

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Rafael Gialorenço Cazú

**Análise Postural Estática e Dinâmica Para a Obtenção de
Dados em Avaliação Clínica**

São Carlos – SP
2021

Rafael Gialorenço Cazú

**Análise Postural Estática e Dinâmica Para a Obtenção de
Dados em Avaliação Clínica**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro de Ciências Exatas e Tecnologia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Sistemas Elétricos e Eletrônicos

Orientador: Prof. Dr. Arlindo Neto Montagnoli

São Carlos – SP

2021



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Folha de Aprovação

Defesa de Dissertação de Mestrado do candidato Rafael Gialorenço Cazú, realizada em 05/02/2021.

Comissão Julgadora:

Prof. Dr. Arlindo Neto Montagnoli (UFSCar)

Prof. Dr. Ricardo Augusto Souza Fernandes (UFSCar)

Prof. Dr. Monike Tsutsumi (USP)

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

O Relatório de Defesa assinado pelos membros da Comissão Julgadora encontra-se arquivado junto ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.

“Dedico esta dissertação a todos que buscam a ciência e que possam sentir o quanto maravilhoso é aprender.”

AGRADECIMENTOS

Agradeço a DEUS por proteger e iluminar os meus caminhos e pensamentos durante toda a minha vida e colocar pessoas que puderam me auxiliar e me conduzir nesta jornada, demonstrando que sozinhos não conseguimos chegar longe nas nossas conquistas.

Ao meu amigo e orientador Prof. Dr. Arlindo Neto Montagnoli, pela dedicação, orientação e entusiasmo durante o processo do desenvolvimento desta pesquisa, que tem o dom de ensinar e proporcionar o conhecimento acadêmico. Muito Obrigado!

Aos meus pais João Carlos Cazú e Magda Gialorenço Cazú e irmãos Thiago Gialorenço Cazú e Guilherme Gialorenço Cazú, que sempre estiveram presentes a minha vida com todo o amor do mundo.

A minha esposa Heloisa Santoro de Castro Cazú, por fazer parte desta minha conquista, ao me apoiar e incentivar na busca pelo conhecimento, mesmo que por alguns momentos a minha ausência fez parte para este propósito. Meu amor por você é eterno.

As minhas enteadas que DEUS colocou no meu caminho, para me ensinar a amar com o coração todos os dias, muito obrigado.

Aos amigos que estiveram sempre presentes na minha vida, me apoiando na profissão e nos estudos, tendo neste momento a presença da minha amiga Umaia El khatib, que me ilustrou o passo a passo desta dissertação, sempre com a sua amizade e o amor pela ciência.

“O conhecimento é incompatível com a pressa. O tempo da alma é vagaroso. Desde que a pressa se instala, a alma se recolhe e somos projetados no voraz apetite do tempo exterior.”

(Rubem Alves)

RESUMO

CAZÚ, R. G. **Análise Postural Estática e Dinâmica Para a Obtenção de Dados em Avaliação Clínica**. 66 p. Dissertação de Mestrado – Centro de Ciências Exatas e Tecnologia, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2021.

Este projeto de pesquisa faz o uso da cinematria para um estudo do padrão postural de sujeitos, por meio de processamento de imagens de vídeo e com a utilização de uma plataforma de baropodometria. Foram analisados sujeitos com idades entre 18 à 60 anos, homens e mulheres, que se auto declararam não apresentar disfunção articular, quadro algico e incapacidade física ou cognitiva. A análise obteve dois padrões posturais, o primeiro no padrão estático e em seguida no padrão dinâmico em marcha. No padrão estático, a análise foi feita através da plataforma de baropodometria que apresentou as pressões de cargas e superfícies das regiões plantares dos sujeitos. No padrão dinâmico foram realizadas filmagens do sujeito em movimento, nas posições de perfil e posterior possibilitando a reconstrução de um modelo em três dimensões. Para as análises das imagens dos vídeos foram desenvolvidos softwares em linguagem C++ que utilizaram as bibliotecas para processamento de imagens, *Open Source Computer Vision Library* (OpenCV) e de visualização em 3D chamada *Visualization Tool Kit* (VTK). As informações colhidas desta análise serviram para a comparação dos movimentos do sujeito avaliado em marcha, associado com a imagem da pressão da pisada e das áreas plantares do mesmo sujeito, a fim de detectar possíveis padrões relacionados aos tipos de pisadas com a análise dos padrões dinâmicos. O tipo de pisada cava e as movimentações do quadril no eixo crânio-caudal e os movimentos de flexão e extensão do quadril direito, foram predominantes nesta pesquisa. Portanto, é viável a utilização da programação para o raciocínio clínico do profissional, auxiliando para uma boa conduta de avaliação, diagnóstico, orientações e acompanhamento nas evoluções no tratamento da fisioterapia.

Palavras-chave: Cinemática, Padrão da Marcha, Processamento de Imagens, Aprendizado de Máquina.

ABSTRACT

CAZÚ, R. G. **Dynamic and static postural analysis to obtain clinical evaluation database.** 66 p. Master Dissertation – São Carlos School of Engineering, University Federal of São Carlos, São Carlos, 2021.

This research project makes use of kinematics for a study of the subject's postural pattern, through the processing of video images and with the use of a baropodometry platform. Men and women aged between 18 and 60 years, who self-declared that they did not have joint dysfunction, pain and physical or cognitive impairment, were subject to age. The analysis obtained two postural patterns, the first non-static pattern and then a non-dynamic pattern in motion. In the static pattern, an analysis was made through the baropodometry platform that presents the pressures of loads and surfaces of the subjects' plantar regions. In the dynamic pattern, the subject was filmed in motion, in profile and posterior positions, allowing the reconstruction of a model in three dimensions. For the analysis of the images of the videos, software was developed in C++ language that used the libraries for image processing, as OpenCV and 3D visualization called as VTK. The information collected from this analysis served to compare the subject's movements evaluated in gait, associated with the image of the pressure of the step and the plantar areas of the same subject, in order to determine patterns related to the types of steps with the analysis of the dynamic patterns. The type of foot cava and the movements of the hip on the skull-tail axis and the flexion and extension movements of the right hip were predominant in this research. Therefore, it is feasible to use the programming for the professional's clinical reasoning, helping for a good conduct of assessment, diagnosis, orientation and monitoring of developments in the treatment of physiotherapy.

Keywords: Kinematics, Marching Pattern, Image Processing, Machine Learning.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Alinhamento Esquelético.	5
Figura 2 – Planos e Eixos Anatômicos.	6
Figura 3 – Plataforma de Baropodometria.	7
Figura 4 – Teste da Pisada.	7
Figura 5 – Tipos de Pisada.	8
Figura 6 – Ossos do Pé.	8
Figura 7 – Exemplo do Ciclo da Marcha.	10
Figura 8 – Posição dos pontos-chaves obtidos pelo OpenPose.	14
Figura 9 – Exemplo de renderização feita pelo VTK a partir de imagens de tomografia.	15
Figura 10 – Tela Inicial do Programa de Interface com o Usuário.	16
Figura 11 – Captura de Vídeo.	17
Figura 12 – Processamento do Vídeo.	17
Figura 13 – Captação Imagem Posterior.	19
Figura 14 – Captação Imagem Perfil.	19
Figura 15 – Mensuração da Carga Plantar na Baropodometria.	22
Figura 16 – Tipos de Pisadas.	22
Figura 17 – Deslocamento do Centro de Gravidade dos Participantes.	23
Figura 18 – Pisada Cavo x C.G.	24
Figura 19 – Pisada Plana x C.G.	24
Figura 20 – Pisada Normal x C.G.	25
Figura 21 – Tipos Pisadas x Primeira Maior Carga.	26
Figura 22 – Tipos Pisadas x Segunda Maior Carga.	27
Figura 23 – Primeira Maior Carga AntePé.	29
Figura 24 – Segunda Maior Carga AntePé.	29
Figura 25 – Primeira Maior Carga RetroPé.	30
Figura 26 – Segunda Maior Carga RetroPé.	30
Figura 27 – Captação dos Pontos Anatômicos.	33
Figura 28 – Ciclo da Marcha em Avatar.	34
Figura 29 – Variáveis Angulares dos Joelhos dos Participantes Durante a Marcha.	35
Figura 30 – Ciclo da Marcha Perfil.	35
Figura 31 – Amplitude do quadril na marcha em esteira - coordenada y do plano coronal.	36
Figura 32 – Frequência dos Calcâneos.	37
Figura 33 – Amplitudes Calcânhares e Hálux.	38

Figura 34 – Amplitudes Quadril.	38
Figura 35 – Ângulos Joelhos - Quadril - Coluna.	39
Figura 36 – Movimentação Crânio-Caudal.	40
Figura 37 – Movimentação Ântero-Posterior.	40
Figura 38 – Frequência Calcâneos.	41
Figura 39 – Marcha - Fase do Balanço.	42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Informativa Baropodometria.	18
Tabela 2 – Gênero e Número Total de Participantes.	21
Tabela 3 – Distribuição Percentual Comparado ao Número Total dos Participantes Segundo os Tipos de Pisadas.	22
Tabela 4 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores da Soma Total da Segunda Maior Carga da Pisada.	23
Tabela 5 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada Cavo e Deslocamento do C.G.	24
Tabela 6 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada Plana e Deslocamento do C.G.	25
Tabela 7 – Resultados em Porcentagens Comparado o Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada Normal e Deslocamento do C.G.	25
Tabela 8 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada Cavo na Primeira Maior Carga e Regiões Plantares.	26
Tabela 9 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada Normal na Primeira Maior Carga e Regiões Plantares.	26
Tabela 10 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada Plana na Primeira Maior Carga e Regiões Plantares.	27
Tabela 11 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada na Segunda Maior Carga e Região Plantares.	28
Tabela 12 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada Normal na Segunda Maior Carga e Região Plantares.	28
Tabela 13 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada Plana na Segunda Maior Carga e Região Plantares.	28
Tabela 14 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores das Regiões Plantares na Primeira Maior Carga da Pisada.	31

Tabela 15 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores da Soma Total da Primeira Maior Carga da Pisada.	31
Tabela 16 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores das Regiões Plantares da Segunda Maior Carga da Pisada.	31
Tabela 17 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores da Soma Total da Segunda Maior Carga da Pisada.	32
Tabela 18 – Resultado Final em Porcentagens para Análise dos Valores Coletados da Baropodometria dos Participantes.	32
Tabela 19 – Resultados em Porcentagens para Análise dos Valores da Movimentação Crânio-Caudal durante Marcha na Esteira.	40
Tabela 20 – Resultados em Porcentagens para Análise dos Valores da Movimentação Ântero-Posterior durante Marcha na Esteira.	41
Tabela 21 – Resultados em Porcentagens para Análise dos Valores da Frequência dos Calcâneos durante Marcha na Esteira.	41
Tabela 22 – Resultados em Porcentagens para Análise dos Valores da Flexão do Joelho durante Marcha na Esteira.	42

LISTA DE SIGLAS

CG *Centro de Gravidade*

OpenCV *Open Source Computer Vision Library*

VTK *Visualization Tool Kit*

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Objetivos	2
1.2	Motivação e Justificativa	3
2	ANÁLISE POSTURAL ESTÁTICA E CINEMÁTICA	5
2.1	Análise Postural	5
2.2	Baropodometria	6
2.3	Análise Cinemática	9
2.4	Análise da Marcha	10
3	METODOLOGIA	13
3.1	Processamento de Imagens	14
3.2	Visualização em 3D	15
3.3	Ferramentas Computacionais Auxiliares	15
3.4	Coleta de Dados	18
4	RESULTADOS	21
4.1	Primeira Etapa	21
4.2	Segunda Etapa	33
5	DISCUSSÃO	43
6	CONCLUSÃO	49
	REFERÊNCIAS	51
	ANEXO A TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	57
	ANEXO B PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITE DE ÉTICA	61
	ANEXO C AUTORIZAÇÃO USO DE IMAGEM	63
	ANEXO D TABELA INFORMATIVA BAROPODOMETRIA	65

INTRODUÇÃO

É de grande importância em um ambiente clínico na área da saúde a necessidade de informações que forneçam uma base de dados confiável que levem a definições de condutas de atuação mais precisas. São várias as especialidades em que as metodologias tecnológicas inovadoras podem ser utilizadas com o propósito de auxiliar na avaliação clínica de pacientes, dentre as quais, neste trabalho destaca-se a área da fisioterapia.

Enquanto área de interesse e método de atuação, a Fisioterapia em Traumatologia-Ortopedia, em especial, dedica-se à intervenção e à avaliação de distúrbios musculoesqueléticos. O conhecimento do profissional desta área, em conjunto com sua experiência clínica, são fatores que contribuem para uma real avaliação do problema e posterior conduta clínica mais apropriada. Em conjunto, vários recursos tecnológicos estão sendo utilizados, ganhando espaço e importância nos tratamentos fisioterápicos, como os observados em vários estudos publicados (FUKUCHI *et al.*, 2010), (RIBAS *et al.*, 2007), (BANKOFF *et al.*, 2007), (HU; SUN; CHENG, 2013). Com isto, informações são adicionadas no cotidiano, as quais ajudam a minimizar erros e aperfeiçoam a atuação clínica, sendo em alguns casos na busca de análise do controle e padrões posturais das pessoas (FUKUDA, 2017), (FILHO; REIS; KAWAMURA, 2010), (O'CONNELL; FARROKHI; FITZGERALD, 2016).

A avaliação postural é o passo inicial para qualquer tratamento fisioterápico, portanto, a interface entre áreas de Saúde e Engenharia, pode contribuir para o desenvolvimento de novos recursos tecnológicos, trazendo elementos para a ampliação de bases de dados clínicos e recursos para a aplicabilidade na avaliação clínica.

Com a utilização da captação de imagens, alguns estudos propõem avaliações posturais utilizando como recurso o registro fotográfico para análise postural, chamado de fotogrametria. Ferreira (2006) em seu estudo desenvolveu uma análise quantitativa na postura estática, porém observou que o controle postural não correlaciona com o alinhamento postural. Munhoz e Marques (2001), fizeram o uso da imagem fotográfica da postura do sujeito e realizaram medições

entre os pontos articulares do corpo a fotogrametria e associaram a imagens de radiografias, para analisar disfunções musculoesqueléticas, disfunções posturais e disfunção temporomandibular, relacionando à alteração de anteriorização da região cervical associada à disfunção temporomandibular.

No entanto, ambos os estudos são análise postural, comumente empregadas em ambientes clínicos, analisam de forma estática a postura do indivíduo, não podendo relacionar a dinâmica do movimento postural de cada indivíduo com as possíveis compensações posturais ocasionadas por fatores intrínsecos ou extrínsecos, bem como alterações do Centro de Gravidade (CG), que é o ponto de aplicação de todas as forças que agem sobre o corpo, por isso é uma importante referência de análise, na postura.

Autores como [Sedrez e Candotti \(2013\)](#), em sua revisão sistemática de métodos não invasivos para avaliação postural, relatam que os resultados ainda não são robustos para permitir a substituição da radiografia, método este utilizado em alguns momentos para análise postural, criando assim exposição à radiação desnecessária dependendo da avaliação proposta pelo clínico.

Já uma análise postural em movimento dinâmico pode trazer informações enriquecedoras devido às possíveis interferências do controle postural, como também outros fatores, como ações músculo-esquelética, do sistema visual, vestibular ou proprioceptivo.

[Hillman et al. \(2010\)](#), demonstrou problemas na validade e fidedignidade dos dados obtidos por meios de observação visual, com a utilização de dados cinemáticos que incluíam variáveis como deslocamento, velocidade e aceleração angular, sendo estes valores obtidos por equipamentos de cinematografia e sistemas automatizados.

Estudos utilizando recursos tecnológicos, como de [Esquenazi \(2014\)](#) [Dalla Favera et al. \(2010\)](#), com câmeras de alta resolução vêm sendo cada vez mais utilizadas para a realização destes estudos científicos, avançando na busca de informações e análises da postura e das marchas dos indivíduos. Porém, comumente empregados em laboratórios de biomecânica que possuem recursos de altas tecnologias, muitas vezes inviáveis para a utilização em clínicas comuns, devido ao alto custo ou dimensão dos equipamentos.

O uso do processamento de imagens para detecção destes pontos articulares, apresenta uma inovação de baixo custo para as marcações articulares dos indivíduos, sendo que, através de ferramentas modernas de aprendizagem de máquinas denominadas de *deep learning* pretende-se avaliar a cinemática da marcha utilizando gravações de vídeo utilizando câmeras de comuns, relativamente de custo bem menor quando comparadas à outros sistemas de alta resolução.

1.1 Objetivos

O objetivo desse trabalho consiste em ampliar o conjunto de dados dos profissionais, trazendo informações no momento da avaliação biomecânica e produzir o aperfeiçoamento

do diagnóstico. Além disso, verificar a possibilidade de correlacionar os tipos de pisadas com algum padrão postural ou fatores que possam interferir diretamente no padrão postural do sujeito analisado.

1.2 Motivação e Justificativa

A busca em analisar os tipos das pisadas e correlacionar com a postura é algo que vem sendo aplicado em ambientes clínicos como método de avaliação e tratamento postural. A associação da pisada do sujeito com a postura é algo que traz desafios no ambiente clínico no momento da avaliação, pois angulações, cargas, posicionamentos e outros fatores interferem diretamente nos padrões posturais.

