



Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Graduação em Engenharia Biomédica

IZADORA MAYUMI FUJINAMI TANIMOTO

**ANÁLISE CINEMÁTICA DO DESLOCAMENTO VERTICAL DO
MOVIMENTO PÉLVICO DURANTE A MARCHA**

Uberlândia
2017

IZADORA MAYUMI FUJINAMI TANIMOTO

**ANÁLISE CINEMÁTICA DO DESLOCAMENTO VERTICAL DO
MOVIMENTO PÉLVICO DURANTE A MARCHA**

Trabalho apresentado como requisito parcial de avaliação na disciplina Trabalho de Conclusão de Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia.

Orientador: Adriano Alves Pereira

Assinatura do Orientador

Uberlândia
2017

Dedico este trabalho aos meus pais, pelo estímulo, carinho, compreensão e por e me fazerem chegar onde estou.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, pelo dom da vida e por sempre iluminar o meu caminho, permitindo que eu concluísse mais esta jornada, e por ter sempre proporcionado saúde e força para superar todas as dificuldades.

Ao Prof. Adriano Alves Pereira pelo grande incentivo, motivação e orientação deste trabalho.

À minha família pelo carinho, apoio e incentivo, nunca permitindo que eu desistisse.

Aos meus pais, Junior e Aparecida, pelo encorajamento, paciência, força e constante incentivo.

À minha irmã, pela compreensão e auxílio.

Aos meus amigos que, com muita paciência, sempre me apoiaram e ajudaram nas horas necessárias.

Aos meus professores, pelo conhecimento compartilhado e por terem me guiado nestes anos de faculdade.

Por fim, agradeço à todas as pessoas que de alguma forma estiveram presente durante a minha jornada, sempre me incentivando e dando suporte.

RESUMO

A marcha tem como propósito o deslocamento do corpo pelo espaço terrestre de forma eficiente, mantendo o equilíbrio em condição estática e dinâmica. Sendo também responsável por coordenar a postura, o equilíbrio e a locomoção, por meio do avanço alternado de um dos membros inferiores enquanto o outro atua no suporte do peso corpóreo. Então, a análise da variabilidade da marcha vem sendo foco de pesquisa em diferentes campos da ciência. O propósito da análise da marcha é o de melhorar a compreensão dos problemas que envolvem o aparelho locomotor, para determinar uma decisão sobre a indicação de procedimentos cirúrgicos, para a prescrição de órteses ou próteses, na fisioterapia para reabilitação ou mesmo para melhorar o desempenho de atletas. Este estudo teve como objetivo desenvolver um método para identificar os intervalos de tempo de passo e passada, bem como a variabilidade pelo coeficiente de variação destes intervalos e das características extraídas. Para tanto, o estudo contou com um grupo de sete indivíduos (22.86 ± 1.47 anos) da comunidade local, que caminharam sobre uma esteira pelo período de um minuto com dois marcadores posicionados na espinha ilíaca ântero-posterior em ambos os lados da pelve, e o movimento da pelve foi capturada por 10 câmeras com infravermelho posicionadas ao redor da esteira. Para análise, foi escolhido as coordenadas do eixo Z (direção vertical), e a média e o intervalo de confiança de 95% estimado para a média dos intervalos temporais do passo e da passada mostraram-se em concordância com a literatura, bem como o coeficiente de variação para estes intervalos. O teste de Shapiro-Wilk verificou a normalidade ($p > 0.05$) dos intervalos. Pode-se também verificar a variabilidade das características extraídas entre os membros, e entre os intervalos de passo e passada. Os intervalos de passo apresentaram uma variabilidade maior, se comparados aos intervalos de passadas dos grupo.

Palavras-chave: Variabilidade da marcha, intervalos de passo e de passada, movimento pélvico.

ABSTRACT

The purpose of the gait is the displacement of the body in the terrestrial environment efficiently, keeping the balance in a static and dynamic condition. It is also responsible for coordinating posture, balance and locomotion through the alternate advancement of one of the lower limbs while the other acts on the support of the body weight. So, the analysis of gait variability has been the focus of research in different fields of science. The purpose of the gait analysis is to improve the understanding of the problems involving the locomotor system, to determine a decision about the indication of surgical procedures, the prescription of orthoses or prostheses, physiotherapy for rehabilitation or even to improve the performance of athletes. The aim of this study was to develop a method to identify step and stride time intervals as well as variability by the coefficient of variation of these intervals and the extracted features. The study consisted of a group of seven individuals (22.86 ± 1.47 years) from the local community who walked on a treadmill for a period of one minute with two markers positioned on the anterior-posterior iliac spine on both sides of the pelvis, and the pelvic movement was captured by 10 infrared cameras positioned around the treadmill. For the analysis, the coordinates of the Z axis (vertical direction) were chosen, and the average and the 95% confidence interval estimated for the average of the step and stride time intervals were in agreement with the literature, as well as the coefficient of variation for these intervals. The Shapiro-Wilk test verified the normality ($p > 0.05$) of the intervals. It was also verified the variability of the features extracted between the limbs, and between the step and step intervals. The step intervals presented greater variability when compared to the group intervals.

Keywords: Gait variability, step and stride time intervals, pelvic movement.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Representação do passo, passada e largura do passo.	19
Figura 2 - Divisões do ciclo da marcha.	20
Figura 3 - Fase de apoio e balanço durante um ciclo de marcha. a) Contato inicial; b) Resposta à carga; c) Apoio médio; d) Apoio terminal; e) Pré - balanço; f) Balanço inicial; g) Balanço médio; h) Balanço terminal.	22
Figura 4 – Disposição das câmeras e da esteira no local de coleta de dados.	26
Figura 5 - Diagrama de Blocos para a Aquisição e Armazenamento de Dados	26
Figura 6 - Diagrama de blocos das etapas para identificação dos intervalos de tempo de passo e passada de cada membro	29
Figura 7 - Diagrama das etapas para a estimativa do intervalo médio de tempo de passo e passada, e da variabilidade dos intervalos temporais	30
Figura 8 - Etapas para a obtenção do coeficiente de variação para cada característica dos sinais adquiridos dos membros direito e esquerdo de cada indivíduo.	32
Figura 9 - A) Sinais filtrados obtidos do eixo Z. A linha negra representa o sinal captado do membro direito. O lado esquerdo está representado pela linha vermelha. A linha azul, é o intervalo de tempo estimado da passada para o lado direito “o”. O contato inicial está marcado com “o” para o lado esquerdo e ‘o’ para o lado direito. B) Representa o intervalo de tempo da passada para o lado esquerdo e a linha azul interliga os vales da passada esquerda. A linhas verticais verdes representam o contato inicial ao solo do membro direito.	33
Figura 10 - A') Representa a imagem de uma região ampliada de A. B') Representa a imagem de uma região ampliada de B.	34
Figura 11 - A) Histograma e Q-Q plot da reamostragem <i>bootstrap</i> para o intervalo de passada do membro direito. B) Histograma e Q-Q plot da reamostragem <i>bootstrap</i> para o intervalo de passada do membro esquerdo. A linha vertical pontilhada nos histogramas indica a média estimada.	35
Figura 12 - C) Histograma e Q-Q plot da reamostragem <i>bootstrap</i> para o intervalo de passada média dos membros direito e esquerdo. A linha vertical pontilhada no histograma indica a média estimada.	36
Figura 13 - A) Histograma e Q-Q plot da reamostragem <i>bootstrap</i> para o intervalo de passo do membro direito. B) Histograma e Q-Q plot da reamostragem <i>bootstrap</i> para o intervalo de passo do membro esquerdo. A linha vertical pontilhada nos histogramas indica a média estimada.	37
Figura 14 - C) Histograma e Q-Q plot da reamostragem <i>bootstrap</i> para o intervalo de passo da média dos membros direito e esquerdo. A linha vertical pontilhada no histograma indica a média estimada.	38
Figura 15 - Gráfico contendo a média do coeficiente de variação e o erro padrão para cada intervalo. O ponto no centro de cada barra de erro representa a média, e a barra de erro representa o intervalo de confiança de 95%.	39
Figura 16 - Gráfico <i>Beanplot</i> do coeficiente de variação de cada característica aplicado ao sinal adquirido de cada membro (direito e esquerdo). As linhas negras horizontais contínuas são a média de cada distribuição. A média geral é mostrada pela linha pontilhada na horizontal. O valor das posições de cada observação da amostra é representado pelas linhas menores localizadas no centro do gráfico. O lado azul do gráfico representa as amostras do membro direito e o lado magenta as amostras do membro esquerdo.	40

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Descrição e código Matlab para obtenção das características	31
Tabela 2 – Média dos valores dos intervalos de passo e passada dos membros direito e esquerdo, juntamente com a média geral do intervalo de passo e do intervalo de passada. O intervalo de confiança é de 95%.	36
Tabela 3 - Resultado do teste Shapiro-Wilk para normalidade da média dos intervalos de passo e passada dos membros direito e esquerdo do grupo G1. O valor p é mostrado para todos os intervalos. A hipótese nula que os dados vêm de uma população com distribuição normal é rejeitada para $p < 0.05$	36
Tabela 4 - Coeficiente de variação dos intervalos temporais de passo, passada e média dos intervalos de passo e passada.	38
Tabela 5 - Resultado do teste Shapiro-Wilk para normalidade do coeficiente de variação do passo e passada dos membros direito e esquerdo do grupo G1. O valor p é mostrado para todos os intervalos. A hipótese nula que os dados vêm de uma população com distribuição normal é rejeitada para $p < 0.05$. Os dados com uma distribuição não normal ($p < 0.05$) são identificados por “*”.	39

