using part affinity fields. 2017. Citado na página 25.
- CICCHETTI, D. V. Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instrument in psychology. v. 6, p. 284–290, 1994. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 28.
- CLENDANIEL, R. Outcome measures for assessment of treatment of the dizzy and balance disorder patient. v. 33, p. 519–533, 2000. Citado na página 20.
- DIAZ, C. P. O. Characterization of amputee gait using a biomechanical approach. Universidade de Brasília, p. 105, 2015. Citado 6 vezes nas páginas 7, 17, 23, 24, 25 e 35.
- DIAZ, C. P. O. et al. Balance measurement system based on the center of mass computation using kinect. 2012. Citado na página 13.
- GHORBANI, S. et al. Movi: A large multipurpose motion and video dataset. v. 86, n. 2, p. 420–428, 2020. Citado na página 32.
- HERMAN, T. et al. The dynamic gait index in healthy older adults: The role of stair climbing, fear of falling and gender. v. 29, p. 237–241, 2009. Citado na página 21.
- JONSDOTTIR J.; CATTANEO, D. Reliability and validity of the dynamic gait index in persons with chronic stroke. v. 88, n. 11, 2007. Citado na página 20.
- KOO T. K.; LI, M. Y. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. v. 15, p. 155–163, 2016. Citado 3 vezes nas páginas 9, 28 e 29.
- LEDDY, A. L. et al. Functional gait assessment and balance evaluation system test: Reliability, validity, sensitivity, and specificity for identifying individuals with parkinson disease who fall. 2011. Citado na página 13.

- LIM, H.-S. N. J.-H. K. Y.-J. The effect of the base of support on anticipatory postural adjustment and postural stability. v. 29, n. 3, p. 135–141, 2017. Citado na página 19.
- LUGADE, V. et al. Center of mass and base of support interaction during gait. v. 33, p. 406–411, 2011. Citado 3 vezes nas páginas 9, 18 e 19.
- MCGRAW K. O.; WONG, S. P. Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. v. 1, p. 30–46, 1996. Citado na página 28.
- NGUYEN, H. T. P. et al. Scoring of human body-balance ability on wobble board based on the geometric solution. v. 12, 2022. Citado 3 vezes nas páginas 7, 17 e 18.
- OLIVEIRA, G. L. M. Estimativa da trajetória do centro de massa corporal utilizando blazepose. Universidade de Brasília, 2021. Citado 6 vezes nas páginas 7, 13, 30, 31, 32 e 33.
- PODSIADLO D.; RICHARDSON, S. The timed "up & go": A test of basic functional mobility for frail elderly persons. v. 39, 1991. Citado na página 20.
- POLLOCK, A. S. et al. What is balance? v. 14, p. 402–406, 2000. Citado na página 19.
- RICHMOND, S. B. et al. The assessment of center of mass and center of pressure during quiet stance: Current applications and future directions. 2021. Citado na página 13.
- SHROUT P. E.; FLEISS, J. L. Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. v. 86, n. 2, p. 420–428, 1979. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 28.
- TINETTI, M. E. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. v. 34, p. 119–126, 1986. Citado na página 20.
- WINTER, D. A. Anthropometry. In: *Biomechanics and motor control of human movement*. [S.l.: s.n.], 1990. p. 82–104. Citado 7 vezes nas páginas 7, 9, 15, 16, 17, 24 e 32.
- WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. 1995. Citado 5 vezes nas páginas 7, 17, 24, 32 e 35.
- WORLD HEALTH ORGANIZATION. Global health estimates 2019: Deaths by cause, age, sex, by country and by region, 2000-2019. Geneva: Author, 2020. Citado na página 13.
- WRISLEY, D. et al. Reliability, internal consistency, and validity of data obtained with the functional gait assessment. v. 84, n. 10, 2004. Citado na página 20.
- WS, E. Center of mass of the human body helps in analysis of balance and movement. v. 2, p. 144–148, 2018. Citado na página 15.