As informações das imagens coletadas do corpo humano, no momento da marcha poderão fornecer o comportamento do padrão postural dinâmico. Sabendo que a postura altera seu padrão em decorrência de estímulos visuais, vestibulares e sensoriais, a associação da análise das pressões plantares na posição estática, será comparada com o padrão postural dinâmico. Desta forma o avaliador poderá complementar dados da avaliação e visualizar padrões posturais adotados pelo sujeito em decorrência de algo que possa correlacionar estas alterações.

A necessidade de padronização de protocolo de análise da marcha demonstra grande importância no fator de reprodutibilidade. A utilização de marcadores mostra que falhas nas informações podem ocorrer, devido as diferenças anatômicas dos indivíduos avaliados e as movimentações da pele dos indivíduos durante a análise da marcha, ou também o fato de diferentes profissionais que realizam a aplicação destes marcadores, interpretarem pontos de aplicações articulares, que divergem entre os indivíduos analisados.

[Benedetti et al. \(1998\)](#) demonstraram em seu estudo que a reprodutibilidade depende da localização dos marcadores anatômicos e que diferentes metodologias interferem diretamente na comparação de resultados e reprodutibilidade dos testes. [Kaufman et al. \(2016\)](#) apontam a articulação do joelho, como sendo a de maior divergência de análise comparativa, devido ao provável deslocamento dos marcadores na pele.

As informações colhidas desta análise de dados e captação de pontos articulares, ocorreram de forma automática, sem a necessidade de marcadores anatômicos, e serviram de resultados dos movimentos dos participantes avaliados em marcha.

O uso da rede neural com a abordagem de aprendizagem profunda *deep learning* tornou-se bastante viável para detecção destes pontos articulares, e apresentou uma provável diminuição dos erros das marcações articulares dos participantes, já que a programação utilizada envolve a inovação do aprendizado de máquina que elimina as etapas de pré-processamento, treinando diretamente as redes neurais, normalmente com um conjunto bem grande de imagens.

[Resende et al. \(2013\)](#) fazendo o uso de filmagens, marcadores e sistema de análise de

movimento Qualisys – Pro Reflex MCU (QUALISYS MEDICAL AB, 411 12 Gothenburg, Suécia), teve como objetivo investigar possíveis relações entre o *design* do tênis e a cinemática dos segmentos do pé na ocorrência de lesões, utilizando o método de aberturas realizadas no tênis para fixação dos marcadores diretamente na pele dos indivíduos, avaliou se os ângulos dos segmentos articulares do pé durante a marcha devido ao fato de que os tipos de calçados também podem alterar o padrão cinemático dos membros inferiores durante a marcha; pois estudos prévios demonstraram que andar descalço ou calçado pode modificar o padrão de movimento dos segmentos do pé.

[Nigg, Cole e Nachbauer \(1993\)](#) apontaram que corredores que apresentam pronação excessiva em sua pisada, apresentaram valgismo dinâmico do joelho significativo durante a fase de apoio na marcha, que pode levar a uma sobrecarga no compartimento medial do joelho. Esta característica de pronação, normalmente é encontrada em pessoas com aumento do arco plantar, conhecido como pé cavo.

[Bellchamber e Van Den Bogert \(2000\)](#) atribuíram possíveis fatores determinantes de modificações no padrão cinemático de joelho e quadril, devido a excessiva eversão do calcâneo durante a marcha, demonstrando que o pé estava seguindo o corpo durante a marcha.

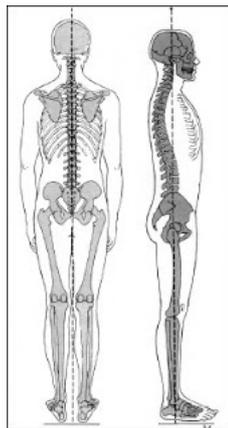
Assim, fatores como os tipos de pisadas tem forte influência no posicionamento do corpo, conseqüentemente na marcha e no centro de gravidade do indivíduo, e as alterações no tipo de pisada podem até causar desequilíbrio articular, sobrecargas, e compensações posturais durante a marcha, provocando algum efeito compensatório na busca do alinhamento postural.

ANÁLISE POSTURAL ESTÁTICA E CINEMÁTICA

2.1 Análise Postural

Diversos modelos de avaliação postural são desenvolvidos, estudados e implementados, como ferramenta de trabalho em ambientes terapêuticos. Porém, é de rotina clínica o uso do simetrógrafo ou a análise informal da postura e da marcha do indivíduo nestes ambientes, mesmo sendo informações limitadas e não quantitativas, devida a toda a complexidade da análise postural.

Figura 1 – Alinhamento Esquelético.



Fonte: (Kendall)

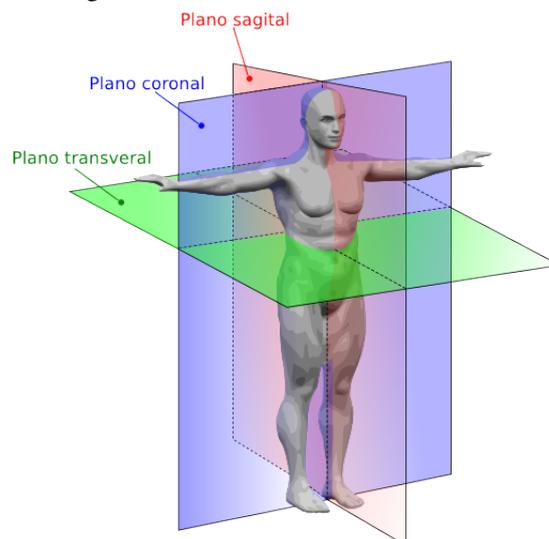
Para [Kendall Florence Peterson e McCREARY \(1995\)](#), um alinhamento postural deve coincidir com a linha de um fio de prumo, sendo a proposta que possibilita observar os efeitos da força da gravidade em linhas e planos invisíveis e imagináveis no espaço, onde o padrão ideal exige o mínimo de esforço e sobrecarga das estruturas, com o máximo de eficiência do corpo humano. De acordo com [Brunnstrom \(1954\)](#), a boa postura é aquela em que as articulações

suportam o peso corporal com o mínimo de ação muscular e assim se faz para manter a postura ereta. (Figura 1).

Na posição ereta, quem promove a sustentação do corpo são as plantas dos pés, devido ao fato de que o centro de gravidade do corpo humano está localizado na face anterior da terceira vértebra da coluna lombar, transferindo a força para o solo, (GAGEY; WEBER, 2000). No entanto a necessidade da compreensão da movimentação corporal espacial, se faz necessário na avaliação clínica postural. A definição de planos e eixos anatômicos traz a fundamental compreensão dos movimentos biomecânicos do corpo humano.

Dangelo (2002), justifica que no modelo de representação da posição anatômica são definidos os movimentos do corpo humano em Planos e Eixos. Sendo considerados os planos Sagital, Coronal e Transversal, e considerando os eixos Antero-Posterior, Cranio-Caudal e Látero-Lateral. Utilizar as definições de planos e eixos e associa-los na avaliação postural, auxilia muito a interpretação da biomecânica dos movimentos do corpo humano (Figura 2).

Figura 2 – Planos e Eixos Anatômicos.



Fonte: (Dangelo, Fattini)

2.2 Baropodometria

O baropodometro (Figura 3) é uma plataforma composta de sensores condutores de frequência, que captam as cargas de pressões dos pés descalços, sobre a plataforma, passando estas informações através de um programa vinculado a plataforma, que captura e analisa a imagem.

O uso da baropodometria (Figura 4) tem demonstrado eficácia e confiabilidade para análise clínica da área de pressão e carga plantar, segundo (IZQUIERDO-RENAU *et al.*, 2017). A baropodometria além de um instrumento de avaliação clínica, pode ser utilizada para biofeedback postural em treinos de equilíbrio e simetria corporal de força do corpo com o solo, (NICHOLS, 1997).

Figura 3 – Plataforma de Baropodometria.

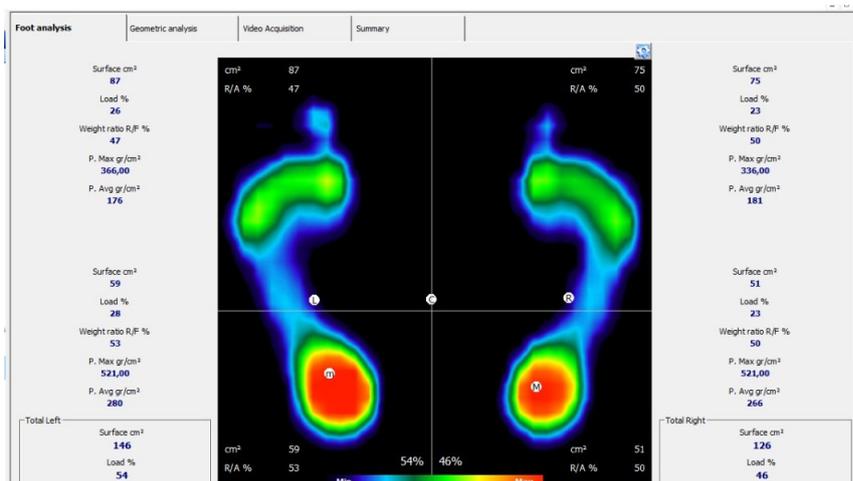


Fonte: (Autoria Própria)

As informações podais utilizam as vias ascendentes, para informar o Sistema Nervoso Central na área do córtex parietal o controle dos posicionamentos dos pés, do corpo e do controle postural em relação ao meio externo, (HORAK, 1997).

Uma adequada biomecânica do pé é responsável pela manutenção da postura e uma distribuição simétrica da pressão plantar, (FORTALEZA *et al.*, 2012). Além de exercer um efeito importante no controle postural durante a posição ortostática e na marcha (LAFOND; CORRIVEAU; PRINCE, 2004).

Figura 4 – Teste da Pisada.



Fonte: (Autoria Própria)

Quanto às estruturas dos arcos plantares, o pé pode ser classificado em neutro, plano (pronador) e cavo (supinador), exemplificado na (Figura 5). No pé neutro, os dois arcos mediais devem ser simétricos tanto na largura quanto no comprimento. O pé plano caracteriza-se por um achatamento do arco longitudinal medial, (HALL, 2000). O pé cavo é caracterizado por um aumento do arco longitudinal medial. Esse tipo de deformidade resulta num pé rígido com pouca capacidade de amortecer choques e adaptar-se aos esforços, (BIENFAIT, 2000).

Figura 5 – Tipos de Pisada.



Fonte: (Autoria Própria)

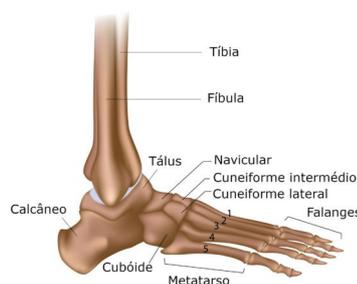
Alguns estudos utilizam as medições das regiões do pé para classificá-los em normal, cavo ou plano. No pé normal a largura da impressão plantar do mediopé corresponde a $1/3$ da largura da impressão plantar do antepé. No pé cavo, a largura da impressão plantar do mediopé é menor que $1/3$ da medida do antepé. O pé plano a largura do mediopé é maior que $1/3$ do antepé, (HALL, 2000).

Há também relação com o controle postural vindo do sistema vestibular, que é responsável pela orientação espacial do corpo na posição estática e dinâmica do equilíbrio corporal, sendo que o deslocamento deste sistema pode interferir no posicionamento da postura corporal (FRIEDMAN, 1986).

Ao nível de córtex occipital é realizada a função de captar as informações do sistema visual, os músculos dos olhos quando alongados excitam os motoneurônios dos músculos agonistas e inibe os antagonistas promovendo o reflexo miotático de Sherrington. As informações proprioceptivas mandam ao córtex cerebral informações sobre a situação do controle postural em relação ao meio, (WILLEM, 2004).

Smith (1997) dividem o pé em três partes: retopé (formado por tálus e calcâneo), médiopé (formado por navicular, cubóide, e três cuneiformes) e o antepé (formado pela parte proximal e distal dos metatarsianos e pelas falanges), conforme exemplificação (figura 6).

Figura 6 – Ossos do Pé.



Fonte: (Alila Medical Media / Shutterstock.com)

2.3 Análise Cinemática

A análise cinemática relaciona-se com as características do movimento, e avalia o movimento a partir de uma perspectiva espacial e temporal sem a presença de forças externas. Podendo determinar a análise de velocidade, altura e distância (HAMILL, 1999).

Vários estudos sobre a cinemática da marcha humana têm sido realizados, e a análise cinemática tridimensional, tornou-se uma grande ferramenta na metodologia de pesquisas de análises da marcha humana patológicas ou não patológicas.

Embora esta metodologia seja utilizada em laboratórios de diversos países, no Brasil existem laboratórios que fazem o uso desta ferramenta, porém alguns fatores limitam o uso, como alto custo, sistemas comerciais e recursos humanos para interpretação dos resultados.

Araújo, Andrade e Barros (2005), conclui em seu estudo a capacidade da análise da marcha humana pelo método de captação de imagem proposta, no entanto relata em seu estudo, que o sistema de medição também é algo que causa divergências e discussões, bem como os modelos de marcadores passivos ou ativos, comumente utilizados nestes modelos de análises laboratoriais. O uso destes marcadores causa algumas restrições, como o fato de registrarem apenas as coordenadas dos movimentos e não toda imagem do movimento, ou o fato da necessidade de o usuário transportar cabos e unidade de controle.

Estudos utilizando equipamentos como o Sistema Vicon, são ferramentas altamente tecnológicas para análises da biomecânica, Windolf Markus e Gözena (2008), Kadaba, Ramakrishnan e Wootten (1990), apresentam recursos de grande importância como o volume de calibração, uso de marcadores e configuração da câmera. Estes são fatores que podem influenciar de maneira direta na análise da biomecânica tanto no modo positivo como negativo. Este mesmo estudo demonstrou a importância do uso dos marcadores para a detecção dos pontos articulares devido ao reflexo produzido, melhorando os *pixels* da imagem capturada, porém uma falha na identificação do centro destes marcadores, podem alterar a qualidade da identificação destes pontos, bem como o uso de filtro de lentes, que causaram um aumento no ruído da captação da imagem e provocou uma diminuição na precisão dos valores da análise.

A movimentação entre os marcadores e os ossos, denominada na literatura como *Soft Tissue Artefact*, tem sido uma constante fonte de erro para a análise dos movimentos, provocando restrições de análises em algumas áreas do corpo com o uso dos marcadores (LUNDBERG, 1996).

Para Chao (1981), todos os fatores da avaliação funcional articular, o goniômetro triaxial é um método útil e eficaz para fornecer medições de movimentos angulares tridimensionais simples em tempo real. A posição angular relativa em termos dos três ângulos eulerianos podem ser determinados se os eixos de coordenadas são definidos em relação a uma referência inercial global. Assim a angulação funcional entre duas retas ligadas a um ponto articular, podem ser geralmente realizada pelo ângulo de Euler.

Fukuchi *et al.* (2010) com uso de máquinas de vetores de suporte (*Support Vector Machine*) desenvolveu algoritmos que diferenciaram as marchas entre jovens e idosos. Fazendo o uso da captação das imagens com câmeras apropriadas e software para analisar os ângulos articulares dos membros inferiores durante a marcha, podendo diferenciar os grupos entre jovens e idosos com relativa precisão.

Existe uma alta complexidade para uma análise biomecânica, tanto com os usos dos recursos tecnológicos, ambientes, como os padrões de como será analisado o movimento do corpo humano. A busca da acurácia e precisão destes modelos de análise de marcha humana, depende destes vários ajustes estarem presentes no momento da análise.

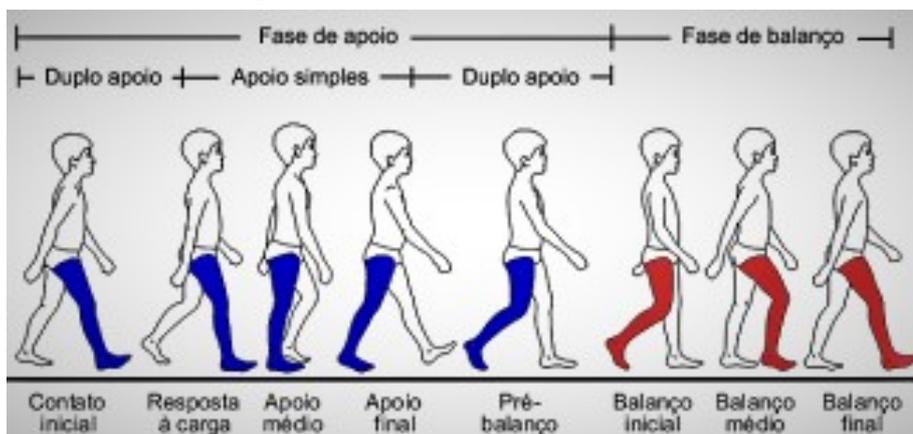
2.4 Análise da Marcha

O interesse pelo movimento do corpo humano desperta a atenção a vários séculos, com Hipócrates, Aristóteles, Galeno, Vesalius, Da Vinci, Galileu, entre outros. Na metade do século XVII, Boreli determinou o centro de gravidade do corpo humano CG. Galvani no século XVIII, identificou que os músculos quando contraídos, produzem correntes elétricas. Os irmãos Weber, no século XIX, realizaram importantes análises e medidas de referência cinemática da marcha, (STEINDLER, 1953).