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

APA	Ajustes Posturais Antecipatórios
APC	Ajustes Posturais Compensatórios
CM	Centro de Massa
CG	Centro de Gravidade
CP	Centro de Pressão
CAAE	Certificado de Apresentação para Apreciação Ética
CV	Coeficiente de Variação
DV	Desvio Padrão
ETAS	Espinha Ilíaca Ântero Superior
FOV	Campo de Visão
MAV	Valor Absoluto Médio do sinal
MAVFD	Média do Valor Absoluto da Primeira Diferença
MAVFDN	Média do Valor Absoluto da Primeira Diferença do Sinal Normalizado
MAVSD	Média do Valor Absoluto da Segunda Diferença
MAVSDN	Média do Valor Absoluto da Segunda Diferença do Sinal Normalizado
PC	Personal Computer
PEAK	Valor máximo do Sinal
RANGE	Diferença entre o valor máximo e o mínimo observados
SNC	Sistema Nervoso Central
STD	Desvio Padrão de uma série de valores do sinal
UFU	Universidade Federal de Uberlândia

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	11
2.	DESENVOLVIMENTO	15
2.1	ANÁLISE TEÓRICA	15
2.1.1	Controle postural	15
2.1.2	Marcha Humana	17
2.1.3	Técnicas de Aquisição de Imagem	23
3.	MATERIAIS E MÉTODOS	25
3.1	DEFINIÇÃO DOS GRUPOS DE PESQUISA	25
3.2	PROCEDIMENTO	25
3.3	DESCRIÇÃO DO SISTEMA DE DETECÇÃO E ARMAZENAMENTO	26
3.4	PROCESSAMENTO DO SINAL	27
3.5	CARACTERÍSTICAS DE INTERESSE	29
4.	RESULTADOS	33
4.1	DISCUSSÃO	41
5.	CONCLUSÃO	44
6.	REFERÊNCIAS	45

1. INTRODUÇÃO

Na execução de atividades diárias e na prática de exercícios físicos é necessária a manutenção do equilíbrio e da orientação corporal. Nas quais, várias posturas são adotadas para poder andar, correr, pegar um objeto com as mãos e até o simples fato de ficar parado em pé. Então, respostas neuromusculares advindas do complexo mecanismo de conexão e integração do sistema nervoso central (SNC) são essenciais para se manter o equilíbrio corporal através da manutenção do centro de gravidade (CG) do corpo humano dentro da base de suporte.

A postura pode ser compreendida como o arranjo relativo das articulações de um corpo (ZATSIORSKY, 1998) e ela é a base para a execução do movimento (MASSION, 1998). Então, é dado o nome de controle postural a junção das funções dos sistemas nervoso, sensorial e motor, visando manter o estado de equilíbrio do corpo. No qual o sistema sensorial, ou mecanismo aferente, fornece informações sobre a propriocepção ou cinestesia, ele capta a informação ou estímulo; o sistema motor, ou mecanismo eferente, é responsável pelo recrutamento correto dos músculos para a realização de determinado movimento; e o sistema nervoso central é o responsável por integrar as informações provenientes do sistema sensorial para enviar impulsos nervosos aos músculos, gerando assim, a resposta neuromuscular (DUARTE, FREITAS, 2010).

A locomoção humana é referida na literatura como marcha e é realizada na postura bípede, e pode ser entendida como uma ação aprendida (INMAN, RALSTON & TODD, 1994; WINTER, 1991). Ela depende da interação entre as forças internas e externas ao corpo humano, ou seja, ela é uma sequência de ações coordenadas dos segmentos corporais (força muscular, dos ligamentos e a articular) interagindo com as forças externas (inercial, gravitacional e reação do solo) (WHITTLE, 2000; PERRY, 2005) e representam as interações entre o corpo e o ambiente, que resultam no movimento dos segmentos corporais pelo espaço (BARELA, DUARTE, 2011). As forças internas produzidas, são um somatório entre as forças produzidas pelos músculos, que são transmitidas pelos tecidos corporais; as forças de tensão, que são transmitidas pelos ligamentos; e as forças nas áreas de contato articular (CAPOZZO, 1984).

Importante ressaltar que, a forma como dois indivíduos se locomovem não é idêntica, pois depende de como o sistema de cada um integra as informações (INMAN, RALSTON & TODD, 1994). Portanto, ao se analisar a marcha humana, essas características em comum e diferenças devem ser consideradas com propósito de descrever como essas variações podem caracterizar alterações no padrão de locomoção.

A marcha é composta por fenômenos rápidos e complexos, que envolve o SNC e periférico, e todo o sistema músculo-esquelético, a fim de produzir o deslocamento do corpo humano. Estes fenômenos são cíclicos, movimentos rítmicos e alternados, que permitem estabelecer critérios para a distinção entre movimentos normais e anormais. E assim, utilizar esses dados para o estudo e tratamento de patologias que envolvem o aparelho locomotor. Visto que, a análise e o treinamento da marcha são muito utilizados na fisioterapia e na medicina de reabilitação (ANDRADE, 2002).

A função da marcha é permitir o deslocamento do corpo pelo espaço terrestre de forma eficiente, mantendo o equilíbrio em condição estática e dinâmica. Ela também é responsável por coordenar a postura, o equilíbrio e a locomoção, através do avanço alternado de um dos membros inferiores, enquanto o outro atua no suporte do peso corpóreo (SUTHERLAND, VALENCIA, 1992). Sendo dependente da ação conjunta dos segmentos articulares de membros superiores, inferiores e tronco.

Então, por meio de uma compreensão no domínio da cinemática da marcha é possível estudar o movimento sem levar em consideração as forças envolvidas e utilizar os resultados dessa análise para avaliações do desempenho do sistema locomotor. Com isso, descrever os aspectos têmporo-espaciais do movimento, tais como a posição, a velocidade e a aceleração do corpo ou dos segmentos corporais, tanto para a marcha normal, quanto para a marcha patológica. E, caso o indivíduo apresente alguma patologia no sistema locomotor, com base nos resultados é realizada uma recomendação de tratamento individualizado a este paciente. Essas variáveis podem ser adquiridas com o auxílio de eletrogoniômetros, acelerômetros, filmagens ou equipamentos optoeletrônicos (BARELA, 2005).

Os objetivos da análise da marcha são melhorar a compreensão dos problemas que envolvem o aparelho locomotor, para determinar uma decisão sobre a indicação de procedimentos cirúrgicos, para a prescrição de órteses ou próteses, na fisioterapia para reabilitação ou na verificação da eficácia de medicamentos (SAAD et al., 1996; ANDRADE, 2002).

De forma geral, a monitorização da marcha pode ser realizada através de câmeras com sistemas de detecção de movimento, plataformas de força, palmilhas ou tapetes de pressão e eletromiografia. Por isso, sua análise depende de pesquisas realizadas em laboratórios com infra-estrutura adequada (KIRTLEY, 2006; KAVANAGH, MENZ, 2008), bem como o treinamento da equipe técnica.

A análise do movimento humano por meio da captação de imagens vem sendo bastante utilizada nos últimos anos, pois ela possibilita a obtenção de informações para avaliação da marcha humana normal ou patológica. As técnicas de captura de movimento podem ser usadas para diversas aplicações, como no reconhecimento facial e gestos, e no seguimento e análise de movimentos corporais (SOUSA, 2010). A aquisição é feita por sensores ópticos, câmeras de vídeo, que registram a imagem do movimento ou as coordenadas dos pontos de interesse, sendo possível reconstruir o movimento humano e com isso estudar os padrões e as variabilidades do movimento.

O método típico de análise abrange a captação de dados na forma tridimensional (3D), que são obtidos de modo não invasivo por meio do posicionamento de marcadores em regiões específicas do corpo do indivíduo (GRAVILA, DAVIS, 1996), e por meio de um *software* específico é possível obter as coordenadas do movimento. A análise dessas coordenadas nos permite então, a avaliação e geração de diagnósticos em pessoas com limitações do aparelho locomotor, sendo utilizado como referência, os parâmetros cinemáticos da marcha normal (PERRY, 2005).

Existem vários métodos para a captura do movimento, porém o método óptico passivo é considerado uma técnica dominante (MUNDERMAN, 2006). Nela, marcadores revestidos de material refletor, são colocados em regiões anatômicas onde se deseja analisar o movimento. As câmeras capturam a luz refletida que

incide nos marcadores. E estes dados são enviados para um *software* que determina as variáveis temporais e espaciais do movimento. Existe também a técnica óptica ativa, que utiliza LEDs como marcadores.

Para Bravi et al. (2011), a análise de padrões de variação vem sendo foco de pesquisa em diferentes campos da ciência. No contexto da área clínica, principalmente para os casos mais críticos, as pesquisas são voltadas para a avaliação da utilidade da variabilidade. Estudos comprovam que a variabilidade pode gerar informações úteis na discriminação de padrões, bem como a caracterização de diferenças entre populações. No qual, a sua análise pode ser utilizada para uma avaliação do grau e do perfil destes padrões.

O estudo da variabilidade da marcha pode ser utilizado como um dos parâmetros para estudar as condições físicas de pessoas que apresentem alguma disfunção no aparelho locomotor, podendo ser utilizada na identificação de mudanças no sistema de controle postural, bem como, associada ao controle neural da marcha (HAUSDORFF, 2007). Segundo Lord et al. (2011) a variabilidade da marcha é usada cada vez mais como um marcador de desempenho da marcha, do status de mobilidade futura, do status cognitivo e do risco de quedas. Diversos fatores, internos ou externos, podem estar conectados à variabilidade da marcha. O envelhecimento, patologias que acometem o sistema nervoso ou músculo-esquelético e também a maneira individual de integração do sistema neuro-muscular são fatores internos. Já os fatores externos, podem ser compreendidos como a presença de dispositivos de auxílio, órteses e próteses, o protocolo a ser executado, o equipamento utilizado e também o ambiente de monitorização (CHAU et al., 2005).

O objetivo deste trabalho é utilizar o método proposto no trabalho de Andrade (2017), por meio de uma avaliação cinemática do deslocamento pélvico na vertical, e da utilização de sensores ópticos e marcadores posicionados na pelve, capaz de identificar os intervalos temporais de passo e passada para cada membro, e com isso verificar a variabilidade entre cada membro.

2. DESENVOLVIMENTO

2.1 Análise Teórica

2.1.1 Controle postural

Para a realização de movimentos corporais é imprescindível que haja um funcionamento adequado do controle postural. Então, o sistema de controle postural é responsável, principalmente, pela manutenção do equilíbrio e da orientação corporal por meio de um processo neural complexo (HORAK, MACPHERSON, 1996; MASSION, 1998).

A manutenção do equilíbrio corporal faz parte da condição para a execução de atividades do dia-a-dia, permitindo que um indivíduo se movimente de maneira independente e de forma estável (MAKI, MCILROY, 1996). Logo, o equilíbrio está intimamente ligado ao controle entre as forças internas e externas que atuam sobre o corpo humano, possibilitando o corpo de permanecer numa determinada posição (equilíbrio estático) ou que se mova de maneira controlada (equilíbrio dinâmico). Para Gallahue e Ozmun (2003), o equilíbrio estático é a capacidade de manter o CG estacionário e o equilíbrio dinâmico a capacidade de manter o equilíbrio quando o CG se desloca. Já a orientação postural é a capacidade de relacionar o posicionamento dos segmentos do corpo ao meio ambiente de acordo com contexto e a tarefa a ser executada (HORAK, 2006).

O corpo humano pode ser considerado como um conjunto de segmentos articulados, que dependendo da forma como são configurados, permite a adoção de diversas posturas (ZATSIORSKY, 1998). Estes segmentos estão fisicamente em equilíbrio estático ou dinâmico, no qual a ação de forças internas e externas ao corpo provocam o deslocamento angular dos segmentos e consequentemente o movimento corporal (AMADIO et al., 2002). As forças internas podem ser consideradas as forças produzidas pelos músculos, ligamentos e articulações, que dependem de características fisiológicas do corpo. Já as forças externas mais comuns que atuam sobre o corpo são a força gravitacional, a força inercial e a força de reação do solo, que durante a postura ereta atua sobre os pés.

A aceleração dessas forças provocam o deslocamento do CG (projeção vertical do centro de massa - CM - total, ponto equivalente à média ponderada do CM de cada segmento do corpo) e consequentemente geram um estado de desequilíbrio. Como as forças sobre o corpo só são nulas se consideradas instantaneamente, do ponto de vista mecânico, o corpo nunca estará em um estado de perfeito equilíbrio (DUARTE, FREITAS, 2010). O CM é o ponto em que toda a massa corporal está equilibrada, bem como a resultante de todas as forças que agem sobre o corpo (HORAK, MACPHERSON, 1996).

A postura bípede é considerada instável nos seres humanos, pois ela está sob constante influência da ação de forças externas que desestabilizam o corpo, e de forças geradas a partir da realização de movimentos corporais; além disso, a base de sustentação é pequena e o CM está localizado em uma posição relativamente alta (no nível do quadril), e quanto mais alto o CM, menor a estabilidade proporcionada. Então, devido, sobretudo, à força da gravidade, o corpo humano deve estar sempre recrutando fibras ou grupo de fibras musculares para compensar esta desestabilização gerada (HORAK, 1987). Para o corpo manter a posição ortostática, de maneira ortogonal em relação ao solo, a posição e velocidade do CM devem ser controladas e o CG deve ser mantido dentro dos limites da base de suporte, que nesta posição é compreendida entre os pés.

O controle postural pode, então, ser definido como a produção de padrões de atividade musculares produzidas pelo SNC a fim de manter o equilíbrio entre as forças internas e externas que atuam sobre o corpo, e assim, manter o CG posicionado dentro da base de sustentação do corpo (MAKI, MCILROY, 1996; WINTER, 1995), que na posição ortostática é delimitada pelos pés. Para tal, o controle postural deve associar continuamente os sistemas sensoriais e motores visando a estabilidade corporal para a realização de movimentos. No entanto, para mover o CM ou mantê-lo numa região de estabilidade é aplicada uma força contra a superfície de suporte, e sua resultante é denominada de centro de pressão (CP), que representa a ação do sistema de controle postural, juntamente com a força gravitacional (HORAK, MACPHERSON, 1996; WINTER, 1995).

Assim sendo, o sistema de controle postural integra informações advindas, principalmente, dos sistemas somatossensoriais, visuais e vestibulares (NASHNER,

1981; HORAK, MACPHERSON, 1996) e envia estímulos para os músculos a fim de manter o equilíbrio e a orientação postural e alcançar a posição corporal desejada. O sistema visual é estimulado pelos fatores ambientais em torno do indivíduo; o sistema somatossensorial fornece informação do posicionamento do corpo no espaço e sobre as forças de reação com a superfície de suporte; e o sistema vestibular é baseado na posição e movimento da cabeça em relação às forças gravitacionais (FREITAS, BARELA, 2006; TEIXEIRA, 2010). Portanto, sem um controle postural apropriado, a execução de atividades corriqueiras torna-se difícil.

No entanto, mensurar importância de cada sistema sensorial separadamente é uma tarefa difícil. A maior ou menor dependência de um sistema também depende do contexto em que o indivíduo está submetido, então, o SNC deve ser capaz de avaliar a situação e decidir qual sistema está mais ou menos excitado e se adaptar de forma a manter o controle postural (HORAK, 2006). Tendo em vista que o cérebro apresenta uma grande plasticidade, caso algum desses sistemas venha a apresentar alguma deficiência, ele é capaz de se reorganizar, produzindo mudanças estruturais no SNC, e com isso, buscar informações para o controle postural advindos de outros sistemas.

Numa busca de evitar ou minimizar a perda de equilíbrio, ocasionada por perturbações externas ou internas, o SNC utiliza estratégias de ajustes posturais antecipatórios (APA) ou feedforward e ajustes posturais compensatórios (APC) ou feedback. Os APA são utilizados de forma que minimize os efeitos que uma mudança dos segmentos, durante a realização de um movimento voluntário, possa ocasionar no equilíbrio e na orientação postural. (SOUZA, 2010). Já os APC são mecanismos para diminuir os efeitos sobre o CM após uma perturbação causada por um evento externo, e quanto mais rápida a resposta, mais rápido o restabelecimento do equilíbrio. Porém a presença do APA não dispensa o APC.

2.1.2 Marcha Humana

A marcha é normalmente analisada nos domínios da cinética e da cinemática. A análise cinemática relaciona-se com as características do movimento, a partir de uma perspectiva espacial e temporal, sem referência às forças envolvidas no

movimento. Em contrapartida, a cinética relata e dimensiona as forças atuantes no corpo responsáveis pelo movimento.

A locomoção é o processo pelo qual um indivíduo é capaz de se mover de uma posição geográfica específica a outra. E a marcha é uma das possíveis formas de locomoção, na qual, o ser humano se locomove na postura bípede a partir de um deslocamento rítmico das partes do corpo. Ela está associada muitas vezes ao nível de independência do ser humano, a sua capacidade de se locomover de um lugar a outro sem o auxílio de outra pessoa ou algum instrumento.

A locomoção humana na forma ereta bípede pode ser entendida como uma função aprendida (INMAN, RALSTON & TODD, 1994; WINTER, 1991). Considerando essa suposição, o andar humano apresenta peculiaridades que variam de indivíduo para indivíduo, pois cada pessoa aprende a integrar de forma diferente as variáveis impostas aos nossos sistemas neuromusculares para que o andar seja executado com eficiência.

Para a execução da marcha humana é preciso uma sequência de múltiplos eventos rápidos e complexos, que exige uma interação e coordenação de várias articulações do corpo, principalmente, dos membros inferiores. Então, ela depende da integridade músculo-esquelética; de um controle neurológico capaz de integrar o sistema sensorial e motor; da capacidade de manter o controle postural; e da capacidade de locomoção de maneira estável, capaz de manter a ritmicidade da marcha.

A marcha envolve ações cíclicas, e é definida como o período desde o contato inicial de um pé no solo até ao contato inicial seguinte deste mesmo pé, então ela é um avanço alternado dos membros inferiores, no qual o corpo é suportado primeiro por uma perna e depois pela outra (SUTHERLAND, VALENCIA, 1992). Sendo o ciclo da marcha também denominado de passada e cada passada é composta por dois passos. O intervalo entre um passo e outro é a diferença entre o contato de um pé ao solo e o primeiro contato do pé contralateral ao solo (Figura 1) (ANDRADE, 2002; PERRY, 2005).