Segundo Rose e Gamble (1998), as variáveis da biomecânica analisadas durante a marcha são: cinemáticas que são as medidas de deslocamentos dos segmentos do corpo, as cinéticas presentes pelas forças que atuam sobre o corpo, e a eletromiográfica sendo respostas dos sinais elétricos durante a contração muscular.

Sendo assim, a fase da marcha pode ser identificada através destas análises, onde os parâmetros cinemático, cinético e eletromiográfico dos eventos da marcha humana, podem ser determinados e as funções musculoesqueléticas podem ser avaliadas qualitativamente e quantitativamente.

Figura 7 – Exemplo do Ciclo da Marcha.



Fonte: (Adaptado de VAUGHAN, DAVIS E O'CONNOR, 1999)

A análise da marcha humana (Figura 7) é composta pela cadência e ciclo, sendo a cadência o número de passos por minuto. Um ciclo de marcha corresponde ao período entre o toque de calcanhar de um pé até o próximo toque de calcanhar do mesmo pé. Este também é o conceito de passada. Já um passo é o período entre o toque de calcâneo de um pé e o próximo toque de calcâneo do outro pé. Assim, uma passada contém dois passos. Podemos dividir o ciclo da marcha em fase de apoio e fase de balanço. A fase de apoio é caracterizada pelo Contato Inicial, Resposta de Carga, Apoio Médio, Apoio Final e Pré Balanço. Já a fase de balanço é caracterizada pelo Balanço Inicial, Balanço Médio e Balanço Final, (HARRIS; WERTSCH, 1994). Segundo Hoppenfeld Stanley e Murthy (2000), a fase de apoio representa 62% do ciclo da marcha, e a fase de balanço corresponde a 38% do ciclo da marcha.

METODOLOGIA

As informações colhidas desta análise pela cinemetria e antropometria, serviram como comparação dos movimentos dos participantes avaliados em marcha, com análises de dados e captação de pontos articulares, sem a necessidade de marcadores anatômicos.

A padronização de protocolo de análise da marcha utilizada nesta pesquisa, demonstrou grande importância no fator de reprodutibilidade.

O uso da rede neural para detecção destes pontos articulares, apresenta uma provável diminuição dos erros das marcações articulares dos participantes, já que a programação utilizada é a mesma e a sua interpretação da localização destes pontos, se retem. Sabendo que utilização de marcadores ativos ou passivos, em alguns momentos pode ocasionar falhas nas informações, devido as diferenças anatômicas dos indivíduos avaliados, ou também o fato de diferentes profissionais realizarem a aplicação destes marcadores, interpretando pontos de aplicações articulares, que divergem entre os indivíduos analisados, e também as movimentações das peles dos indivíduos durante a análise da marcha.

Foi verificado também as cargas presentes em determinadas áreas plantares e tipos de pisadas correlacionadas aos possíveis valores nas variáveis detectadas pela ferramenta proposta *Cinemetria*, tornando se um artifício de associação nos modelos de avaliação postural na marcha, corroborando com a programação elaborada neste projeto.

A aprovação foi obtida do Comitê de Ética em Pesquisa, pela Universidade Federal de São Carlos – UFSCar, número do Parecer: 3.927.379. Todos os participantes receberam um documento informando os objetivos do estudo e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

Nos estudos realizados, para amostra foram considerados participantes que se auto declararam saudáveis, de ambos os sexos com idade entre 18 e 60 anos, sem apresentarem quadro algico músculo-esquelético, e com capacidades físicas e cognitivas, que foi considerado como critério de inclusão.

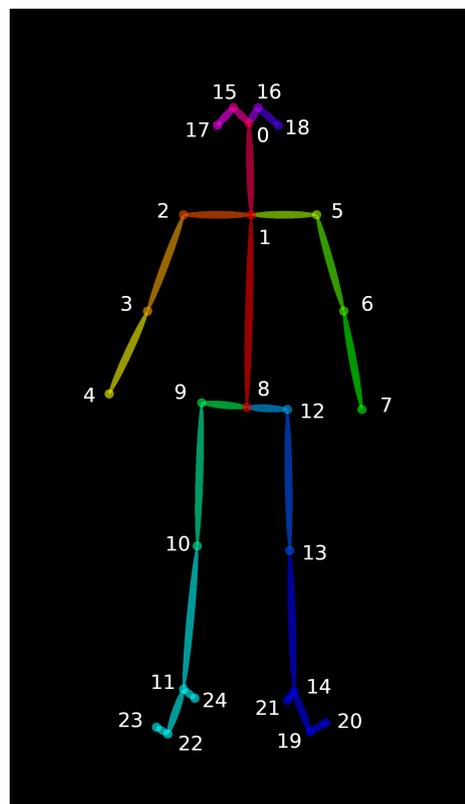
Foram utilizadas as programações Opencv, OpenPose e VTK para as captações e processamentos das imagens dos participantes realizando a marcha na esteira.

3.1 Processamento de Imagens

Com a utilização do pacote OpenCV as imagens de vídeo capturadas serão processadas (BRADSKI, 2000). O uso das linguagens de programação C/C++, originalmente desenvolvido pela Intel, o pacote de processamento do OpenCv é aberta para uso acadêmico e comercial. Uma enorme quantidade de algoritmos otimizados para visão computacional e processamento de imagem fica disponibilizado na biblioteca OpenCv. Devido ao seu desempenho otimizado, e a oportunidade de uso de recursos avançados com o processamento paralelo CPU e GPU, ocorre a possibilidade da execução de algoritmos em tempo real.

O modelo de aprendizado de máquina OpenPose, Cao *et al.* (2019), foi utilizado como primeiro sistema, possibilitando a detecção de várias pessoas e os pontos chaves do corpo humano em tempo real. O pacote OpenCv é compatível e desenvolvido em linguagem C++, possibilitando a utilização de várias bases de dados para o treinamento em *deep learning*. A oportunidade de capturar as posições dos pés, e a realização para treinamento da máquina é possível atualmente devido aos bancos de dados disponíveis, conforme (Figura 8), segundo (CAO *et al.*, 2018)

Figura 8 – Posição dos pontos-chaves obtidos pelo OpenPose.

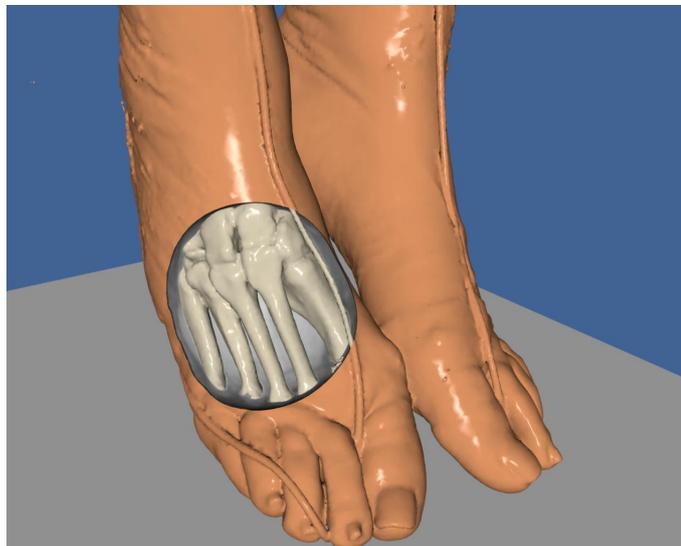


3.2 Visualização em 3D

Os modelos reconstruídos em 3D a partir das imagens estéreo obtidas pela filmagem em vídeo, serão visualizados pelo pacote computacional VTK (SCHROEDER; MARTIN; LORENSEN, 2006).

Originalmente o VTK fazia parte dos algoritmos do livro texto de Schroeder, Martin e Lorensen (2006) e atualmente é suportado pela empresa *Kitware, Inc.* Por ser um de código livre, o pacote VTK é largamente utilizado em visualizações científicas, tendo a capacidade de modelar e renderizar em 3D. Um exemplo de renderização feito pelo *software* VTK, a partir de imagens de tomografia pode ser visto na (figura 9).

Figura 9 – Exemplo de renderização feita pelo VTK a partir de imagens de tomografia.



Fonte: (<https://vtk.org/vtk-in-action/>)

3.3 Ferramentas Computacionais Auxiliares

Desenvolvido em Visual Studio - CSharp, o programa para a interface com o usuário organiza a chamada aos algoritmos desenvolvidos em OpenCV e VTK. Na (figura 10) é apresentada a tela inicial do programa, onde é possível cadastrar os participantes, fazer a gravação e edição do vídeo em estéreo, além de apresentar os resultados obtidos em textos e gráficos.

Figura 10 – Tela Inicial do Programa de Interface com o Usuário.

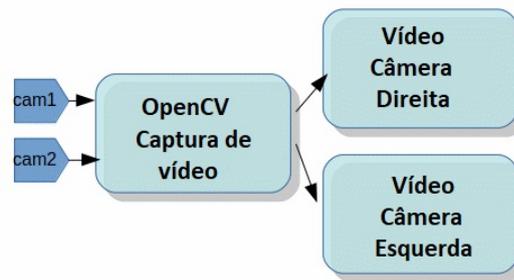


Fonte: (Autoria Própria)

Com a programação OpenCV foi possível realizar no momento da captação da imagem em tempo real e de maneira simultânea, a identificação e edição dos pontos articulares dos participantes caminhando sobre a esteira, obtendo o desempenho esperado da programação.(Figura 11).

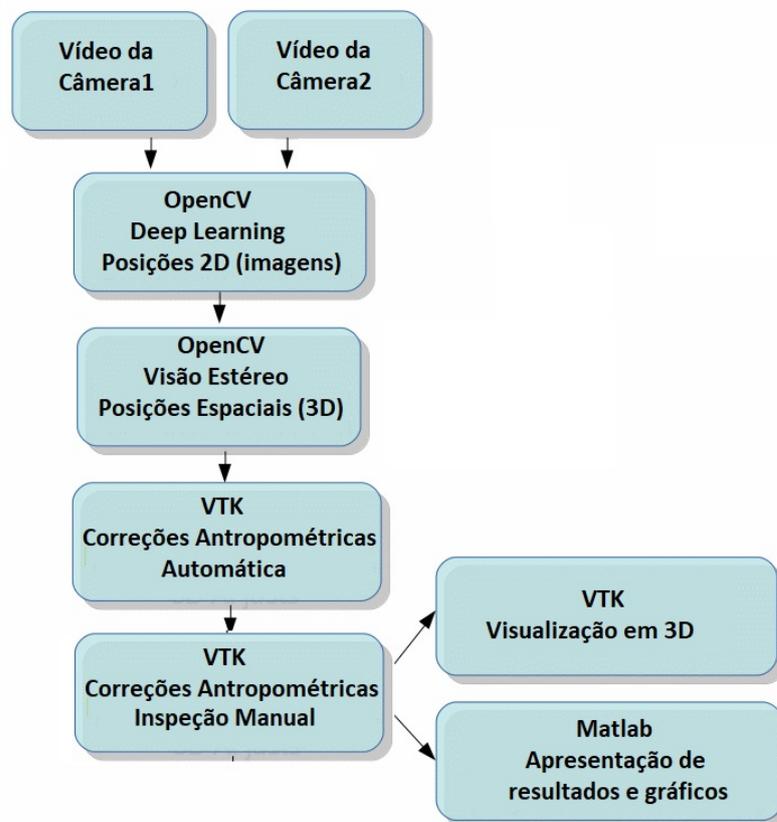
No processamento da imagem, a utilização do VTK realizou as correções antropométricas, que não ocorreu de forma totalmente automática, sendo necessário ajustes manuais (Figura 12). No entanto, podemos considerar que os ajustes realizados foram poucos e com uma margem de erro relativamente baixa na formação da estrutura.

Figura 11 – Captura de Vídeo.



Fonte: (Autoria Própria)

Figura 12 – Processamento do Vídeo.



Fonte: (Autoria Própria)

3.4 Coleta de Dados

As coletas foram realizadas em duas etapas para cada participante. A primeira etapa com o uso da plataforma de baropodometria (Figura 15), na posição estática em que o participante se posicionou em pé sobre a plataforma de baropodometria com os membros superiores livres ao lado do corpo, descalços sobre a plataforma. Neste momento, foi mensurada a pressão de carga e área plantar do respectivo participante (Figura 4), determinadas pela programação Freestep.

Para determinação a classificação dos tipos de pisadas, após coletar as imagens capturadas da programação, realizou-se a impressão em folha de papel sulfite A4 da pisada de cada participante, em seguida foram analisadas o tipo de pisada, com os critérios de escolha baseada nos tipos de pisada demonstrada na (Figura 5). As anotações foram feitas em ficha elaborada para caracterização dos tipos de pisada dos participantes (Tabela 1), como busca de dados a serem analisadas e associados com os resultados das variáveis adquiridas no desenvolvimento da ferramenta elaborada.

Tabela 1 – Informativa Baropodometria.

Nome Participante	Numero Participante	Idade	Sexo		Tipo de Pisada			Primeira Maior Carga				Segunda Maior Carga				Centro de Gravidade					
			M	F	Cavo	Normal	Plano	Ante Pé		Retro Pé		Ante Pé		Retro Pé		Esq.	Centro	Dir.			
						D		E		D		E		D		E					

Fonte: Aatoria Própria

Em seguida, iniciou-se a segunda etapa, quando foi realizada a marcha do participante na esteira elétrica, com velocidade de 4,0 km/h, descalços (utilizando shorts confortáveis e camisetas sem mangas) sendo feitas filmagens, na posição posterior e na posição de perfil. Foram utilizadas duas câmeras para a captação das imagens, sendo a primeira câmera posicionada atrás do participante com distância de 1,00 mts (figura 13) e uma segunda câmera posicionada ao lado esquerdo do participante com distância de 1,5 mts (figura 14), ambas com altura de 1,00 mts. As figuras demonstram o participante caminhando sobre a esteira no momento da coleta de dados.

Foram utilizadas 2 câmeras Webcam C920 Full HD, 1 plataforma de baropodometria (Sensor Medic®), com uma superfície de 60x50, com sensores de frequência de amostragem de 400Hz, e para captura das imagens das pressões plantares utilizou a programação Freestep Standard.

Figura 13 – Captação Imagem Posterior.



Fonte: (Autoria Própria)

Figura 14 – Captação Imagem Perfil.



Fonte: (Autoria Própria)

RESULTADOS

Para a obtenção dos dados deste estudos, foi utilizado um total de 12 participantes de ambos os sexos, que cumpriram rigorosamente todos os requisistos determinado por esta metodologia.

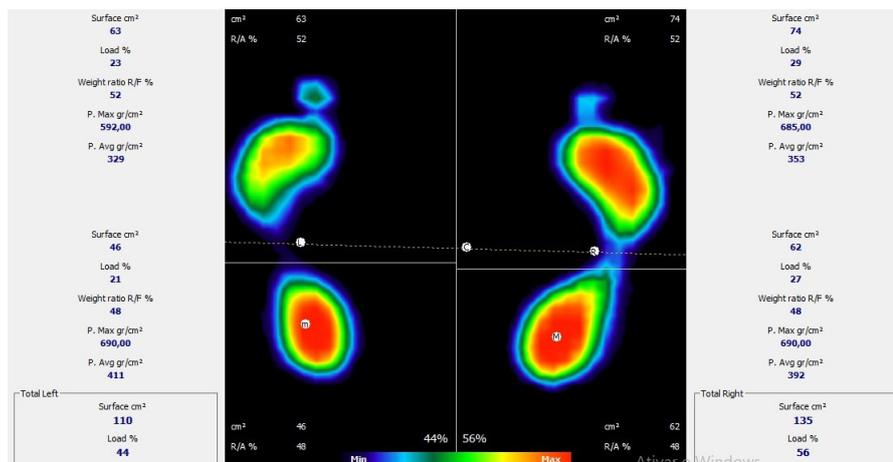
Tabela 2 – Gênero e Número Total de Participantes.

Participantes (n=12)	
Masculino	7
Feminino	5

4.1 Primeira Etapa

Nesta primeira fase da coleta em postura estática sobre a plataforma de baropodometria (Figura 15), os participantes apresentam os valores de maior pressão das cargas nas regiões dos pés, onde identificamos a região da primeira maior área de concentração de pressão plantar e a segunda maior área de concentração de pressão plantar, associado da informação de deslocamento do centro de gravidade. Os valores apresentam as variáveis e possíveis tendências de deslocamento postural estático do participante, correspondendo a um desalinhamento postural em relação aos planos e eixos anatômicos.

Figura 15 – Mensuração da Carga Plantar na Baropodometria.



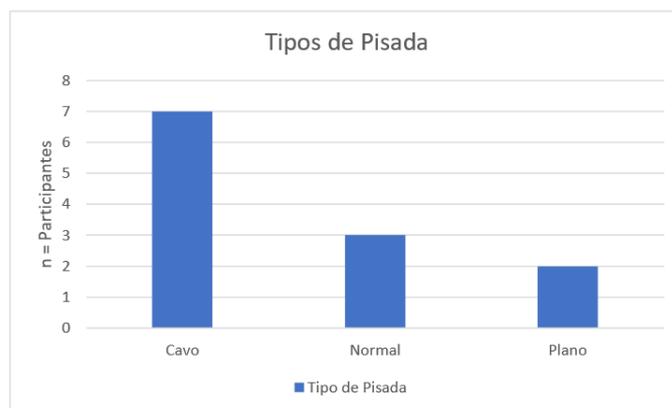
Fonte: (Autoria Própria)

Os resultados obtidos pela plataforma de baropodometria de todos os participantes neste estudo foram:

Em relação aos tipos de pés, foi observado que ocorreu uma maior quantidade presente do tipo de pé cavo dos participantes envolvidos neste projeto. O pé é um elemento importante para a estrutura corporal, principalmente para o sistema postural. Os pés de características plano ou cavo, estão relacionados a uma maior incidência nas alterações musculoesqueléticas.