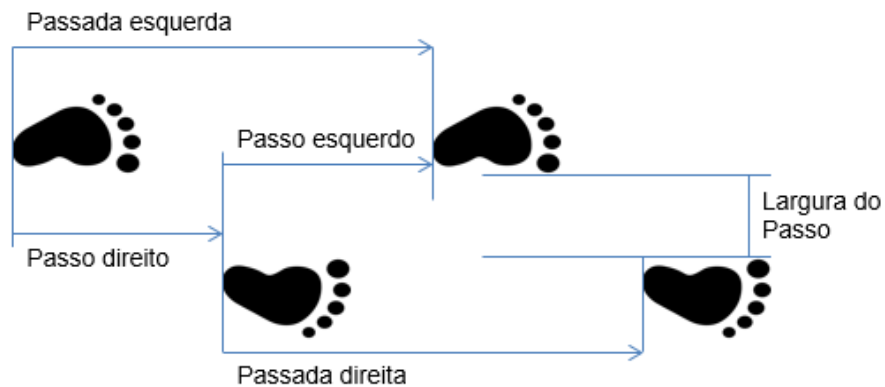


Figura 1 - Representação do passo, passada e largura do passo.

Como a marcha humana é composta por movimentos complexos dos segmentos corporais, é necessário uma segmentação temporal para melhor analisá-la. Então, a partir da segmentação espaço-temporal do ciclo da marcha é possível estabelecer alguns parâmetros para a identificação e interpretação de seus eventos. Seguem eles:

- Cadência: Número de passos em um determinado período de tempo;
- Comprimento da passada: Distância entre o contato inicial de um pé no solo até ao contato inicial seguinte deste mesmo pé;
- Comprimento do passo: Distância entre o contato inicial de um pé no solo até ao contato inicial do pé contralateral;
- Duração da passada: Tempo decorrido durante a execução da passada, ou seja, tempo para completar o ciclo da marcha;
- Duração do passo: Tempo decorrido durante a execução do passo;
- Largura do passo: Distância lateral entre o ponto de contato dos pés;
- Passada: Sequência de dois contatos iniciais de um mesmo pé, equivalente ao ciclo da marcha;

- Passo: Sequência do o contato inicial de um pé no solo até ao contato inicial do pé contralateral;
- Velocidade de marcha: Deslocamento por unidade de tempo (cadência x comprimento do passo).

O ciclo da marcha é dividido em duas fases: a fase de apoio (Stance Phase), em que o pé está em contato com o solo, e a fase de balanço (Swing Phase) ou de oscilação, em que o pé não está em contacto com o solo. Na literatura foi convencionado que o primeiro contato do pé, sendo o contato do calcanhar, ao solo é marcado como o início da marcha, pois não há um evento específico para marcar o início de um ciclo. Em circunstâncias normais para um indivíduo saudável, em velocidade natural, a fase de apoio corresponde a cerca de 60% do ciclo enquanto que a de oscilação representa os outros 40% (Figura 2 e Figura 3) (WHITTLE, 2000; PERRY, 2005).

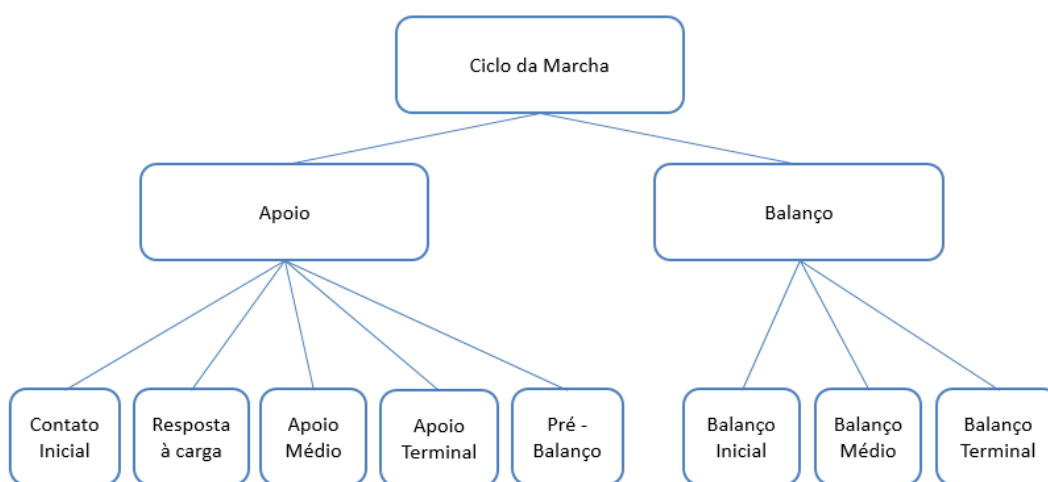


Figura 2 - Divisões do ciclo da marcha.

A fase de apoio, que corresponde a 60% do ciclo, ocorre quando o pé encontra-se em contato com o solo e sustenta o peso corporal, permitindo o avanço do corpo sobre o membro que o está sustentando. Então, haverá momentos em que apenas um dos pés estará em contato com solo e momentos em que os dois pés estarão, sendo dividido em primeiro apoio duplo, apoio simples e segundo apoio duplo. No qual, o primeiro apoio duplo está compreendido desde o primeiro contato do pé com o solo até o início do apoio simples, que se inicia com a retirada do pé

contralateral do solo até o contato do mesmo ao solo, período chamado de segundo apoio duplo. E a fase de apoio é dividida em cinco partes: contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio terminal e pré balanço.

O primeiro apoio duplo representa 10% do ciclo, e está associado à transferência de carga ao membro que inicia a marcha, juntamente ao amortecimento do impacto do pé com o solo, e envolve o contato inicial e a resposta à carga. O apoio simples, envolve o apoio médio e o apoio terminal, e representa 40% do ciclo. O segundo apoio duplo, responsável pelos outros 10% do ciclo, tem a função do preparo para a fase de balanço com a transferência de peso para o membro inferior contralateral e é representado pelo pré-balanço.

- a) Contato inicial: período de descarregamento ou aceitação do peso do corpo pelo membro inferior de apoio. Onde ocorre o primeiro contato do pé com o solo.
- b) Resposta à carga: ocorre o aplainamento do pé, ou seja, contato total do pé ao solo. E o peso corporal está distribuído por toda a superfície plantar;
- c) Apoio médio: o pé ainda está em contato com o solo, porém o peso corporal é transferido à região anterior do pé, pois o pé contralateral começa a ser retirado do solo, havendo então a necessidade de grande estabilidade do tronco e membros;
- d) Apoio terminal: retirada do calcanhar do solo e apoio do pé contralateral ao solo;
- e) Pré-balanço: período em que o corpo é impulsionado e o peso é transferido para o membro inferior contralateral. Onde começa a retirada do pé do solo;

A fase de balanço, que corresponde a cerca de 40% do ciclo, é a fase em que o pé não está em contato com o solo, proporcionando o avanço do membro inferior, até o final do ciclo da marcha. Essa fase é dividida em três etapas: balanço inicial, balanço médio e balanço final.

- f) Balanço inicial: período em que ocorre a retirada do pé do solo e aceleração do membro inferior para frente e para cima;
- g) Balanço médio: período máximo da aceleração do membro inferior, quando alcança a maior elevação em relação ao solo;
- h) Balanço final: período de desaceleração, quando o membro inferior desescelera e se prepara para o início do próximo contato inicial, recomeçando assim, o ciclo da marcha.

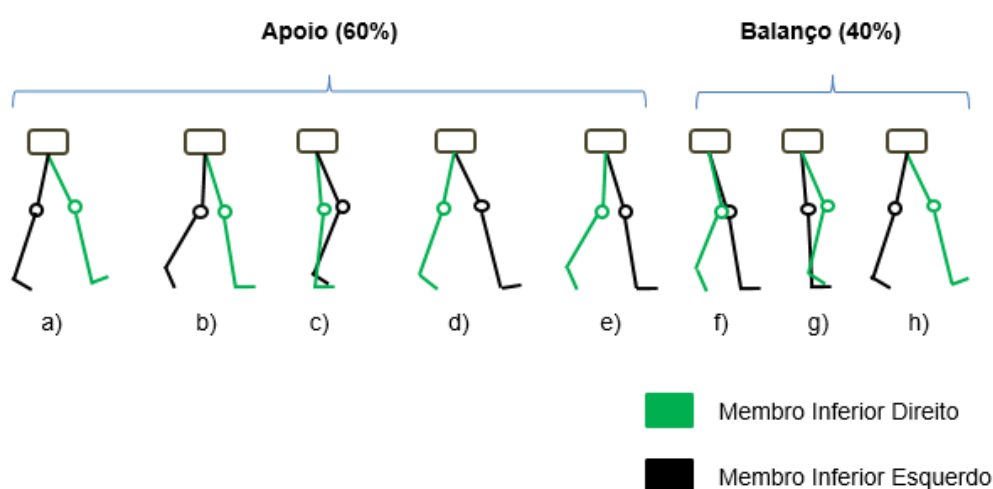


Figura 3 - Fase de apoio e balanço durante um ciclo de marcha. a) Contato inicial; b) Resposta à carga; c) Apoio médio; d) Apoio terminal; e) Pré - balanço; f) Balanço inicial; g) Balanço médio; h) Balanço terminal.

Na execução da marcha, por se tratar de um movimento cíclico, os movimentos de todas as partes do corpo devem ser síncronos. E as ações musculares durante o ciclo da marcha permitem a aceleração dos segmentos corporais, a frenagem moderada da aceleração, o amortecimento dos choques e vibrações, e a garantia da estabilidade articular.