Os dados referentes aos tipos de pisadas são apresentados na (Figura 16) e demonstrados em valores percentual conforme a (Tabela 3) comparando o número total de participantes..

Figura 16 – Tipos de Pisadas.



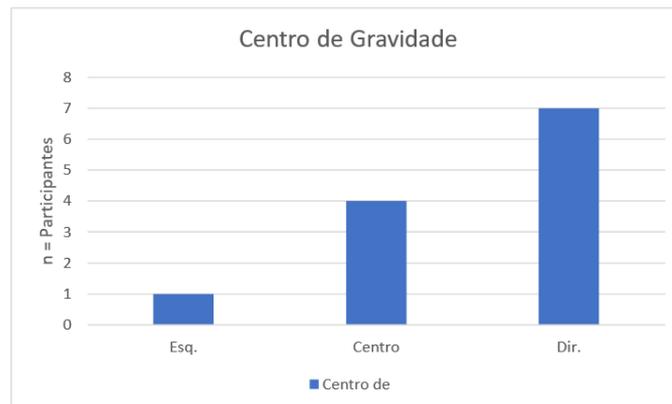
Fonte: (Autoria Própria)

Tabela 3 – Distribuição Percentual Comparado ao Número Total dos Participantes Segundo os Tipos de Pisadas.

Tipos de Pisada	
Cavo	58%
Normal	25%
Plano	17%

Para os valores referentes ao centro de gravidade (Figura 17), ocorreu uma maior presença do deslocamento do CG para o lado direito. Esta predominância foi presente neste estudo também em relação ao lado dominante dos participantes (Tabela 4).

Figura 17 – Deslocamento do Centro de Gravidade dos Participantes.



Fonte: (Autoria Própria)

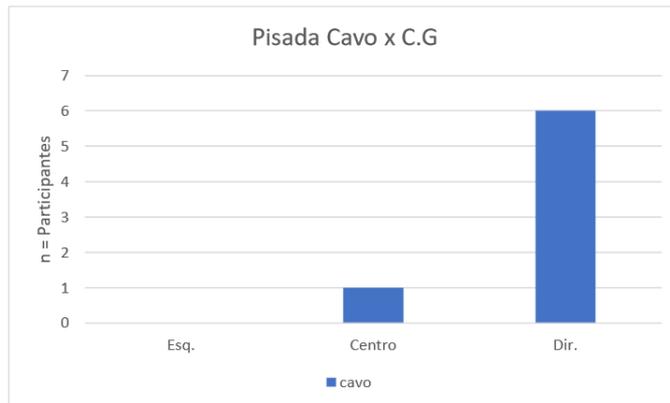
Tabela 4 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores da Soma Total da Segunda Maior Carga da Pisada.

Deslocamento do Centro de Gravidade dos Participantes	
Lado Esquerdo	8,4%
Centro	33,3%
Lado Direito	58,3%

Na sequência, são apresentadas as quantidades de tipos de pisadas e os valores em percentual foram comparados ao número total de participantes, correlacionando os tipos de pisadas com o deslocamento de CG

O tipo de pisada cavo (Figura 18) foi o tipo de pisada de maior predominância e com o maior valor percentual do deslocamento do CG para o lado direito comparado ao número total dos participantes (Tabela 5).

Figura 18 – Pisada Cavo x C.G.



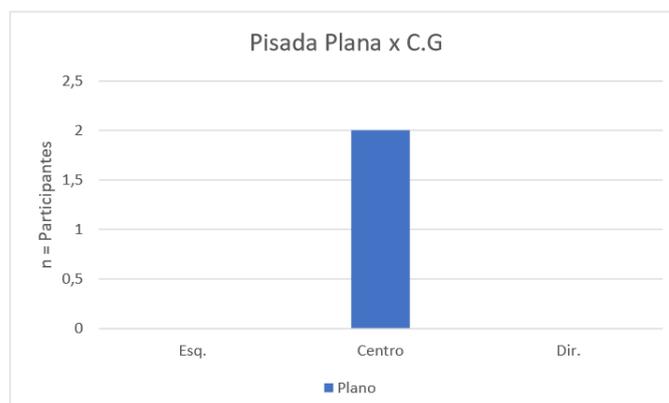
Fonte: (Autoria Própria)

Tabela 5 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada Cavo e Deslocamento do C.G.

Pisada Cavo e C.G	
Lado Esquerdo	0%
Centro	8,3%
Lado Direito	50%

O tipo de pisada plana (Figura 19), foi a pisada de menor incidência comparado ao número total de participante deste estudo e apresentou o maior valor percentual do CG, na área de centro da análise do deslocamento (Tabela 6).

Figura 19 – Pisada Plana x C.G.



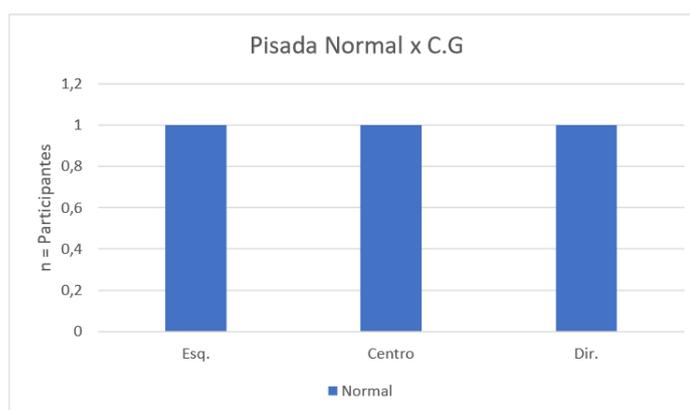
Fonte: (Autoria Própria)

Tabela 6 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada Plana e Deslocamento do C.G.

Pisada Plana e C.G	
Lado Esquerdo	0%
Centro	16,7%
Lado Direito	0%

O tipo de pisada normal (Figura 20), foi o segundo tipo de pisada de maior incidência comparado ao número total de participantes deste estudo, e apresentou igualdade nos valores do percentual de deslocamento do CG dos participantes (Tabela 7).

Figura 20 – Pisada Normal x C.G.



Fonte: (Autoria Própria)

Tabela 7 – Resultados em Porcentagens Comparado o Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada Normal e Deslocamento do C.G.

Pisada Normal e C.G	
Lado Esquerdo	8,3%
Centro	8,3%
Lado Direito	8,3%

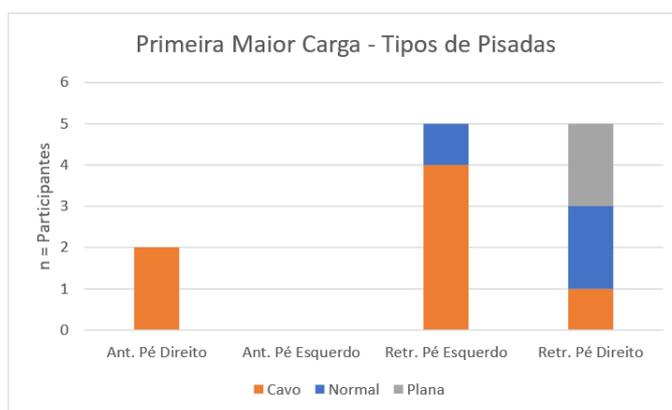
Em relação aos valores referentes aos tipos de pisadas e correlacionados com as áreas de primeira maior carga de pressão plantar (Figura 21), os resultados comparado o número total dos participantes foram:

O tipo de pisada cava apresentou uma maior incidência de presença nas pressões plantares, sendo estas na região do retropé esquerdo e retropé direito, região de antepé direito e não obteve presença de pressão plantar na região do antepé esquerdo (Tabela 8).

O tipo de pisada normal, apresentou um valor maior de pressão plantar na região de retropé esquerdo e um valor menor de pressão plantar da região de retropé direito, porém ambas as pressões foram realizadas na região dos retropés, e não obteve presença de pressão plantar na região dos antepés, podendo assim ser considerada uma distribuição de pressão plantar adequada para o padrão postural de normalidade (Tabela 9).

Para o tipo de pisada plana, foi apresentado somente o valor de área de pressão plantar entre os participantes na região do retropé esquerdo, as demais regiões não obtiveram presença nos valores (Tabela 10).

Figura 21 – Tipos Pisadas x Primeira Maior Carga.



Fonte: (Autoria Própria)

Tabela 8 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada Cavo na Primeira Maior Carga e Regiões Plantares.

Pisada Cavo e Primeira Maior Carga	
Antepé Direito	16,7%
Antepé Esquerdo	0%
Retropé Direito	33,3%
Retropé Esquerdo	8,3%

Tabela 9 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada Normal na Primeira Maior Carga e Regiões Plantares.

Pisada Normal e Primeira Maior Carga	
Antepé Direito	0%
Antepé Esquerdo	0%
Retropé Direito	8,3%
Retropé Esquerdo	16,7%

Tabela 10 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada Plana na Primeira Maior Carga e Regiões Plantares.

Pisada Plana e Primeira Maior Carga	
Antepé Direito	0%
Antepé Esquerdo	0%
Retropé Direito	0%
Retropé Esquerdo	16,7%

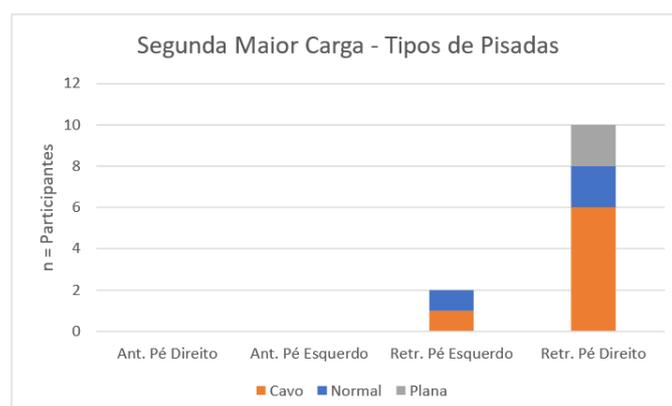
Em relação aos valores referentes aos tipos de pisadas e correlacionados com as áreas de segunda maior pressão plantar (Figura 22), os resultados comparado o número total dos participantes foram:

O tipo de pisada cavo também apresentou uma maior incidência de presença na pressões plantares, porém sendo de maior presença na região de retropé direito e um pequeno valor percentual na região do retropé esquerdo, as demais regiões não obteve presença de pressão plantar (Tabela 11).

O tipo de pisada normal, apresentou um valor maior de pressão plantar na região de retropé direito e na região de retropé esquerdo, nas demais regiões não obteve presença de pressão plantar (Tabela 12).

Para o tipo de pisada plana, foi apresentado somente o valor de área de pressão plantar entre os participantes na região de retropé direito, as demais regiões não obtiveram presença nos valores (Tabela 13).

Figura 22 – Tipos Pisadas x Segunda Maior Carga.



Fonte: (Autoria Própria)

Tabela 11 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada na Segunda Maior Carga e Região Plantares.

Pisada Cavo e Segunda Maior Carga	
Antepé Direito	0%
Antepé Esquerdo	0%
Retropé Direito	8,3%
Retropé Esquerdo	50%

Tabela 12 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada Normal na Segunda Maior Carga e Região Plantares.

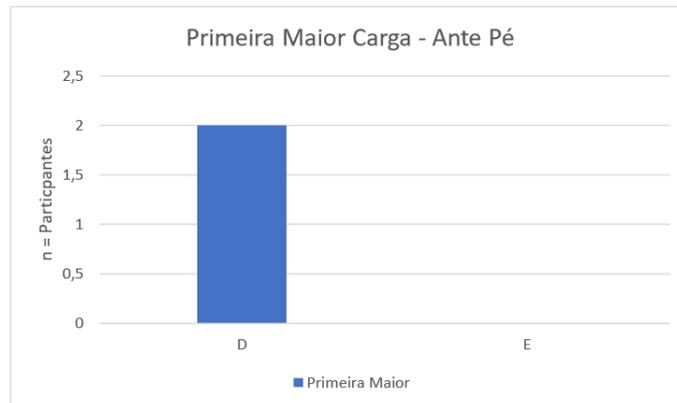
Pisada Normal e Segunda Maior Carga	
Antepé Direito	0%
Antepé Esquerdo	0%
Retropé Direito	8,3%
Retropé Esquerdo	16,7%

Tabela 13 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores do Tipo de Pisada Plana na Segunda Maior Carga e Região Plantares.

Pisada Plana e Segunda Maior Carga	
Antepé Direito	0%
Antepé Esquerdo	0%
Retropé Direito	0%
Retropé Esquerdo	16,7%

Na apresentação dos dados da primeira maior carga na região do antepé, obteve-se um resultado de maior pressão plantar para o lado direito (Figura 23).

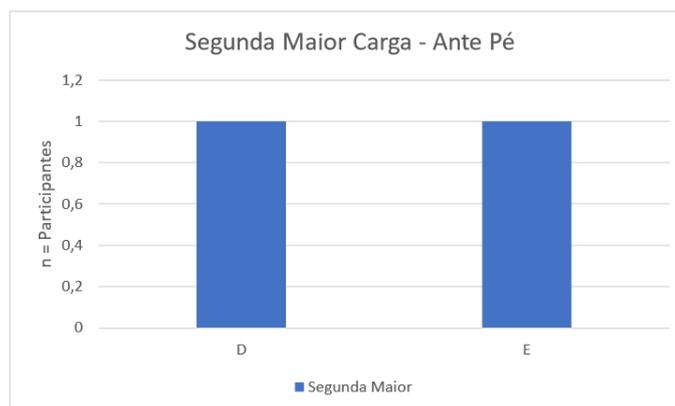
Figura 23 – Primeira Maior Carga AntePé.



Fonte: (Autoria Própria)

Já a segunda maior carga na região do antepé (Figura 24), obteve se um resultado menos expressivo de pressão plantar, quando comparado com a primeira maior carga do antepé. No entanto, ocorreu uma igualdade nos valores presentes entre a pressão plantar para o lado direito e o lado esquerdo.

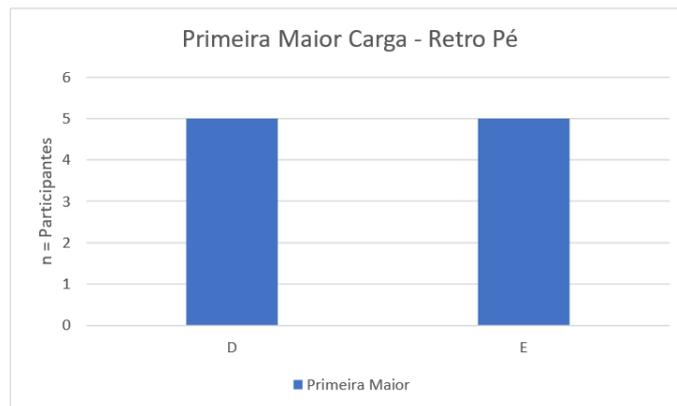
Figura 24 – Segunda Maior Carga AntePé.



Fonte: (Autoria Própria)

Para a primeira maior carga na região do retopé (Figura25), ocorreu um valor de igualdade de pressão plantar tanto para o lado direito como para o lado esquerdo, sendo esta região de pressão plantar, o ideal para uma normalidade na distribuição da carga postural, independente do lado.

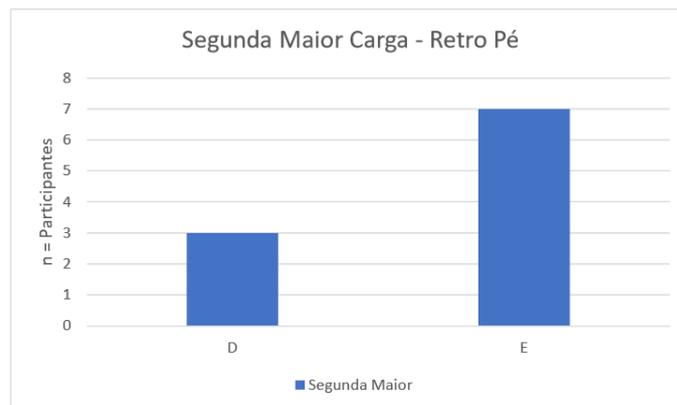
Figura 25 – Primeira Maior Carga RetroPé.



Fonte: (Autoria Própria)

A segunda maior carga na região do retro pé (Figura 26), demonstrou um predomínio no valor da pressão para o lado esquerdo dos participantes.

Figura 26 – Segunda Maior Carga RetroPé.



Fonte: (Autoria Própria)

Em relação aos resultados (Tabela 14), as análises dos dados da primeira maior carga, é observada a predominância nas regiões do retro pé em ambos os lados, ocorrendo também uma distribuição de igualdade nos valores, sendo que esta apresentação correspondente a uma distribuição da carga postural de parâmetro de normalidade para uma boa distribuição de pressão plantar. Já em relação a região do antepé, foi apresentado um valor percentual baixo em relação a pressão plantar desta região para o lado direito, e nenhum valor percentual presente de pressão plantar para o lado esquerdo desta mesma região.