Estudos apontam a existência da teoria dos determinantes da marcha, no qual a marcha é caracterizada por um conjunto de mecanismos de otimização da marcha, considerados determinantes no padrão da marcha (INMAN, EBERHART, 1953; NORKIN, LEVANGIE, 1992; GRIFFIN et al., 2003). E o movimento pélvico apresenta uma profunda ligação com o ciclo da marcha quando realiza os

movimentos de rotação, inclinação e deslocamento lateral. De acordo com Horak e Macpherson (1996), o quadril é muito utilizado quando precisamos de respostas rápidas às perturbações, permitindo o deslocamento mais rápido do CM,

No plano transversal, a pelve realiza durante a marcha, movimentos de rotação interna e externa durante as fases de apoio e balanço, respectivamente, sendo a magnitude desta rotação de aproximadamente 8° (4° em cada fase) (NORKIN, LEVANGIE, 1992). Este movimento rotacional faz com que os movimentos de flexão e extensão do quadril sejam reduzidos, gerando uma conservação de energia, bem como, uma menor oscilação do CM (SAUNDERS et al., 1953).

A inclinação pélvica do lado oposto ao membro de apoio ocorre de forma súbita no final da fase de duplo apoio, ocasionando uma atenuação na trajetória do CM e da pelve, e conseqüentemente a energia é conservada. Por último, existe o deslocamento lateral da pelve, ou adução relativa durante a locomoção, que desloca o CM para a direita ou esquerda a depender do membro de apoio.

2.1.3 Técnicas de Aquisição de Imagem

A análise cinemática da marcha é um dos ramos da análise biomecânica. Ela é relacionada com as características do movimento em uma perspectiva espacial e temporal, sem considerar as forças atuantes no movimento. Estuda as posições, deslocamentos e acelerações corporais ou dos segmentos corporais. Por meio dela é possível descrever como os segmentos corporais se deslocam durante a execução de uma determinada ação, como a marcha, por exemplo (PRINCE et al., 1997). A obtenção de dados para a análise se dá por meio do auxílio de equipamentos, como eletrogoniômetros, acelerômetros, giroscópios e filmagens.

Nos últimos anos houve um crescente interesse na análise de imagens para o estudo do movimento humano (SOUSA, 2010). Que de acordo com o posicionamento dos sensores, os sistemas de detecção do movimento podem ser classificados em não visíveis, e visíveis com e sem a utilização de marcadores.

Os sistemas não visíveis utilizam sensores posicionados em determinadas regiões anatômicas de interesse para a aquisição de informações para o movimento. Estes sensores podem ser inerciais, de rádio, acústicos, micro-ondas ou magnéticos (ZHOU, 2004). Os quais possuem vantagens e desvantagens, por terem particularidades de uso em cada tipo de ambiente.

O sistema com marcadores utiliza sensores ópticos, ou seja, câmeras de imagem para detecção dos movimentos humanos por meio de marcadores posicionados sobre a superfície cutânea do indivíduo. As câmeras utilizadas para a captura do movimento são geralmente de alta frequência de aquisição e a informação capturada é enviada à um *software* para determinação dos parâmetros desejados, sendo necessário mais de três câmeras para a correta captura do movimento. Esta técnica ainda pode ser dividida em método óptico passivo e método óptico ativo. O método óptico passivo é o considerado dominante (MUNDERMAN, 2006) e marcadores revestidos de material refletor são posicionados em um ou mais segmentos, articulações ou outros pontos de interesse, e câmeras de vídeo, e geralmente com estreboscópios próximos à lente, capturam a luz que incide nestes marcadores e que é refletida. O método óptico ativo utiliza emissores de luz no espectro visível como os LEDs (*Light-Emitting diode*) ou em radiação infravermelha, porém dependem de ambientes controlados e são limitados a movimentos de baixa amplitude.

O terceiro sistema é o sem marcadores, que também utiliza câmeras para a captura do movimento, porém sem a necessidade de identificação manual das referências anatômicas. Em que algoritmos são designados para estimar o movimento humano. Porém, esta técnica apresenta limitações na representação tridimensional (SOUSA, 2010).

3. Materiais e Métodos

3.1 Definição dos Grupos de Pesquisa

Este estudo foi conduzido na Universidade Federal de Uberlândia (UFU) e aprovado pelo comitê de ética local (CAAE:49801115.4.0000.5152). O grupo foi composto por sete indivíduos (22.86 ± 1.47 anos) saudáveis da comunidade local. Os participantes do grupo contavam inicialmente com 10 indivíduos, porém ocorreu um imprevisto na aquisição dos dados dos três últimos voluntários e estes tiveram que ser excluídos do grupo. Todos os participantes receberam uma explicação detalhada do experimento e assinaram um termo de consentimento para participação no estudo. O critério de exclusão foi a presença de qualquer comprometimento no sistema locomotor.

3.2 Procedimento

Os participantes foram encaminhados ao Laboratório de Biomecânica, CENESP, da Faculdade Educação Física da Universidade Federal de Uberlândia. Uma esteira elétrica foi posicionada no centro da sala sobre um tapete preto fosco, contendo 10 câmeras de vídeo digitais (Optitrack Flex 3) com infravermelho ao redor para a captura dos dados (Figura 4). No qual, todos os participantes caminharam em uma esteira motorizada a uma velocidade constante de 2 km/h pelo período de um minuto com dois marcadores refletores posicionados sobre cada lado da espinha ilíaca ântero-superior (EIAS), lado direito e esquerdo. Os marcadores foram identificados como quadril-dir e quadril-esq para os lados direito e esquerdo. Os eixos X, Y e Z foram orientados nas direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical, respectivamente.



Figura 4 – Disposição das câmeras e da esteira no local de coleta de dados.

3.3 Descrição do Sistema de Detecção e Armazenamento

Todo o sistema utilizado para a detecção e armazenamento das coordenadas dos movimentos realizado pela pele durante a execução da marcha foi desenvolvido por pesquisadores da Universidade Federal de Uberlândia. A arquitetura geral do sistema pode ser visualizada na Figura 5.

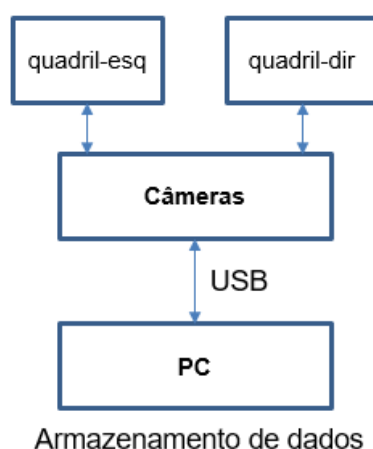


Figura 5 - Diagrama de Blocos para a Aquisição e Armazenamento de Dados. Modificado de Andrade (2017).

O sistema é composto por dois marcadores circulares revestidos de material refletor e dez câmeras 3D com uma frequência de aquisição de 100Hz, resolução de 0.3 MP (640 × 480) e latência de 10 ms, com 26 LEDs, e um campo de visão (FOV – *Fild of view*) de 38°, 46°, 58° que capturam a luz que incide nos marcadores e é refletida para as mesmas. A transmissão dos dados adquiridos pelas câmeras ao PC (Personal Computer), para um *software*, é realizada por meio de uma porta de comunicação USB. Neste *software* é realizado o armazenamento dos dados do movimento na forma de coordenadas nos três eixos X, Y e Z, do quadril direito e esquerdo.

Os marcadores posicionados em ambos os lados da pelve sobre as EIAS permite a distinção do lado direito e esquerdo na captura do sinal. E com isso, possibilita o processamento do sinal para a extração das características desejadas da série temporal, bem como a detecção dos intervalos de passo e passada de cada membro.

3.4 Processamento do Sinal

Para melhor identificação do contato inicial, e consequentemente dos intervalos de passo e passada, dos pés direito e esquerdo com a esteira, inicialmente foi escolhido as coordenadas do eixo X (ântero-posterior), pois desta forma seria possível indentificar o deslocamento espacial no eixo ântero-posterior. Porém, devido ao fato de que o indivíduo estava caminhando sobre uma esteira, ele não apresentava um deslocamento relativo ao meio, praticamente não se deslocando espacialmente no eixo X, portanto, as câmeras não foram capazes de detectar a correta variação de deslocamento do indivíduo.

Então, para podermos identificar os intervalos de tempo de passo e passada, foi escolhida as coordenadas da série temporal do eixo Z (direção vertical). Sendo que os sinais aquiridos de cada membro, apresentavam oposição de fase, e os valores mínimos (vales) do sinal de cada membro coincidiam com o momento em que o indivíduo realizava o contato inicial, representando o início do ciclo da marcha.

Os sinais advindos do eixo Z foram processados no Matlab, sendo inicialmente filtrados por um filtro Butterworth passa-banda de ordem quatro e fase zero para as frequências de corte de 0.3Hz e 3Hz, e a tendência linear do sinal foi removida por subtração de sua média. Dessa forma asseguramos com que o sinal oscilasse em torno do eixo zero, fazendo com que a detecção dos vales, relacionados ao intervalo de passada, dos sinais gerados pelos membros direito e esquerdo fosse facilitada.

Os valores mínimos (vales) do eixo Z do sinal representam o início do ciclo da marcha, ou seja, o contato inicial do pé do indivíduo à esteira, e a diferença entre dois vales, considerando o mesmo sinal, corresponde a duração da passada, visto que o ciclo da marcha, ou passada, é equivalente ao intervalo entre dois contatos iniciais de um mesmo pé. A passada também pode ser compreendida como o intervalo da execução de dois passos de membros alternados. E a diferença entre o vale do sinal de um membro e o vale seguinte do membro contralateral corresponde ao intervalo de passo. Com isso, foi possível a detecção dos intervalos de passo e passada referentes a cada membro, direito e esquerdo.

Após a detecção destes intervalos, foi realizada a remoção dos outliers de acordo com limites inferior e superior indicados nas equações (1) e (2). Os valores $Q_{0,25}$ e $Q_{0,75}$, representam os quartis de 0,25 e 0,75 respectivamente e w foi fixado em 1,5.

$$L_{inferior} = Q_{0,25} - w(Q_{0,75} - Q_{0,25}) \quad (1)$$

$$L_{superior} = Q_{0,75} + w(Q_{0,75} - Q_{0,25}) \quad (2)$$

A Figura 6 retrata as estratégias para o processamento do sinal e identificação dos intervalos de tempo do passo e da passada para os membros direito e esquerdo.

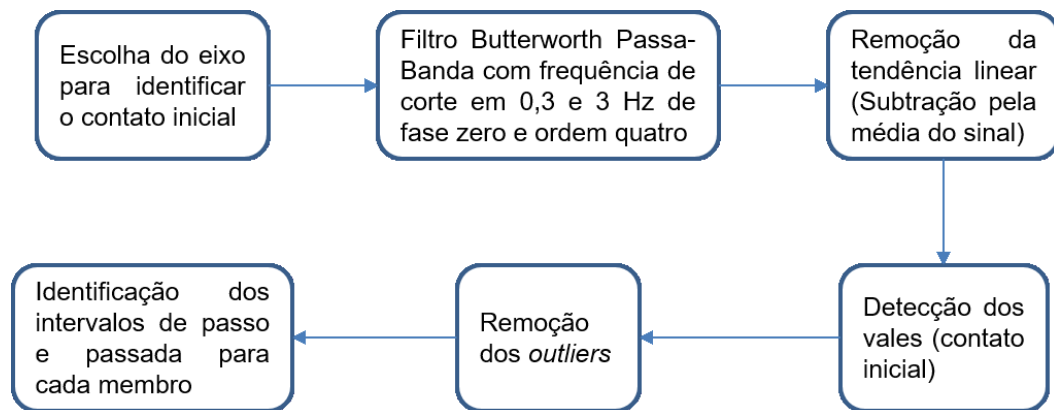


Figura 6 - Diagrama de blocos das etapas para identificação dos intervalos de tempo de passo e passada de cada membro. Modificado de Andrade (2017).

3.5 Características de Interesse

Após a detecção dos intervalos e retirada dos outliers, referentes aos eventos de passo e passada de ambos os membros, estes valores, foram armazenados em uma planilha, sendo eles: passada direita, passada esquerda, média da passada direita e esquerda, passo direito e passo esquerdo, média do passo direito e esquerdo, de cada indivíduo. E a partir destes dados foi possível estabelecer a média dos intervalos de cada evento para cada indivíduo e utilizando a técnica de *bootstrap* com 1000 reamostragens, foi possível obter a distribuição normal das médias dos intervalos com um intervalo de confiança de 95%.

O coeficiente de variação (Cv), representado na equação (3), é uma medida de dispersão relativa, utilizada para estimar a precisão de experimentos e representa a variabilidade relativa à média, ele não apresenta unidade, podendo ser usado para comparar dispersão de dados em sistemas com unidades diferentes.

$$Cv = \frac{\sigma}{\mu} \quad (3)$$

Sendo μ a média para os eventos de cada indivíduo e σ corresponde ao desvio padrão.

O Cv foi calculado para cada um destes eventos de cada indivíduo, sendo possível estimar o coeficiente de variação médio do grupo, bem como o erro padrão, pela técnica de *bootstrap* com 1000 reamostragens.

A normalidade dos intervalos temporais e da variabilidade foi verificada a partir do teste de Shapiro-Wilk com um nível de significância de 0.05, ou seja, para os dados posuírem uma distribuição normal, eles devem possuir um valor $p > 0.05$. As técnicas de análise estatísticas foram realizadas no *software* Rstudio, utilizado para gráficos e cálculos estatísticos.

Na Figura 7 podemos observar as etapas para a estimativa do intervalo médio de tempo de passo e passada, bem como a variabilidade dos intervalos temporais.

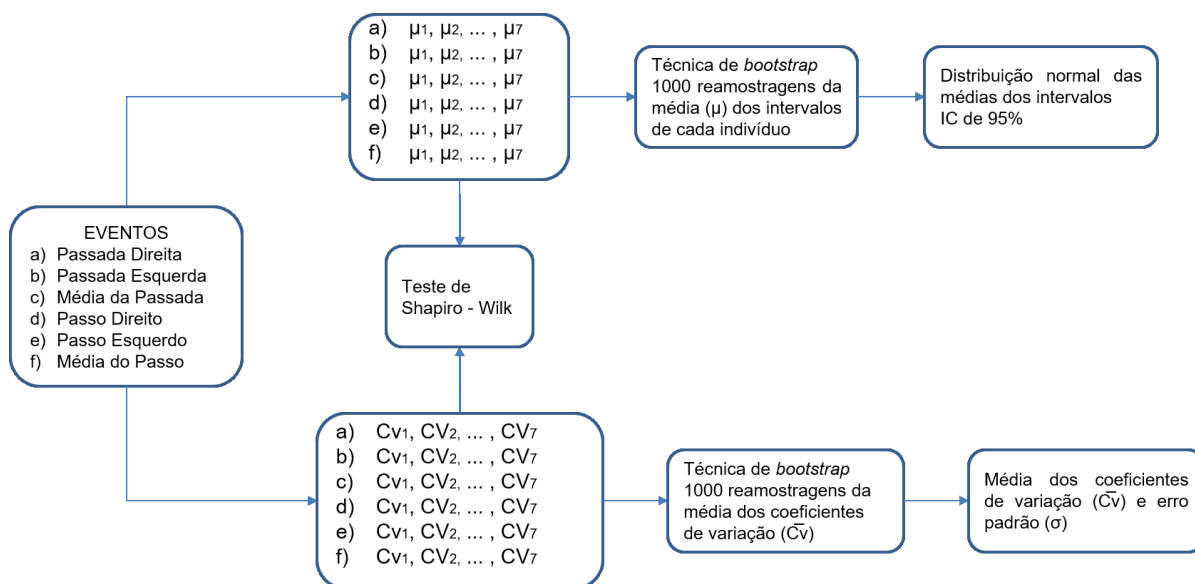


Figura 7 - Diagrama das etapas para a estimativa do intervalo médio de tempo de passo e passada, e da variabilidade dos intervalos temporais. Modificado de Andrade (2017).

Para este estudo, foi utilizada técnicas de análise de variabilidade estatísticas no domínio temporal. O sinal adquirido foi filtrado no Matlab e após, foram extraídas seis características relacionadas a amplitude do sinal (MAV, PEAK, MAVFD, MAVSD, MAVFDN e MAVSDN) e duas referentes a dispersão dos dados (STD e RANGE), demonstradas na Tabela 1.

Tabela 1 - Descrição e código Matlab para obtenção das características

Característica	Descrição	Código Matlab
MAV	Estima o valor médio absoluto de um vetor	<pre>function [aux] = mav(y) aux = sum(abs(y))/length(y); end</pre>
PEAK	Estima o valor máximo de um vetor	<pre>function [maximun] = peak(y) y = abs(y); maximun = max(y); for i=1:length(y) if maximun == y(i) end end end</pre>
MAVSDN	Estima a média do valor absoluto da segunda diferença do sinal normalizado	<pre>function [aux] = mavsdn(y) N = length(y); cont = 0; for i = 1:1:N-2 cont = cont + ((abs(y(i+2) - y(i)) - mean(y))/std(y)); end aux = (1/(N-2))*cont; end</pre>
MAVSD	Estima a média do valor absoluto da segunda diferença	<pre>function [aux] = mavsd(y) N = length(y); cont = 0; for i = 1:1:N-2 cont = cont + abs(y(i+2) - y(i)); end aux = (1/(N-2))*cont; end</pre>
MAVFD	Estima a média do valor absoluto da primeira diferença	<pre>function [aux] = mavfd(y) N = length(y); cont = 0; for i = 1:1:N-1 cont = cont + abs(y(i+1) - y(i)); end aux = (1/(N-1))*cont; end</pre>
MAVFDN	Estima a média do valor absoluto da primeira diferença do sinal normalizado	<pre>function [aux] = mavfdn(y) N = length(y); cont = 0; for i = 1:1:N-1 cont = cont + ((abs(y(i+1) - y(i)) - mean(y))/std(y)); end aux = (1/(N-1))*cont; end</pre>
STD	Desvio padrão do vetor	<pre>function [aux] = std_(y) aux = std(y); end</pre>
RANGE	Estima a diferença entre o valor máximo e o mínimo observados	<pre>function [aux] = range_(y) aux = max(y) - min(y); end</pre>

As características presentes na Tabela 1 foram estimadas para cada sinal (direito e esquerdo) dos sete indivíduos e em seguida foram reamostrados os valores das características a fim de estabelecer o coeficiente de variação de cada uma destas características para análise da variabilidade (Figura 8).