Tabela 14 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores das Regiões Plantares na Primeira Maior Carga da Pisada.

Resumo - Primeira Maior Carga	
Retropé Direito	41,6%
Retropé Esquerdo	41,6%
Antepé Direito	16,7%
Antepé Esquerdo	0%

Em relação aos resultados (Tabela 15), é apresentado a soma em porcentagens comparado ao número total dos participantes das pressões das regiões do retropé e do antepé de ambos os lados, demonstrando a predominância da distribuição da carga postural na região do retropé para a primeira maior carga plantar.

Tabela 15 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores da Soma Total da Primeira Maior Carga da Pisada.

Soma Total da Primeira Carga Plantar	
Retropé	83,2%
Antepé	16,8%

Em relação a (Tabela 16), ao analisarmos a segunda maior carga, ocorreu na região do retropé novamente o predomínio de pressão plantar nesta região, com o valor percentual maior para o lado esquerdo. A região do retropé corresponde a presença de normalidade de equilíbrio no padrão postural dos participantes, sendo que para uma boa distribuição de pressão plantar, devemos obter como primeira maior carga e segunda maior carga a região do retropé como critério de predomínio de pressão plantar.

A região do antepé apresentou um valor de igualdade na sua distribuição tanto para o lado direito como para o lado esquerdo.

Tabela 16 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores das Regiões Plantares da Segunda Maior Carga da Pisada.

Resumo - Segunda Maior Carga	
Retropé Direito	25%
Retropé Esquerdo	58,4%
Antepé Direito	8,3%
Antepé Esquerdo	8,3%

Em relação aos resultados (Tabela 17), é apresentado a soma em porcentagens comparado ao número total dos participantes das pressões das regiões do retropé e do antepé de ambos os lados, demonstrando a predominância da distribuição da carga postural na região do retropé para a segunda maior carga plantar.

Tabela 17 – Resultados em Porcentagens Comparado ao Número Total dos Participantes para Análise dos Valores da Soma Total da Segunda Maior Carga da Pisada.

Soma Total da Segunda Carga Plantar	
Retropé	83%
Antepé	16%

Na (Tabela 18) é apresentado o resultado predominante do tipo de pisada cavo entre os participantes, e o lado direito sendo predominante em referência aos valores de deslocamento do centro de gravidade neste estudo, demonstrando ser a opção de estratégia postural no momento estático da análise dos participantes. Este valor de predomínio do lado direito apresentado para o deslocamento do centro de gravidade, não corresponde com o valor referente ao percentual de soma apresentado das cargas das pressões plantares, que apresentaram um predomínio de pressão da região plantar para o lado esquerdo dos participantes no momento da análise postural estática.

No entanto, a soma total da primeira maior carga plantar e da segunda maior carga plantar, apresentadas nas (Tabela 18), representa o tipo de padrão postural dos participantes assintomáticos deste estudos, sendo o valor predominante das regiões de maiores cargas de distribuição de pressão plantar da região do retropé.

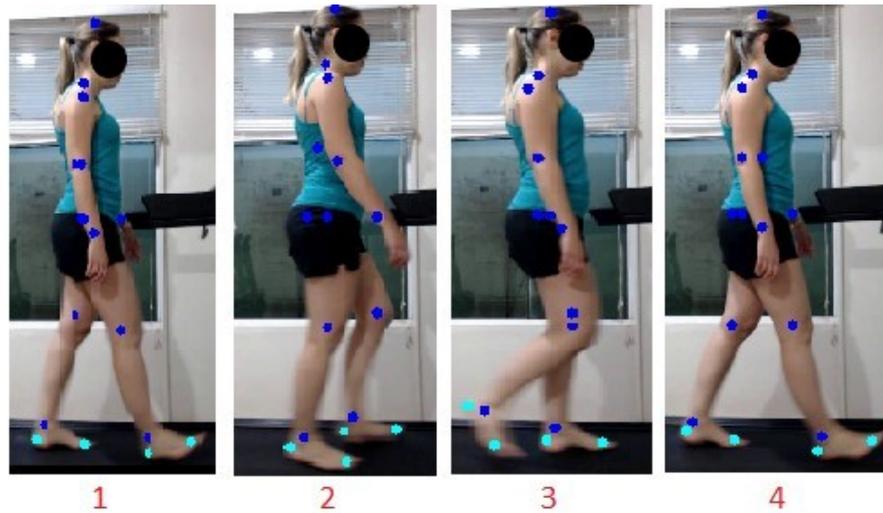
Tabela 18 – Resultado Final em Porcentagens para Análise dos Valores Coletados da Baropodometria dos Participantes.

Tipos de Pisada	Desl. C.G	1o Maior Carga	2o Maior Carga
Cavo 68%	L. Dir 58%	Retropé 84%	Retropé 83%

4.2 Segunda Etapa

Nesta segunda fase da coleta em movimentação dinâmica, após a participante realizar vários ciclos da marcha sobre a esteira, a programação proposta desta pesquisa *Cinemetria*, iniciou a captação dos pontos articulares e realizou as identificações de maneira automáticas destes pontos articulares.

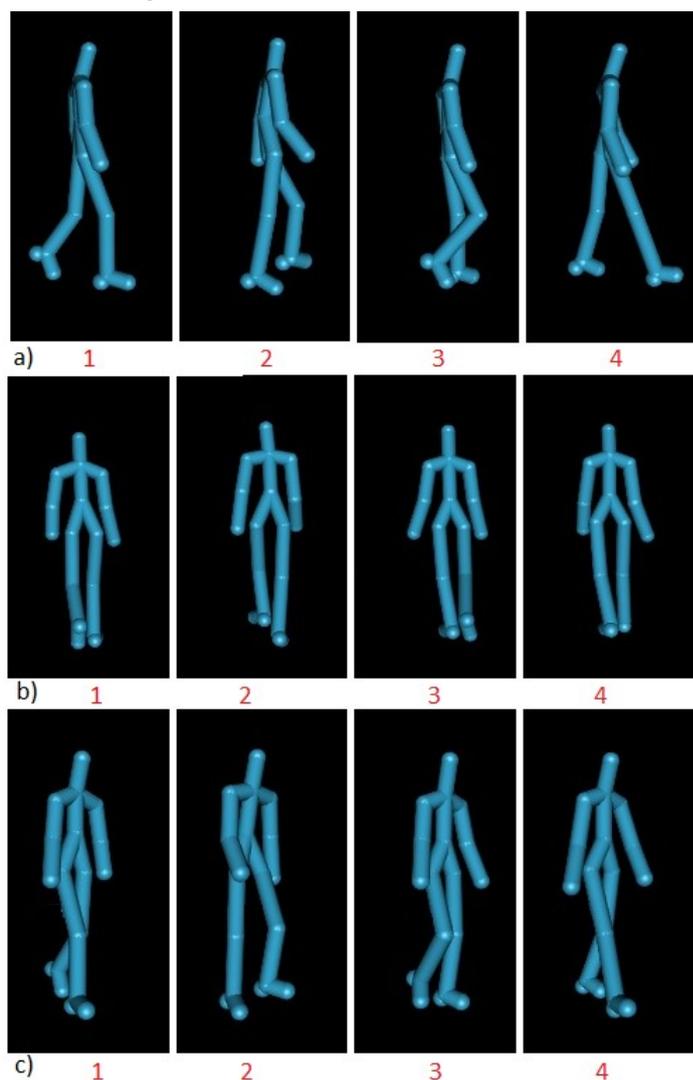
Figura 27 – Captação dos Pontos Anatômicos.



Ciclo da marcha; Vídeo original com marcação dos pontos pelo deep learning openposes
Fonte: (Autoria Própria)

No seguinte momento, (Figura 28), após a captação dos pontos articulares, o AVATAR é formado e cria se a opção do avaliador realizar a análise cinemática 3D do participante. A apresentação do AVATAR é realizada em várias perspectivas de movimentos, proporcionando uma opção de visualização dos movimentos em todos os planos e eixos anatômicos.

Figura 28 – Ciclo da Marcha em Avatar.



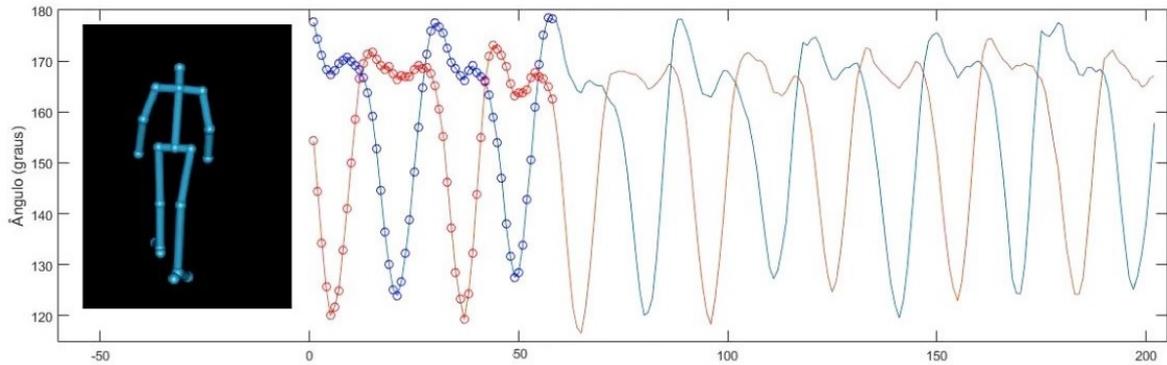
a) vista lateral; b) vista posterior; c) Vista rotacionada 45º do modelo ‘avatar’ desenvolvido com o VTKs

Fonte: (Autoria Própria)

Na (Figura 29) é possível visualizar a realização da mensuração dos ângulos articulares da participante e avaliar a cinemática da marcha simultaneamente pela imagem do movimento do AVATAR. Nesta análise da mensuração dos ângulo de movimento do joelho da participante, é possível identificar o movimento de flexão e extensão do joelho direito no momento do ciclo da marcha, e comparar com o mesmo movimento da flexão e extensão do joelho esquerdo no mesmo ciclo da marcha.

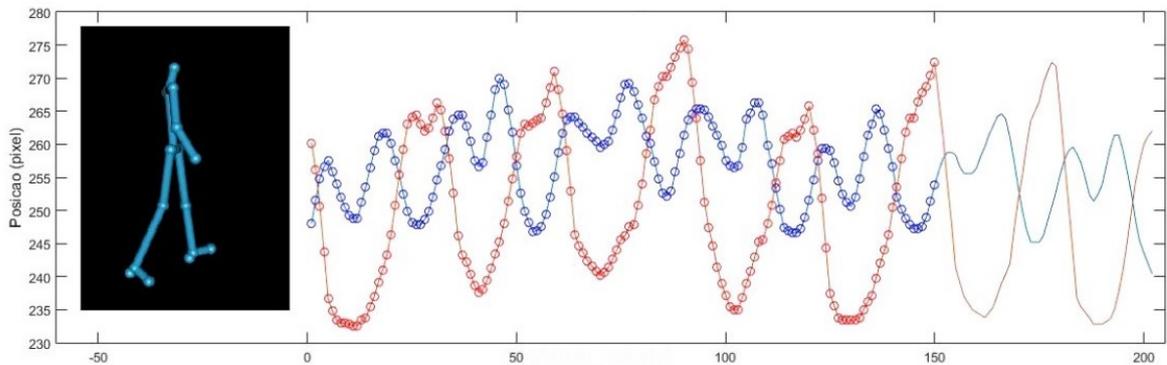
Na (Figura 30), é possível visualizar a movimentação axial do quadril direito durante o ciclo da marcha, corroborando com as variáveis apresentadas no ângulo de movimento dos joelhos. No momento do ciclo da marcha a análise axial do quadril, identifica as amplitudes da linha "pixel" do lado direito e esquerdo, demonstrando a movimentação deste segmento do quadril da participante, referente ao eixo ântero-posterior, correspondente ao movimento de flexão e extensão do quadril.

Figura 29 – Variáveis Angulares dos Joelhos dos Participantes Durante a Marcha.



Fonte: (Autoria Própria)

Figura 30 – Ciclo da Marcha Perfil.



Fonte: (Autoria Própria)

Estas captações de imagens dos participantes durante a marcha, são capazes de identificar as variáveis angulares dos joelhos nos momentos do ciclo da marcha, bem como as variáveis angulares do quadril, formando dados para análises do funcionamento destes segmentos articulares durante o ciclo da marcha.

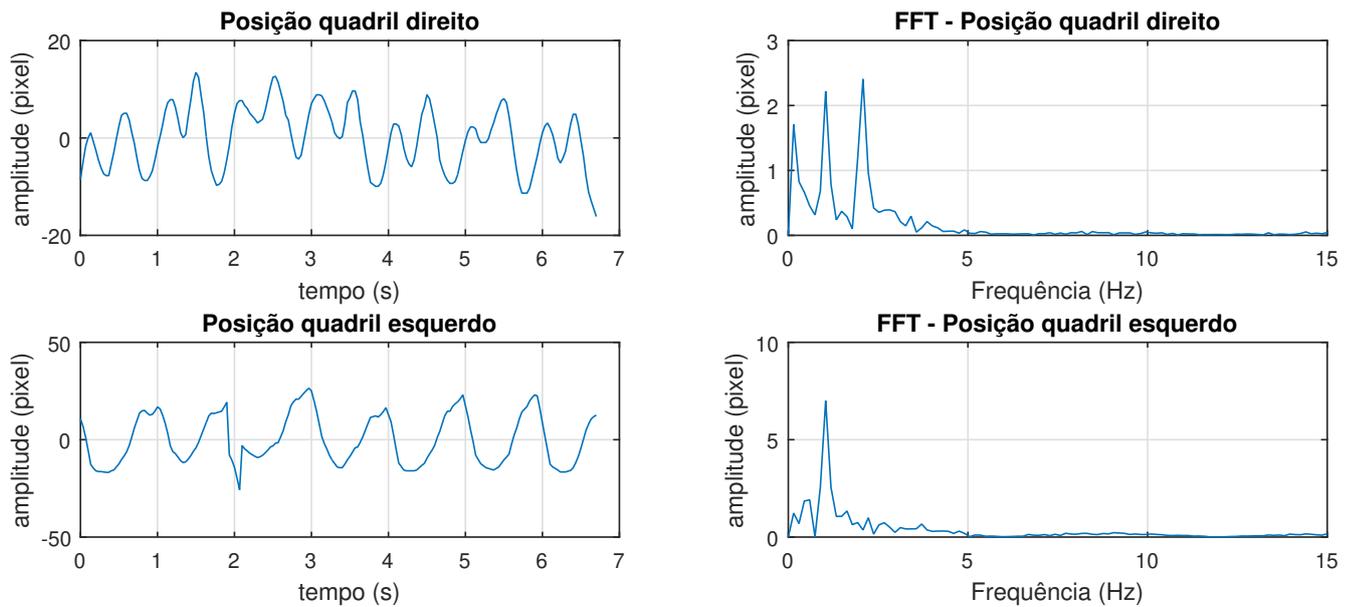
A transformada de Fourier é também utilizada para analisar os dados na busca de eventos relacionados ao movimento da marcha, sendo esta uma técnica para obter os componentes espectrais de um sinal a partir de seu domínio de tempo (WANG, 2017).

Os dados cinemáticos interpretados com o uso do filtro FFT (Fast Fourier Transform) no movimento do quadril, também identificou as representações das posições deste segmento articular (figura 31), afim de colaborar na análise, com as variáveis angulares captadas e apresentadas pela programação executada.

Em relação ao quadril direito, os dados apresentam a realização de um reajuste no posicionamento durante a marcha no momento do início da fase do balanço. É possível também interpretar que o tempo da passada é mais curta da perna direita, comparada com a perna esquerda, variável confirmada na apresentação dos dados referentes aos ângulos de movimento do quadril.

No entanto, o quadril esquerdo apresenta a realização de uma passada mais suave e contínua, sem a presença de oscilações na representação dos dados. Foi possível também interpretar que o tempo da passada da perna esquerda, é mais longa que a da perna direita, variável confirmada na apresentação dos valores nos gráficos referente aos ângulos de movimentos do quadril.

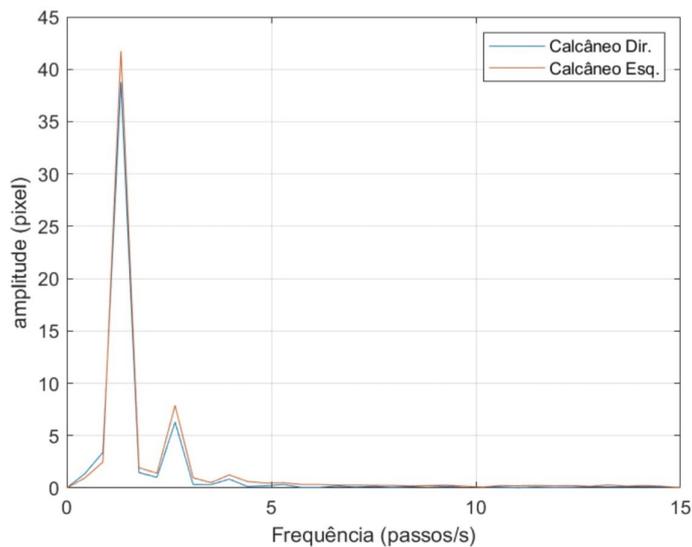
Figura 31 – Amplitude do quadril na marcha em esteira - coordenada y do plano coronal.