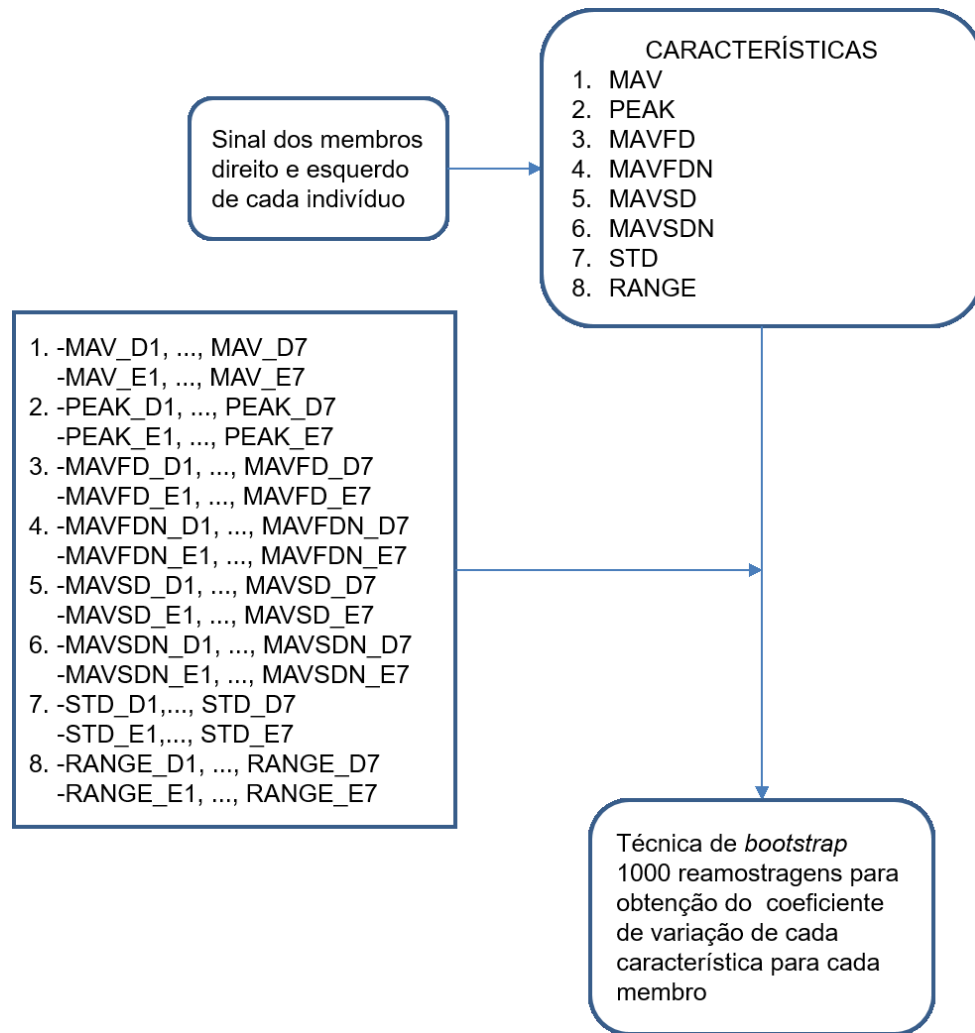


Figura 8 - Etapas para a obtenção do coeficiente de variação para cada característica dos sinais adquiridos dos membros direito e esquerdo de cada indivíduo.

4.Resultados

Na Figura 9 pode-se observar o modo de detecção dos intervalos de tempo do passo e da passada para ambos os membros. Os eventos de contato inicial (vales) à esteira para os pés direito e esquerdo estão indicados no eixo horizontal por “o” e “o”, respectivamente. O a diferença entre um vale e outro, para um mesmo sinal, equivale ao intervalo de tempo da passada. A diferença temporal entre “o” e “o” corresponde ao intervalo de tempo do passo.

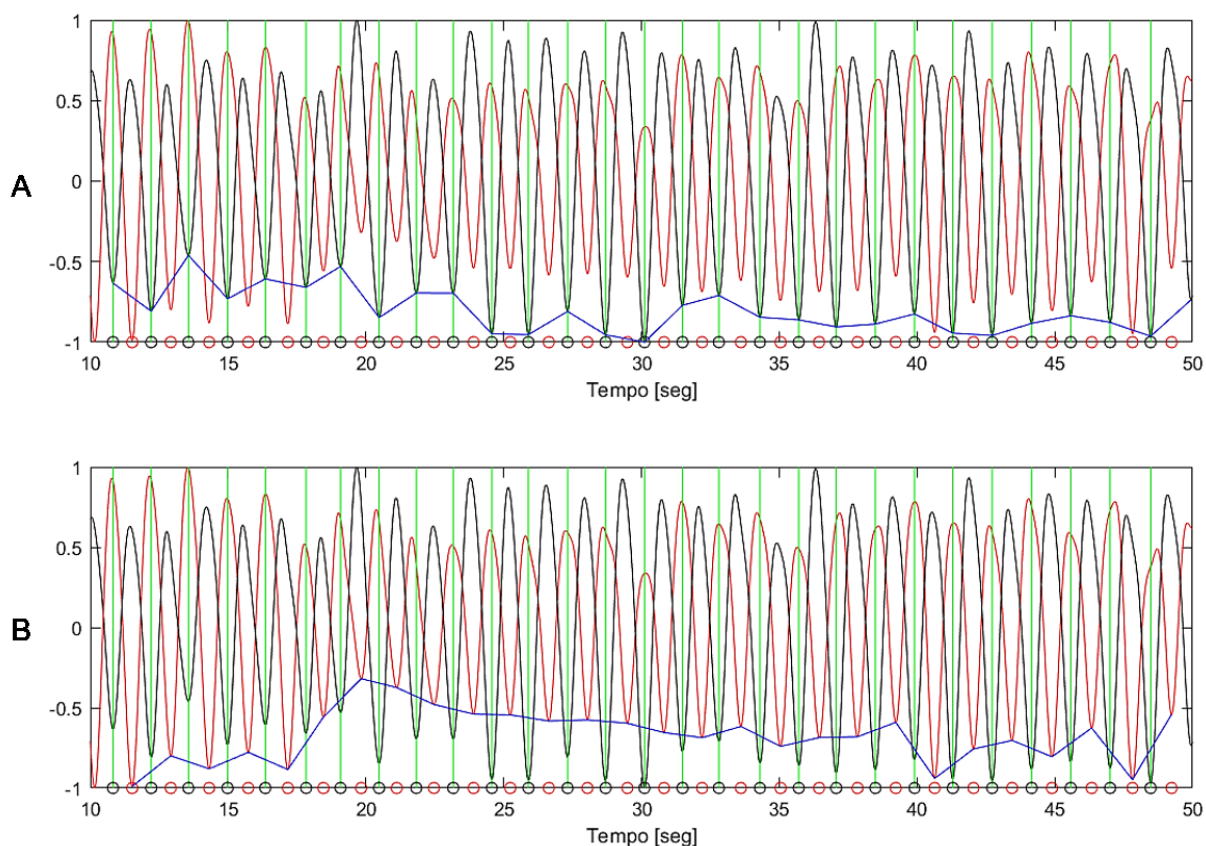


Figura 9 - A) Sinais filtrados obtidos do eixo Z. A linha negra representa o sinal captado do membro direito. O lado esquerdo está representado pela linha vermelha. A linha azul, é o intervalo de tempo estimado da passada para o lado direito “o”. O contato inicial está marcado com “o” para o lado esquerdo e ‘o’ para o lado direito. B) Representa o intervalo de tempo da passada para o lado esquerdo e a linha azul interliga os vales da passada esquerda. A linhas verticais verdes representam o contato inicial ao solo do membro direito.

Os gráficos A’ e B’ da Figura 10 representam uma ampliação da área dos gráficos A e B da Figura 9, respectivamente. O sinal processado mostrado na Figura 9 e Figura 10 são do eixo Z (eixo vertical).

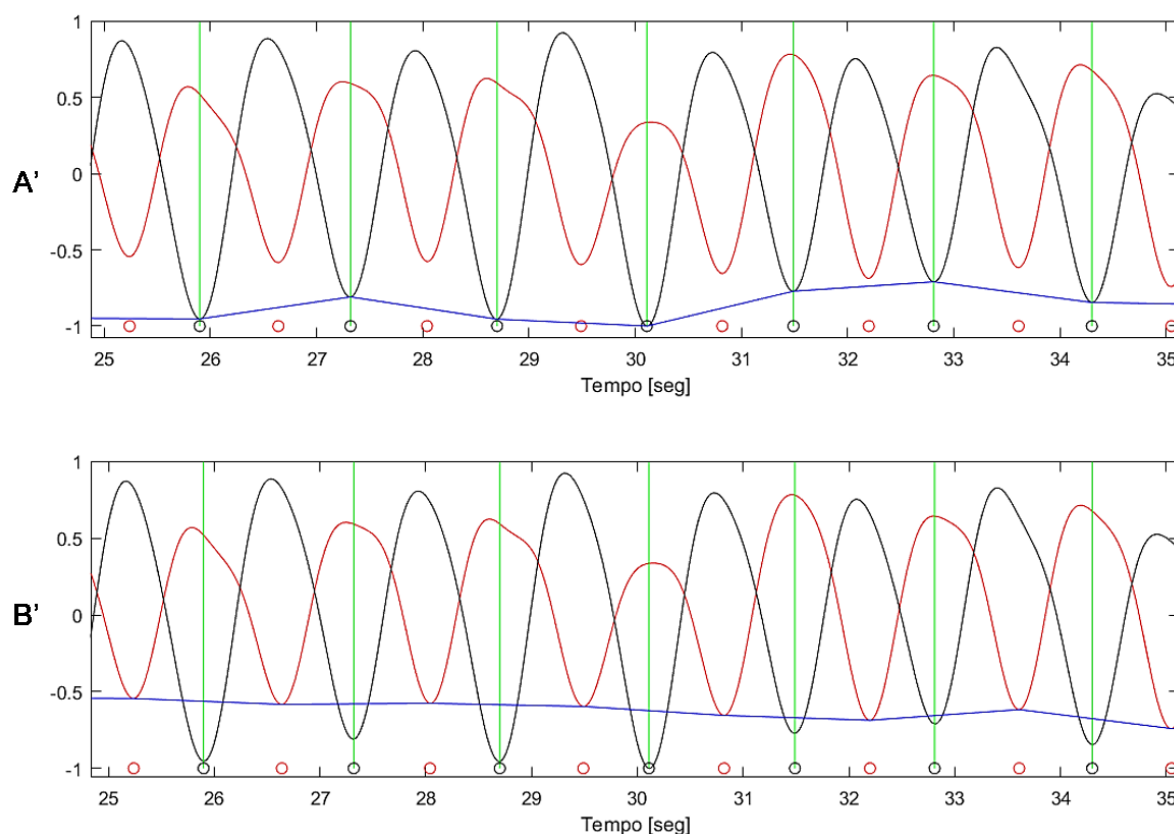


Figura 10 - A') Representa a imagem de uma região ampliada de A. B') Representa a imagem de uma região ampliada de B.