Fonte: (Autoria Própria)

O mesmo critério de analisar os dados cinemáticos com o uso do filtro FFT (Fast Fourier Transform), foi utilizado para a análise dos movimentos dos calcânares, afim de colaborar na análise com as variáveis angulares captadas e apresentadas pela programação executada (Figura 32).

Figura 32 – Frequência dos Calcâneos.



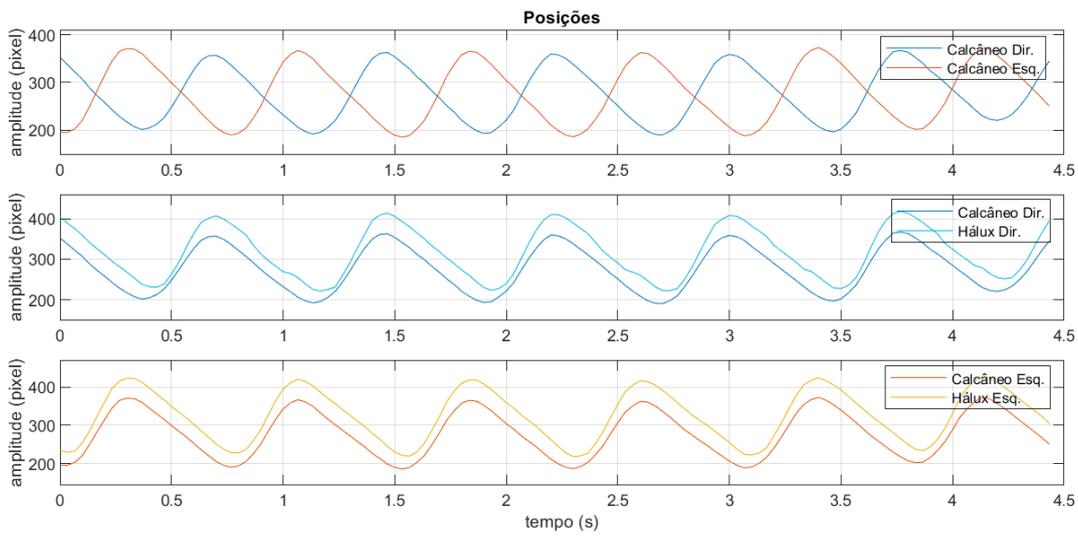
Fonte: (Autoria Própria)

Os dados coletados pela programação proposta deste estudo, também são apresentados (Figura 33) e (Figura 34), com as demais variáveis captadas dos posicionamentos dos participantes, e associadas com os demais segmentos articulares, afim de proporcionar um melhor entendimento para o avaliador durante a análises dos dados apresentados, sendo assim de forma unilateral as observações.

É possível observar os dados (Figura 33), o deslocamento de cada calcâneo e hálux durante o ciclo da passada, e identificar a forma da cadência da marcha deste participante. Estes valores também possui uma importância durante a análise, pois pode ser relacionado com as amplitudes de movimentos da articulação do quadril do participante.

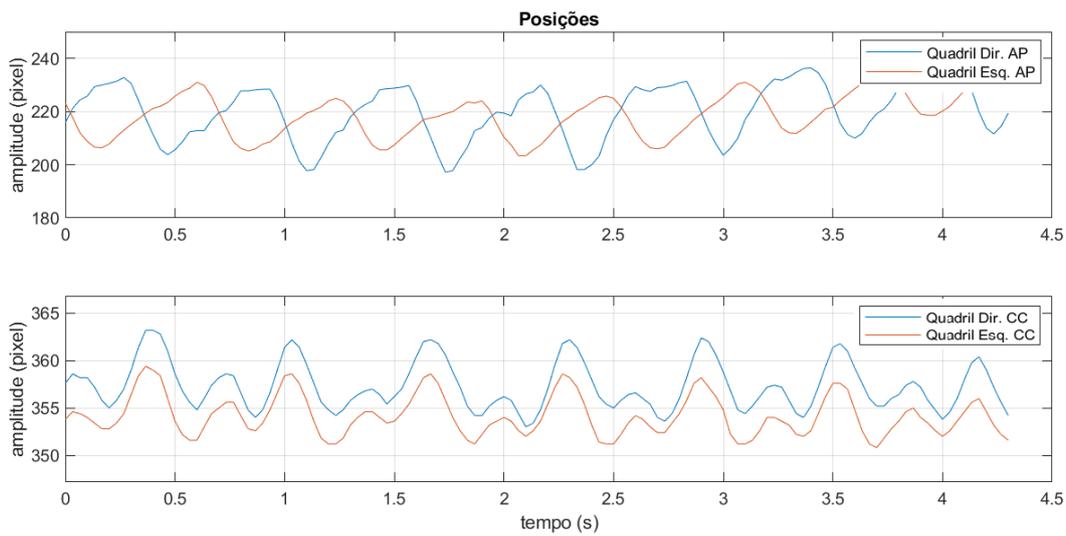
As informações demonstradas na (Figura 34), possibilita a interpretação das variáveis do deslocamento ântero-posterior (*Quadril AP*) do quadril dos participantes, bem como as variáveis de deslocamento do quadril no sentido crânio-caudal (*Quadril CC*) deste mesmo segmento, proporcionando a interpretação da funcionalidade desta articulação nas fases do ciclo da marcha.

Figura 33 – Amplitudes Calcânares e Hálux.



Fonte: (Autoria Própria)

Figura 34 – Amplitudes Quadril.

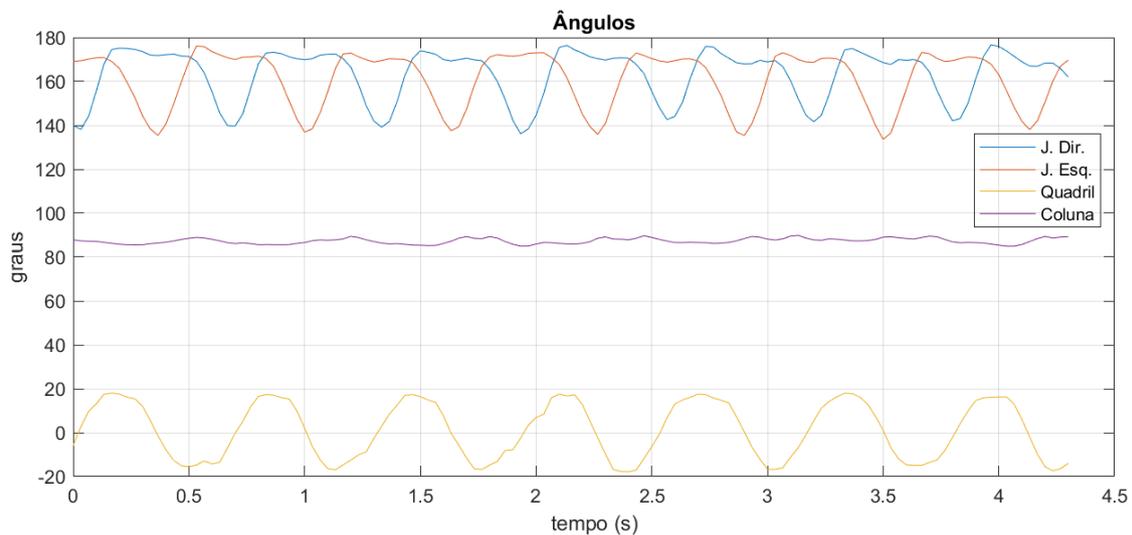


Fonte: (Autoria Própria)

O dados apresentados na (Figura 35), possibilita ao avaliador analisar o posicionamento da coluna do participante durante a marcha, e se ocorre alguma oscilação deste segmento, sendo que a coluna possui influência importante em um padrão de normalidade da funcionalidade da marcha humana ou até mesmo se ocorre alguma questão adaptativa deste segmento para que o participante possa realizar o movimento da marcha, onde assim pode ser analisados os valores dos dados apresentados a existência ou não desta situação.

Os graus da movimentação do quadril, também podem ser analisados neste mesmo gráfico, permitindo a identificação do quanto a mobilidade deste segmento articular está sendo realizada durante o ciclo da marcha do participante.

Figura 35 – Ângulos Joelhos - Quadril - Coluna.

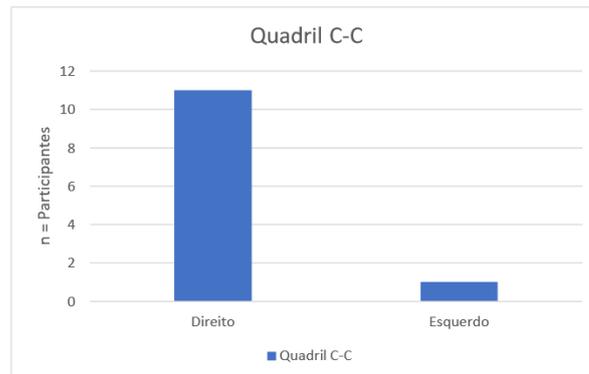


Fonte: (Autoria Própria)

Na análise de dados dos participantes obtidos pela programação *Cinemetria*, quando realizada a marcha sobre a esteira em relação a movimentação crânio-caudal, apresentou uma movimentação maior do lado direito dos participantes (Figura 36).

Os dados relacionados ao segmento do quadril (Tabela 19) demonstrou uma maior atividade do lado direito do quadril dos participantes, quando realizada a marcha sobre a esteira.

Figura 36 – Movimentação Crânio-Caudal.



Fonte: (Autoria Própria)

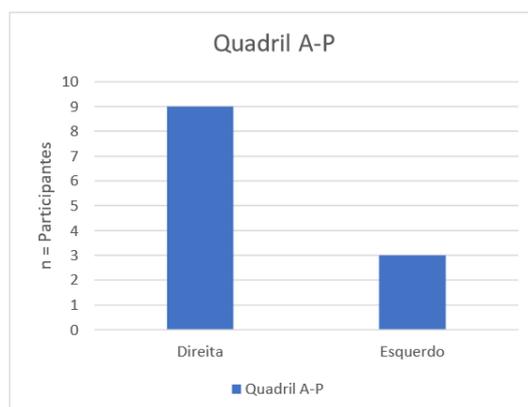
Tabela 19 – Resultados em Porcentagens para Análise dos Valores da Movimentação Crânio-Caudal durante Marcha na Esteira.

Movimentação Crânio-Caudal	
Lado Direito	92%
Lado Esquerdo	8%

Na realização da movimentação ântero-posterior do quadril a programação *Cinemetria* indentificou uma movimentação maior de flexão e extensão do quadril do lado direito dos participantes, conforme dados apresentados (Figura 37).

Os dados relacionados ao segmento do quadril (Tabela 20) demonstrou uma maior atividade do lado direito do quadril dos participantes, quando realizada a marcha sobre a esteira.

Figura 37 – Movimentação Ântero-Posterior.



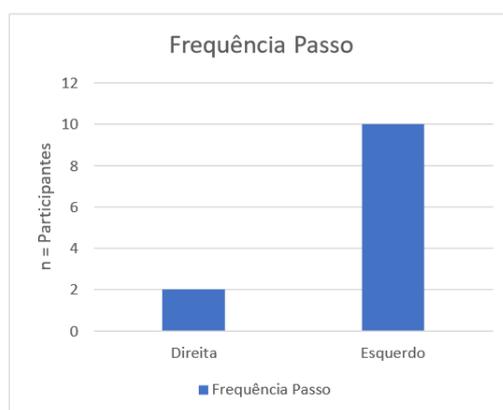
Fonte: (Autoria Própria)

Tabela 20 – Resultados em Porcentagens para Análise dos Valores da Movimentação Ântero-Posterior durante Marcha na Esteira.

Movimentação Ântero - Posterior	
Lado Direito	75%
Lado Esquerdo	25%

Durante a realização da marcha dos participantes sobre a esteira, a programação *Cinemetria*, obteve como resultado dos dados uma maior frequência da passada para o lado esquerdo, demonstrando que a passada do lado esquerdo se repete mais do que a passada do lado direito (Figura 38).

Figura 38 – Frequência Calcâneos.



Fonte: (Autoria Própria)

Estes valores de dados percentuais (Tabela 21) apresentados em relação a frequência dos calcâneos durante a marcha sobre a esteira, demonstrou valores percentuais opostos a movimentação do quadril dos participantes, sendo que os calcâneos obtiveram uma ação maior de frequência do lado esquerdo durante a marcha e os pontos de movimentações articulares do quadril direito foram os que obtiveram uma ação maior na movimentação.

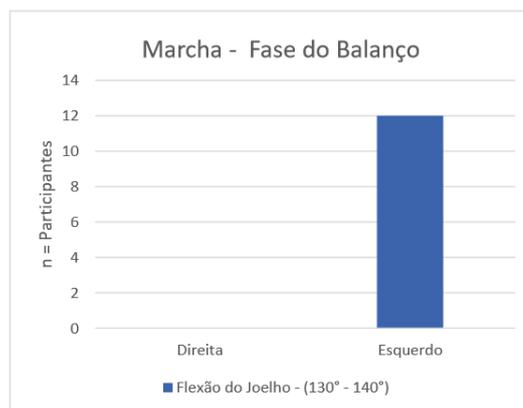
Tabela 21 – Resultados em Porcentagens para Análise dos Valores da Frequência dos Calcâneos durante Marcha na Esteira.

Frequência Calcâneos	
Lado Direito	17%
Lado Esquerdo	83%

A fase da marcha escolhida para análise de dados dos ângulos de flexão e extensão dos joelhos foi a fase do balanço, onde ocorre a fase de apoio da perna contra-lateral na fase da marcha, podendo então analisarmos a movimentação crânio-caudal deste lado do quadril dos

participantes. As variáveis angulares da articulação do joelho determinadas como uso de análise e referência de dados foi de 130 a 140 graus de flexão articular (Figura 39). Nesta análise teve como objetivo correlacionar qual dos lados do membro inferior dos participantes, a articulação do joelho realizou uma maior flexão no momento da fase do balanço da marcha.

Figura 39 – Marcha - Fase do Balanço.



Fonte: (Autoria Própria)

No entanto estes valores das variáveis de flexão e extensão da articulação do joelho dos participantes, demonstrou que apenas o lado esquerdo obteve a presença de flexão entre os ângulos de 130 e 140 graus determinados como referência para a análise deste segmento articular (Tabela 22). O fato da câmera de captação de perfil ter sido posicionada do lado esquerdo dos participantes durante o momento da análise da marcha sobre a esteira, pode ter sido um fator de influência na prevalência destas variáveis somente estarem presentes do lado esquerdo. Sendo necessária análises futuras no modo desta perspectiva de posicionamento da captação das imagens.

Tabela 22 – Resultados em Porcentagens para Análise dos Valores da Flexão do Joelho durante Marcha na Esteira.

Flexão do Joelho 130 - 140 Graus	
Lado Direito	0%
Lado Esquerdo	100%

DISCUSSÃO

O presente estudo demonstrou que houve uma efetividade na movimentação da articulação do quadril direito em relação aos planos e eixos crânio-caudal e ântero-posterior, sendo também o lado direito o de maior valor percentual de deslocamento do CG dos participantes.

A movimentação do joelho com maior amplitude de flexão articular durante a fase de balanço ocorreu no lado esquerdo dos participantes, o mesmo acontecendo com a análise das frequências dos passos, sendo o lado esquerdo como o de maior valor percentual apresentado.

Em relação aos tipos de pisadas o maior valor percentual apresentado foi o pé cavo. Para os valores percentuais referentes a primeira maior carga de pressão plantar dos participantes, ocorreu igualdade nos valores da distribuição do lado direito como do lado esquerdo, sendo ambos na região do retropé. No entanto, em relação aos valores percentuais referentes a segunda maior carga de pressão plantar o maior valor apresentado foi somente para o lado esquerdo e também na região do retropé.

A ferramenta proposta por esta pesquisa apresentou capacidade de identificação das variáveis articulares durante a marcha sobre a esteira, sendo possibilitada a busca de identificações de alterações das variáveis articulares do quadril, joelho e calcâneos, proporcionando análises de influências no desempenho da marcha, segundo (KERRIGAN *et al.*, 1998), foi comparado o modelo de caminhada confortável e caminhada rápida em idosos, observando alterações no desempenho da marcha, onde as limitação apresentada na flexão do quadril e do tornozelo, foram fatores de influência no desempenho da caminhada confortável e rápida.

A necessidade da reprodutibilidade da medida, segundo Araújo, Kirkwood e Figueiredo (2009), são apontados em seu estudo, porém de modo observacional e no plano sagital, sendo esta a única opção de perspectiva para a análise do movimento avaliado, no entanto a programação *Cinemetria* demonstrou eficiência da sua ferramenta de observações da imagens em 3D e a criação do AVATAR dos participantes, possibilitando as análises em várias perspectivas de planos e eixos anatômicos criando assim uma reprodutibilidade da medida neste modelo de análise.

A progração *Cinemetria* utilizando uma das suas ferramentas OpenCV realizou a captação e processamento das imagens de modo simultâneo durante a realização da marcha sobre a esteira, segundo [Kyriazis e Rigas \(2002\)](#), um aprimoramento seria na qual as imagens captadas pudessem ser interpretadas por um software que fosse capaz de detectar os segmentos articulares durante a análise da marcha. A programação proposta deste presente estudo, conseguiu concluir este objetivo, utilizando câmeras de comuns de baixo custo e programações open.

Na tentativa da realização da validação de um sistema de captação de dados cinemáticos, [Kirkwood et al. \(2012\)](#) apontou que na utilização de marcadores passivos existe a necessidade da utilização de pontos anatômicos para determinar as posições das marcas em que se baseiam as orientações dos eixos longitudinais externo dos segmentos, no entanto como resultado do presente estudo houve possibilidade das identificações dos pontos articulares no mesmo momento da captação da imagem e de maneira automática, aplicando o uso da rede neural da programação *Cinemetria* como um dos objetivos propostos neste estudo, isto possibilitou a identificação dos pontos articulares de modo virtual e criando a antropometria em 3D do AVATAR, tornando a identificação padronizada na busca de minimizar os erros nas identificações das articulações. Os benefícios do uso da rede neural na aplicação deste modelo, corrobora com [Kirkwood et al. \(2012\)](#), que aponta quando ocorre algum ligeiro deslocamento da marca passiva, podem gerar diferenças na leitura angular dos movimentos.

O presente estudo apresentou efetividade no modelo proposto de captação de imagens sobre a esteira em velocidade de 4,0km/h, além da identificação das variáveis angulares. Segundo [Stoia e Toth-Tascau \(2011\)](#), comparar a influência da velocidade da esteira de 1,0Km/h a 5,0Km/h, nos valores angulares e ciclo da marcha, observa se alterações nestas velocidades no ciclo da marcha como também amplitudes articulares de flexão e extensão do quadril, joelho e tornozelo e obliquidade pélvica, algo complexo de ser analisado em baixas velocidades. Estas observações ocorreram também pela programação *Cinemetria*, que durante a fase de captação da marcha possibilitou a identificação das variáveis angulares do quadril, joelho e calcâneo, buscando correlacionar o padrão postural no movimento da marcha com o padrão postural estático dos participantes que apresentaram padrões opostos da postura na fase estática comparado com a fase de movimento na marcha.

O fator biomecânico tem sido considerado como uma das principais causas do aparecimento e progressão de desgaste da articulação do quadril, ([TATEUCHI et al., 2020](#)) concluiu que a inclinação pélvica e a adução do quadril no membro que esta na fase de balanço da marcha, podem contribuir para o excesso da carga da articulação do quadril no membro em apoio na fase da marcha, o presente estudo com o uso da programação *Cinemetria* possibilitou a captação e identificação das variáveis angulares dos movimentos pélvicos tanto crânio-caudal, como ântero-posterior que realizaram maiores movimentações deste segmento também durante a fase de apoio da marcha dos participantes, corroborando com os autores, podendo estes participantes apresentarem um possível fator de predisposição a disfunções musculoesqueléticas, segundo os

autores, são causas de influências de sobrecargas articulares nas fases da marcha.

De modo geral, a importância em quantificar os valores das variáveis angulares das articulações durante a marcha do indivíduo, possibilita inúmeras linhas de raciocínio clínico e de intervenções na biomecânica da marcha utilizando a inteligência artificial no auxílio destas funções, objetivo alcançado neste estudo.

No entanto, vários fatores tem forte influência no posicionamento do corpo, consequentemente na marcha e no centro de gravidade do indivíduo, e as alterações podem até causar desequilíbrio articular, sobrecargas e compensações posturais durante a marcha, provocando algum efeito compensatório na busca do alinhamento postural.

Best e Wu (2020) em seu estudo demonstra a importância do tornozelo e da parte superior na estabilidade do corpo durante a marcha, padrão este de controle da parte superior apresentado entre os participantes do presente estudo, onde não ocorreu alteração compensatória durante a marcha juntamente com a interpretação da programação proposta, que possibilitou realizar a identificação do tronco dos participantes, bem como as variáveis angulares apresentadas em relação ao controle deste segmento durante a realização da marcha, possibilitando interpretações em relação ao padrão postural adotado durante a marcha. Os autores também ressaltam a necessidade da adaptação do controle postural em pessoas com marcha lenta ou com função motora limitada, onde existe nesta população o risco elevado de queda da própria altura, tornando a ferramenta da programação *Cinemetria* um potencial artifício de análise para estas situações.

Este estudo propões uma análise sistemática da evolução musculo-esquelética, fornecendo possibilidades para a avaliação funcional e possíveis alterações dos segmentos analisados. Segundo (SILVA *et al.*, 2018), com um tema de grande importância de saúde pública, analisou alterações biomecânicas na marcha de indivíduos com excesso de peso, e identificou ajustes nas características na marcha para reduzir a sobrecarga articular dos membros inferiores, podendo acarretar em possível aumento de risco de disfunções musculoesqueléticas. O presente estudo busca determinar a natureza das mesmas, podendo ser utilizada tanto na orientação da reabilitação na marcha como na buscando de um nível funcional que permita a máxima independência do indivíduo. Existem muitas possibilidades de classificar as alterações da marcha devido as disfunções musculoesqueléticas, a sua etiologia, bem como a área anatômica afetada ou até mesmo a fase da marcha que possa estar alterada, a utilização das redes neurais neste modelo de análise biomecânica se torna um grande artifício na eficácia do desempenho cinemático.

Buldt *et al.* (2018) em análise de revisão dos tipos de pisada consideradas anormal, os pés planos e cavos estão associados a maiores chances de lesão nos membros inferiores, e identificou-se no pé plano uma maior pressão na área de arco medial e ante-pé, no entanto o presente estudo com o uso da plataforma de baropodometria, apresentou um percentual baixo do tipo de pisada plana, podendo este ser um fator de contribuição para os participantes serem considerados assintomáticos. No entanto, segundo (BULDT *et al.*, 2018) o pé cavo apresenta uma maior pressão na área de calcanhar e ante-pé, valores estes que corroboram com o presente

estudo demonstrando ser uma possível característica deste tipo de pisada, porém os participantes não se associam com queixas de disfunções musculoesqueléticas, conforme comparação da análise de revisão dos tipos de pisadas.

A influência determinada pelo tipo de pisada em modelos de marcha adaptativas, fazem questionarmos o quanto da correção da pisada poderá melhorar a performance do alinhamento biomecânico ou afetar de maneira negativa esta compensação protetora do controle postural na marcha adaptada. No entanto, podemos nos confrontar com os possíveis desgastes articulares provocados por uma marcha adaptada.

Peters (1988), em diferenciação confiável de papéis dos pés e das pernas, os destros demonstraram uma preferência no uso do pé direito para as manipulações refinadas e de atenção concentrada, valores estes similares ao presente estudo, onde com a utilização da plataforma de baropodometria foi apresentado valores de prevalência no deslocamento do CG para o lado direito sendo também a prevalência ipsilateral dominante entre os participantes, podendo este resultado ser um fator de características dos participantes em estarem buscando uma maior percepção sensorial plantar para a orientação postural. Segundo (PETERS, 1988), outra abordagem interessante e que corrobora com o presente estudo é o fato dos destros apresentarem uma perna esquerda mais longa e pesada podendo ser um fator de causa no aumento da frequência deste passo, uma provável hipótese para a passada mais longa, resultado este similar ao deste estudo onde a programação *Cinemetria* apresentou que a frequência do passo do lado não dominante foi a mais longa.

A possibilidade em analisarmos a movimentação crânio-caudal e a ântero-posterior do quadril dos participantes, apresentou as variáveis angulares predominantes para o lado de deslocamento do CG dos participantes, sendo o lado direito o lado de maior apoio durante a realização da marcha. No entanto ao analisarmos as áreas de maiores pressões plantares o lado esquerdo apresentou ser o mais presente e associado com o tipo de pisada cava, sendo esta teoricamente uma possibilidade de compensação adaptada dos participantes em não apresentarem disfunções musculoesqueléticas, segundo Tan *et al.* (2020), o tipo da pisada plana, pode estar associado a o desgaste da articulação do joelho, quando submetido a tarefas com a presença de cargas ocorridas no dia a dia, como sentar e levantar de uma cadeira. Segundo os autores, este evento traz um direcionamento na necessidade da observação na associação do tipo de pisada com a movimentação das articulações dos joelhos a prováveis quadros sintomáticos musculoesquelético desta articulação.

O estudo apresenta limitações que precisam ser reconhecidas, como as perspectivas da captação das imagens, o tamanho da amostra que pode ter sido pequena, como também o critério de inclusão, a fim de garantir a alta qualidade metodológica, fatores estes que possam refletir na detecção de efeitos significativos. Os testes foram executados em esteiras ergométricas, enquanto que a marcha humana se dá em situações adversas do ambiente, causando diferenças constantes na biomecânica do movimento.

A razão de este autor apresentar a metodologia dividida por etapas foi apontar o direcionamento da pesquisa, sendo a primeira fase o modelo mais próximo da formação, graduação e prática profissional, a fisioterapia. Já a segunda fase é a demonstração da aplicação de um modelo de desenvolvimento da engenharia, sendo este o percurso realizado pelo autor, em busca da construção da interface entre essas duas áreas de atuação. A busca dessas aplicações foi extremamente motivadora e determinante durante todo o processo de desenvolvimento desta pesquisa.

CONCLUSÃO

É viável a utilização da programação cinemática em análise cinemática da marcha humana conforme os resultados apresentados neste estudo e realizado com baixo custo. As captações dos pontos articulares, ocorreram de modo simultâneo com a captação das imagens, obtendo as variáveis dos ângulos articulares que demonstraram efetividade para as análises dos segmentos. A criação do AVATAR demonstrou ser realista e eficaz para a comparação simultânea dos movimentos nos planos e eixos anatômicos. Os tipos de pisada foram correlacionados com as variáveis angulares durante o padrão da marcha.

Futuramente a partir do uso da ferramenta com maior número de participantes será possível correlacionar dados para diagnósticos clínicos e também auxiliar na análise da evolução do tratamento na fisioterapia.

REFERÊNCIAS

ARAÚJO, A. G. N.; ANDRADE, L. M.; BARROS, R. M. L. D. Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria System for kinematical analysis of the human gait based on videogrammetry. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 11, n. 1, p. 3–10, 2005. Disponível em: <http://www.crefito3.com.br/revista/usp/01{_}04/Pagesfrompg01{_}60-3a>. Citado na página 9.

ARAÚJO, P.; KIRKWOOD, R.; FIGUEIREDO, E. Validade e confiabilidade intra e interexaminadores da escala observacional de marcha para crianças com paralisia cerebral espástica. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, SciELO Brasil, v. 13, n. 3, p. 267–273, 2009. Citado na página 43.

BANKOFF, A. D. P.; CAMPELO, T. S.; CIOL, P.; ZAMAI, C. A. La postura y equilibrio cuerpo: un estudio de la relación. **Movimiento e Percepção**, v. 7, n. 10, p. 1679–8678, 2007. Citado na página 1.

BELLCHAMBER, T. L.; Van Den Bogert, A. J. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 11, p. 1397–1403, 2000. ISSN 00219290. Citado na página 4.

BENEDETTI, M. G.; CATANI, F.; LEARDINI, A.; PIGNOTTI, E.; GIANNINI, S. Gerenciamento de dados na análise da marcha para aplicações clínicas. **Biomecânica clínica**, v. 13, p. 204–215, 1998. Citado na página 3.

BEST, A. N.; WU, A. R. Upper body and ankle strategies compensate for reduced lateral stability at very slow walking speeds. **Proceedings of the Royal Society B**, The Royal Society, v. 287, n. 1936, p. 20201685, 2020. Citado na página 45.

BIENFAIT, M. **As bases da fisiologia da terapia manual**. Summus. São Paulo: [s.n.], 2000. Citado na página 7.

BRADSKI, G. The OpenCV Library. **Dr. Dobb's Journal of Software Tools**, 2000. Citado na página 14.

BRUNNSTROM, S. Center of Gravity Line in Relation to Ankle Joint in Erect Standing: Application to Posture Training and to Artificial Legs. **Physical Therapy**, v. 34, n. 3, p. 109–115, 03 1954. ISSN 0031-9023. Disponível em: <<https://doi.org/10.1093/ptj/34.3.109>>. Citado na página 5.

BULDT, A. K.; ALLAN, J. J.; LANDORF, K. B.; MENZ, H. B. The relationship between foot posture and plantar pressure during walking in adults: a systematic review. **Gait & posture**, Elsevier, v. 62, p. 56–67, 2018. Citado na página 45.

CAO, Z.; MARTINEZ, G. H.; SIMON, T.; WEI, S.; SHEIKH, Y. A. OpenPose: realtime multi-person 2D pose estimation using Part Affinity Fields. In: **arXiv preprint arXiv:1812.08008**. [S.l.: s.n.], 2018. Citado na página 14.

- _____. Openpose: Realtime multi-person 2d pose estimation using part affinity fields. **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, 2019. Citado na página 14.
- CHAO, E. Y. Reply to the letter to the editor by Dr. E. S. Grood on "Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation". **Journal of Biomechanics**, v. 14, n. 9, p. 654, 1981. ISSN 00219290. Citado na página 9.
- Dalla Favera, J. M.; PRANKE, G. I.; TEIXEIRA, C. S.; ALVES, R. F.; LEMOS, L. F. C.; MOTA, C. B. Análise cinemática na compreensão da postura de membros inferiores durante a marcha humana. **Salusvita**, p. 69–78, 2010. Citado na página 2.
- DANGELO, J. G. Fattini ca. **Anatomia humana sistêmica e segmentar para o estudante de medicina**, 2002. Citado na página 6.
- ESQUENAZI, A. Gait analysis in lower-limb amputation and prosthetic rehabilitation. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics**, Elsevier, v. 25, n. 1, p. 153–167, 2014. Citado na página 2.
- FERREIRA, E. A. G. **Postura e controle postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural**. Tese (Doutorado em Fisiopatologia Experimental) — Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006. Citado na página 1.
- FILHO, M. C. M.; REIS, R. A. d.; KAWAMURA, C. M. Avaliação do padrão de movimento dos joelhos e tornozelos durante a maturação da marcha normal. **Acta Ortopédica Brasileira**, SciELO Brasil, v. 18, n. 1, p. 23–25, 2010. Citado na página 1.
- FORTALEZA, A. C. d. S.; MARTINELLI, A. R.; NOZABIELI, A. J. L.; MANTOVANI, A. M.; CAMARGO, M. R. de; CHAGAS, E. F.; FERREIRA, D. M. A.; FARIA, C. R. S. de; PACHIONI, C. A. S.; FREGONESI, C. E. P. T. Avaliação Das Pressões Plantares Em Diferentes Situações Por Baropodometria. **Colloquium Vitae**, v. 3, n. 1, p. 06–10, 2012. Citado na página 7.
- FRIEDMAN, J. J. O ouvido: aparelho vestibular. **SELKURT, EE Fisiologia**, v. 5, 1986. Citado na página 8.
- FUKUCHI, R.; ESKOFIER, B.; DUARTE, M.; FERBER, R. Support vector machines for detecting age-related changes in running kinematics. **Journal of biomechanics**, v. 44, p. 540–2, 10 2010. Citado 2 vezes nas páginas 1 e 10.
- FUKUDA, S. Adaptable and enjoyable control of human motion: Proprioception focused approach. In: IEEE. **2017 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)**. [S.l.], 2017. p. 1482–1486. Citado na página 1.
- GAGEY, P.; WEBER, B. **Posturologia: regulação e distúrbios da posição ortostática**. 2Ed, 161p., Manole, 2000. ISBN 9788520410592. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=ihZRAAAACAAJ>>. Citado na página 6.
- HALL, S. **Biomecânica básica**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabra Koogan, 2000. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 8.
- HAMILL, J. Bases biomecânicas do movimento humano. Editora Manole, 1999. Citado na página 9.
- HARRIS, G. F.; WERTSCH, J. J. Procedures for gait analysis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 75, n. 2, p. 216–225, 1994. ISSN 00039993. Citado na página 11.

HILLMAN, S. J.; DONALD, S. C.; HERMAN, J.; MCCURRACH, E.; MCGARRY, A.; RICHARDSON, A. M.; ROBB, J. E. Repeatability of a new observational gait score for unilateral lower limb amputees. **Gait & posture**, Elsevier, v. 32, n. 1, p. 39–45, 2010. Citado na página 2.

HOPPENFELD STANLEY E MURTHY, V. L. **Tratamento e reabilitação de fraturas**. [S.l.: s.n.], 2000. Citado na página 11.

HORAK, F. B. Clinical assessment of balance disorders. **Gait & Posture**, Elsevier, v. 6, n. 1, p. 76–84, aug 1997. ISSN 0966-6362. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0966636297000180>>. Citado na página 7.

HU, J.-S.; SUN, K.-C.; CHENG, C.-Y. A kinematic human-walking model for the normal-gait-speed estimation using tri-axial acceleration signals at waist location. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, IEEE, v. 60, n. 8, p. 2271–2279, 2013. Citado na página 1.

IZQUIERDO-RENAU, M.; PÉREZ-SORIANO, P.; RIBAS-GARCÍA, V.; QUERALT, A. Intra and intersession repeatability and reliability of the s-plate® pressure platform. **Gait & Posture**, Elsevier, v. 52, p. 224–226, 2017. Citado na página 6.

KADABA, M. P.; RAMAKRISHNAN, H.; WOOTTEN, M. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **Journal of orthopaedic research**, Wiley Online Library, v. 8, n. 3, p. 383–392, 1990. Citado na página 9.

KAUFMAN, K.; MILLER, E.; KINGSBURY, T.; RUSSELL, E.; IF, T. D.; IF, T. D.; WOLF, E.; WILKEN, J.; WYATT, M. Gait & Posture Reliability of 3D gait data across multiple laboratories. v. 49, p. 375–381, 2016. Citado na página 3.

KENDALL FLORENCE PETERSON E MCCREARY, E. K. e. P. P. G. e. A. D. e. A. P. J. e. K. C. C. M 'u sculos, provas e diversão c c o es; com Postura e dor. [S.l.: s.n.], 1995. Citado na página 5.

KERRIGAN, D. C.; TODD, M. K.; CROCE, U. D.; LIPSITZ, L. A.; COLLINS, J. J. Bio-mechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, Elsevier, v. 79, n. 3, p. 317–322, 1998. Citado na página 43.

KIRKWOOD, R. N.; RESENDE, R. A.; KIRKWOOD, S. A.; OLIVEIRA, F. C. G. d.; VAL-LONE, M. L. D. d. C. Sistema gaitgrabber na captação de dados cinemáticos durante a marcha. **Motriz: Revista de Educação Física**, SciELO Brasil, v. 18, n. 3, p. 505–514, 2012. Citado na página 44.

KYRIAZIS, V.; RIGAS, C. Software for temporal gait data analysis. **Computer methods and programs in biomedicine**, Elsevier, v. 67, n. 3, p. 225–229, 2002. Citado na página 44.

LAFOND, D.; CORRIVEAU, H.; PRINCE, F. Postural control mechanisms during quiet standing in patients with diabetic sensory neuropathy. **Diabetes care**, Am Diabetes Assoc, v. 27, n. 1, p. 173–178, 2004. Citado na página 7.

LUNDBERG, A. Sobre o uso de marcadores ósseos e cutâneos na pesquisa cinemática. **Ciência do movimento humano**, v. 15, p. 411–422, 1996. Citado na página 9.

- MUNHOZ, W.; MARQUES, A. Avaliação global da postura ortostática de indivíduos portadores de distúrbios internos da articulação temporomandibular: aplicabilidade de métodos clínicos, fotográficos e radiográficos. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 9, n. 2, p. 80–81, 1 2001. Disponível em: <<http://www.revistas.usp.br/fpusp/article/view/79705>>. Citado na página 1.
- NICHOLS, D. S. Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. **Physical Therapy**, v. 77, n. 5, p. 553–558, 1997. ISSN 00319023. Citado na página 6.
- NIGG, B. M.; COLE, G. K.; NACHBAUER, W. Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. **Journal of Biomechanics**, v. 26, n. 8, p. 909–916, 1993. ISSN 00219290. Citado na página 4.
- O’CONNELL, M.; FARROKHI, S.; FITZGERALD, G. K. The role of knee joint moments and knee impairments on self-reported knee pain during gait in patients with knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**, Elsevier, v. 31, p. 40–46, 2016. Citado na página 1.
- PETERS, M. Footedness: asymmetries in foot preference and skill and neuropsychological assessment of foot movement. **Psychological Bulletin**, American Psychological Association, v. 103, n. 2, p. 179, 1988. Citado na página 46.
- RESENDE, R. A.; NASCIMENTO, L. R.; SILVA, M. C. L.; PINHEIRO, A. C.; FONSECA, S. T.; KIRKWOOD, R. N. Desenvolvimento de um modelo de pé segmentado para avaliação de indivíduos calçados. **Fisioterapia em Movimento**, v. 26, n. 1, p. 95–105, 2013. ISSN 0103-5150. Citado na página 3.
- RIBAS, D. I. R.; ISRAEL, V. L. A.; MANFRA, E. A. F.; A, C. C. d. A. Estudo comparativo dos parâmetros da marcha humana em ambiente aquático e terrestre em indivíduos adultos jovens. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, scielo, v. 13, p. 371 – 375, 12 2007. ISSN 1517-8692. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-86922007000600003&nrm=iso>. Citado na página 1.
- ROSE, J.; GAMBLE, J. G. *Marcha humana*. São Paulo: Premier, 1998. Citado na página 10.
- SCHROEDER, W.; MARTIN, K.; LORENSEN, B. **The Visualization Toolkit—An Object-Oriented Approach To 3D Graphics**. Fourth. [S.l.]: Kitware, Inc., 2006. Citado na página 15.
- SEDREZ, J. A.; CANDOTTI, C. T. Métodos não invasivos de avaliação postural da escoliose: Uma revisão sistemática. **Motricidade**, v. 9, n. 4, p. 100–111, 2013. ISSN 1646107X. Citado na página 2.
- SILVA, F. R.; MUNIZ, A. M. d. S.; CERQUEIRA, L. S.; NADAL, J. Biomechanical alterations of gait on overweight subjects. **Research on Biomedical Engineering**, scielo, v. 34, p. 291 – 298, 10 2018. ISSN 2446-4740. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2446-47402018000400291&nrm=iso>. Citado na página 45.
- SMITH, L. K. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. [S.l.]: Manole, 1997. Citado na página 8.
- STEINDLER, A. Uma revisão histórica dos estudos e investigações realizados em relação à marcha humana. v. 35, p. 540–728, 1953. Citado na página 10.
- STOIA, D. I.; TOTH-TASCAU, M. Influence of treadmill velocity on joint angles of lower limbs during human gait. In: IEEE. **2011 E-Health and Bioengineering Conference (EHB)**. [S.l.], 2011. p. 1–4. Citado na página 44.

TAN, J. M.; CROSSLEY, K. M.; MUNTEANU, S. E.; COLLINS, N. J.; HART, H. F.; DONNAR, J. W.; CLEARY, G.; O’SULLIVAN, I. C.; MACLACHLAN, L. R.; DERHAM, C. L. *et al.* Associations of foot and ankle characteristics with knee symptoms and function in individuals with patellofemoral osteoarthritis. **Journal of foot and ankle research**, BioMed Central, v. 13, n. 1, p. 1–10, 2020. Citado na página 46.

TATEUCHI, H.; AKIYAMA, H.; GOTO, K.; SO, K.; KURODA, Y.; ICHIHASHI, N. Gait kinematics of the hip, pelvis, and trunk associated with external hip adduction moment in patients with secondary hip osteoarthritis: toward determination of the key point in gait modification. **BMC Musculoskeletal Disorders**, BioMed Central, v. 21, n. 1, p. 1–8, 2020. Citado na página 44.

WANG, X. A human body gait recognition system based on fourier transform and quartile difference extraction. **International Journal of Online and Biomedical Engineering (iJOE)**, v. 13, n. 07, p. 129–139, 2017. Citado na página 35.

WILLEM, G. **Manuel de posturologie: Approche clinique et traitements des pathologies rachidiennes et cephaliques No Title**. 2. ed. Paris: [s.n.], 2004. Citado na página 8.

WINDOLF MARKUS E GÖZENA, N. e. M. M. Precisão sistemática e análise de precisão dos sistemas de captura de movimento de vídeo - exemplificados no sistema vicon-460. **Journal of biomechanics**, v. 41, n. 12, p. 2776–2780, 2008. Citado na página 9.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

1. Convidamos a participar da realização do processo de pesquisa “*Análise Postural Estática e Dinâmica para a Obtenção de Dados em Avaliação Clínica*”. Ao participar desse processo de pesquisa estará contribuindo para o desenvolvimento de tecnologias visando melhorar a qualidade da avaliação clínica para o profissional da saúde, assim como com o fator baixo custo operacional metodológico e com a acessibilidade as clínicas. O participante terá também a oportunidade de estar avaliando o seu tipo de pisada e a sua postura na marcha, com o uso da inteligência artificial e obtendo resultados analisados e orientações para a sua saúde.
2. O objetivo deste estudo é identificar os tipos de pisadas do participante desta pesquisa, avaliando sobre uma plataforma de identificação da pressão plantar. Esta plataforma identifica, qual é local de maior contato das áreas do pé no solo do participante da pesquisa e correlacionar com a postura dinâmica da marcha do mesmo participante da pesquisa, avaliado por filmagem captada durante a marcha; em seguida analisar os dados referentes como ângulos articulares e deslocamento da postura; em imagem computacional 3D. Ampliando assim a análise de dados dos profissionais e trazendo maiores informações no momento da avaliação, podendo então produzir um aperfeiçoamento do diagnóstico e possibilitando correlacionar os tipos de pisadas com algum padrão postural ou fatores que possam interferir diretamente no padrão postural do participante da pesquisa analisado.
3. A participação nesta pesquisa consistirá em (1) avaliação do tipo da pisada (2) avaliação da marcha realizada em esteira ergométrica e filmada. Assim, o participante terá que comparecer apenas uma vez para a realização da pesquisa. Essa participação não envolve a doação de materiais biológicos.
4. Na fase inicial do teste, será posicionada na plataforma de identificação plantar. O participante deverá subir sobre a plataforma de identificação da pressão plantar e permanecer por um período de 15 segundos, para a captação das medições das pressões dos pés; em seguida irá se posicionar na esteira ergométrica. A pesquisa possui um risco de queda na esteira ergométrica durante a avaliação da marcha; esse risco será diminuído pela supervisão do pesquisador no momento do teste final e também através de um treino preventivo de adaptação da marcha na própria esteira ergométrica com o uso de velocidades inferiores à proposta pelo teste final da avaliação, que só será finalizado após o participante da pesquisa sentir a segurança necessária para a sua realização. Após o processo de adaptação e confirmação do participante, será iniciada a fase do teste final na esteira ergométrica onde será realizada a marcha em uma velocidade de aproximadamente 4,0Km/h, pelo período de 3 minutos.

Este estudo está firmado nas condições de que oferece baixo risco à saúde do participante, sendo estes referentes a desconfortos decorrentes da fadiga muscular e/ou possível queda da esteira durante a execução da marcha. Dores musculares decorrentes da fadiga desaparecem em 24 horas. Vale destacar que o profissional envolvido no estudo prestará qualquer apoio necessário e que o mesmo é capacitado para tais avaliações envolvidas.

5. Caso o participante sinta irritação, cansaço, falta de ar, mal estar, arrependimento, incômodos musculares e/ou articulares, algum outro tipo de desconforto físico ou psíquico que o impeça de realizar o teste desta pesquisa, poderá desistir de participar e retirar seu consentimento a qualquer momento, sendo que isso não trará nenhuma penalização ou prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição.
6. O participante tem direito a assistência gratuita e imediata em caso de danos decorrentes da pesquisa, bem como o direito de buscar indenização, se necessário. A assistência consistirá de atendimento fisioterápico para os desconfortos músculos-esqueléticos e primeiros socorros se necessário, serão oferecidos e poderão ser realizados pelo próprio pesquisador.
7. Todos os procedimentos serão realizados pelo próprio pesquisador responsável, profissional da área de saúde treinado e qualificado.
8. Quaisquer dúvidas a respeito dos procedimentos e da sua participação na pesquisa serão esclarecidas antes e durante o curso desta pesquisa, pelo próprio pesquisador responsável, identificado no fim deste texto.
9. As informações obtidas através dessa pesquisa serão confidenciais e asseguramos o sigilo sobre sua participação. Os arquivos gerados no processo de avaliação serão identificados a partir de uma numeração que somente o pesquisador principal saberá a quem se refere. Os dados coletados poderão ser divulgados em eventos, revistas e/ou trabalhos científicos, sempre preservando a sua identidade.
10. Caso haja custos com transporte para deslocamento, alimentação ou outros gastos decorrentes da participação neste projeto de pesquisa, o participante será ressarcido pelo pesquisador deste projeto mediante a comprovação(s) de recibo(s) de pagamento(s).
11. Junto a este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido o participante receberá um documento de concessão de direitos de uso das imagens captadas na avaliação deste projeto, de acordo com a Lei Federal 9.610 de 19/02/1998, para assinatura pelo participante e pelo pesquisador responsável.
12. Este projeto de pesquisa será realizado no endereço: Rodovia Washington Luiz, km 235. Prédio do Núcleo de Laboratórios de Ensino em Engenharia da UFSCar (Nuleen). Laboratórios de Pesquisa do Departamento de Engenharia Elétrica – UFSCar Sala A, onde se encontra o Laboratório de Pesquisa em Engenharia Médica do Grupo de Pesquisa em Engenharia Médica (CNPq), Coordenado pelo Orientador de Mestrado do Proponente desse projeto.

13. O Comitê de Ética em Pesquisa localizado no endereço Rod. Washington Luís, km 235 - SP-310 - São Carlos - CEP 13565-905 - Prédio da Reitoria – Telefone: 3361-2081, funcionamento de segunda feira a sexta feira no horário das 8:00 às 12:00 e 14:00 às 16:30, tendo por finalidade avaliar os aspectos éticos das pesquisas envolvendo seres humanos, realizadas por pesquisador da UFSCar, de acordo com as legislações vigentes, especialmente a Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 466 de 2012, cuja finalidade é assegurar a dignidade e a proteção dos participantes de pesquisa.

14. Este termo deverá ser assinado em duas vias e todas as páginas de ambas as vias deverão ser rubricadas pelo pesquisador e pelo participante, ficando uma via retida com o pesquisador responsável Rafael Gialorenço Cazú. O participante receberá a outra via deste termo devidamente assinada onde consta o telefone e o endereço do pesquisador principal, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento.

Pesquisador Responsável:

Rafael Gialorenço Cazú
Fisioterapeuta
Crefito 3/ 137098 - F

Tel.: (16) 99793-1480 / e-mail: rafa.cazu@hotmail.com
Endereço: Rodovia Washington Luiz, km 235. Universidade Federal de São Carlos,
Departamento de Engenharia Elétrica

Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar.

São Carlos, _____ de _____ de _____

Assinatura do Participante da Pesquisa

Assinatura do Pesquisador

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO
COMITE DE ÉTICA**



Continuação do Parecer: 3.927.379

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1419562.pdf	16/02/2020 20:03:53		Aceito
Cronograma	Cronograma.docx	16/02/2020 20:03:15	RAFAEL GIALORENCO CAZU	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	16/02/2020 20:02:54	RAFAEL GIALORENCO CAZU	Aceito
Outros	Autorizacao_uso_de_Imagem.pdf	03/11/2019 23:21:06	RAFAEL GIALORENCO CAZU	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_Rosto.pdf	25/09/2019 13:50:16	RAFAEL GIALORENCO CAZU	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Detalhado.docx	20/09/2019 08:52:42	RAFAEL GIALORENCO CAZU	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO CARLOS, 20 de Março de 2020

Assinado por:

**ADRIANA SANCHES GARCIA DE ARAUJO
(Coordenador(a))**

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

CEP: 13.565-905

UF: SP

Município: SAO CARLOS

Telefone: (16)3351-9685

E-mail: cephumanos@ufscar.br

ANEXO

C

AUTORIZAÇÃO USO DE IMAGEM



São Carlos, _____ de _____ de _____.

Autorização de Uso de Imagem

Eu, _____, residente e domiciliado na
R. / Av. _____,
na cidade de _____, Estado _____, CEP _____,
portador do RG _____ e CPF _____,

Autorizo de forma GRATUITA à denominada concessão, nos termos do inciso X, do art. 5º da Constituição Federal do Brasil, e nos termos da Lei 9.608/1998, a utilização de minha imagem obtida por fotografias ou filmagens nas atividades do projeto desta pesquisa “ANÁLISE POSTURAL ESTÁTICA E DINÂMICA PARA A OBTENÇÃO DE DADOS EM AVALIAÇÃO CLÍNICA”, promovida pelo pesquisador responsável Rafael Gialorenço Cazú, Fisioterapeuta, Crefito 3 137098 - F, realizado no Laboratório de Engenharia Elétrica UFSCar, localizado no Endereço: Rodovia Washington Luiz, km 235. Universidade Federal de São Carlos, prédio do Núcleo de Laboratórios de Ensino em Engenharia da UFSCar (Nuleen). Laboratórios de Pesquisa do Departamento de Engenharia Elétrica – UFSCar Sala A, onde se encontra o Laboratório de Pesquisa em Engenharia Médica do Grupo de Pesquisa em Engenharia Médica (CNPq), para o uso de fotografias ou filmagens em situações para análises de dados obtidos, que poderão ser utilizadas e divulgados em eventos, revistas e/ou trabalhos científicos nacionais ou internacionais, sempre preservando a identidade do participante.

Pesquisador Responsável
Rafael Gialorenço Cazú
Fisioterapeuta
Crefito 3/ 137098 - F
CPF: 312.297.958-63

Participante da Pesquisa

TABELA INFORMATIVA BAROPODOMETRIA



Universidade Federal de São Carlos
CCET - Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia
PPGEE – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Rod. Was. Luís, km 235 – Cx. Postal 676 – CEP 13.565-905
Tel.: (16) 3306-6414 E-mail: dee@ufscar.br



TABELA INFORMATIVA: BAROPODIOMETRIA DO PARTICIPANTE NO PROJETO DE PESQUISA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA - PPGEE

São Carlos, _____ de _____ de 20_____.

Nome do sujeito: _____.

Endereço: _____.

Bairro: _____ Cidade: _____.

CEP: _____ Telefones _____.

Lado Dominante: _____.

<u>Número Participante</u>	<u>Idade</u>	<u>Sexo</u>		<u>Tipo de Pisada</u>			<u>Primeira Maior Carga</u>				<u>Segunda Maior Carga</u>			<u>Centro de Gravidade</u>			
		M	F	Cavo	Normal	Plano	Ante Pé	Retro Pé	Ante Pé	Retro Pé	Esq.	Centro	Dir.				
							D	E	D	E	D	E	D	E			

Assinatura do(a) Participante (a)

Assinatura do Pesquisador
Rafael Gialorenço Cazú
Fisioterapeuta
Crefito 3/ 137098 - F