Por meio do *software* estatístico RStudio foi possível realizar a reamostragem dos intervalos de passo e passada para os membros direito e esquerdo a fim de se obter a média destes intervalos com um intervalo de confiança de 95%. O histograma e o Q-Q plot da técnica *bootstrap* da média dos intervalos são mostrados na Figura 11, Figura 12, Figura 13 e Figura 14. Para a verificação da normalidade das variáveis foi aplicado o teste de Shapiro - Wilk ($p > 0.05$), a Tabela 3 e Tabela 5 apresentam o resultado do teste para os valores dos intervalos de tempo, e do coeficiente de variação, respectivamente. A Tabela 4 apresenta os valores do coeficiente de variação dos intervalos temporais.

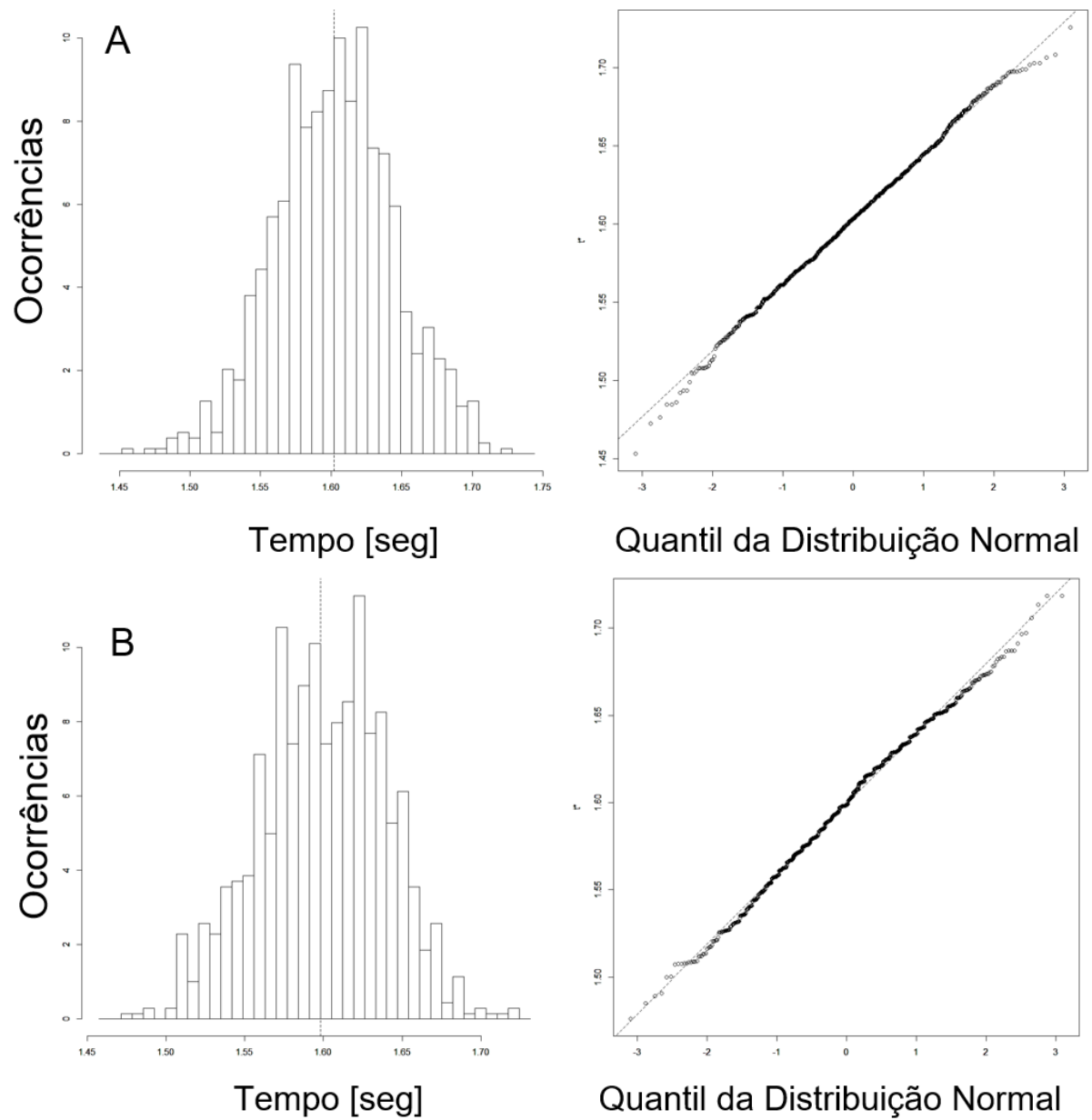


Figura 11 - A) Histograma e Q-Q plot da reamostragem *bootstrap* para o intervalo de passada do membro direito. B) Histograma e Q-Q plot da reamostragem *bootstrap* para o intervalo de passada do membro esquerdo. A linha vertical pontilhada nos histogramas indica a média estimada.

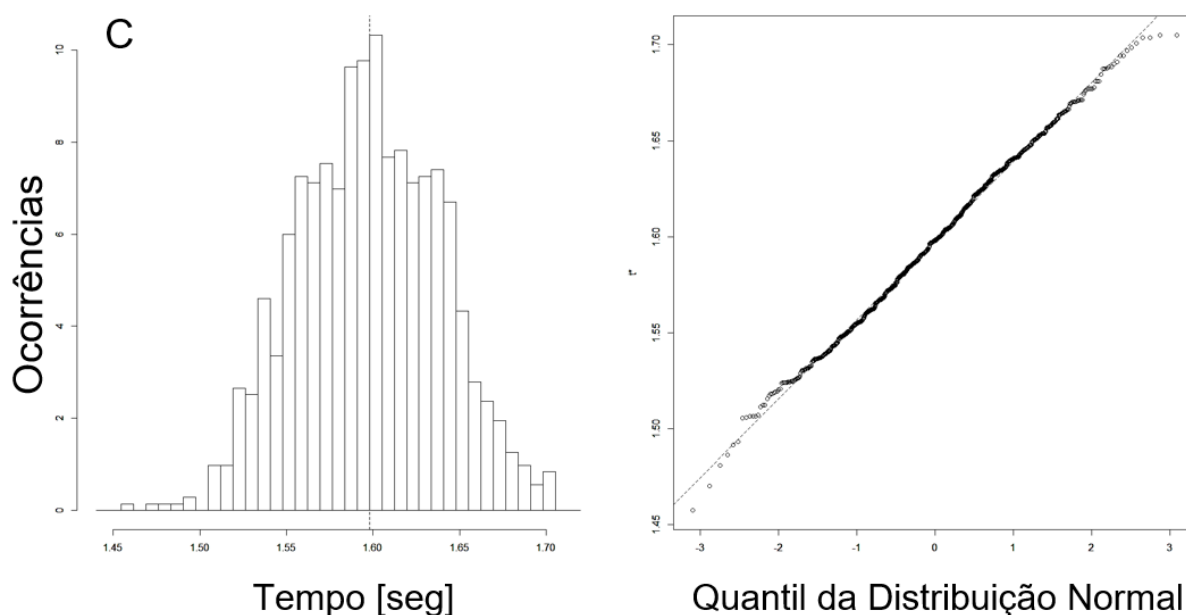


Figura 12 - C) Histograma e Q-Q plot da reamostragem *bootstrap* para o intervalo de passada média dos membros direito e esquerdo. A linha vertical pontilhada no histograma indica a média estimada.

Tabela 2 – Média dos valores dos intervalos de passo e passada dos membros direito e esquerdo, juntamente com a média geral do intervalo de passo e do intervalo de passada. O intervalo de confiança é de 95%.

	Média do Intervalo de Passada [seg] (Intervalo de Confiança de 95%)	Média do Intervalo de Passo [seg] (Intervalo de Confiança de 95%)
Direita	1.602 (1.519 - 1.683)	0.803 (0.7460 - 0.8625)
Esquerda	1.599 (1,518 - 1,676)	0,7958 (0,7305 - 0,8510)
Média	1.5978 (1,517 - 1,679)	0,7902 (0,7512 - 0,8287)

Pela Tabela 3 podemos confirmar que a média dos intervalos de tempo do passo e da passada apresentam uma distribuição normal ($p > 0.05$).

Tabela 3 - Resultado do teste Shapiro-Wilk para normalidade da média dos intervalos de passo e passada dos membros direito e esquerdo do grupo G1. O valor p é mostrado para todos os intervalos. A hipótese nula que os dados vêm de uma população com distribuição normal é rejeitada para $p < 0.05$.

Valor p					
Direita	Passada Esquerda	Média	Direita	Passo Esquerda	Média
0.8375	0.8628	0.8368	0.8319	0.5535	0.6545

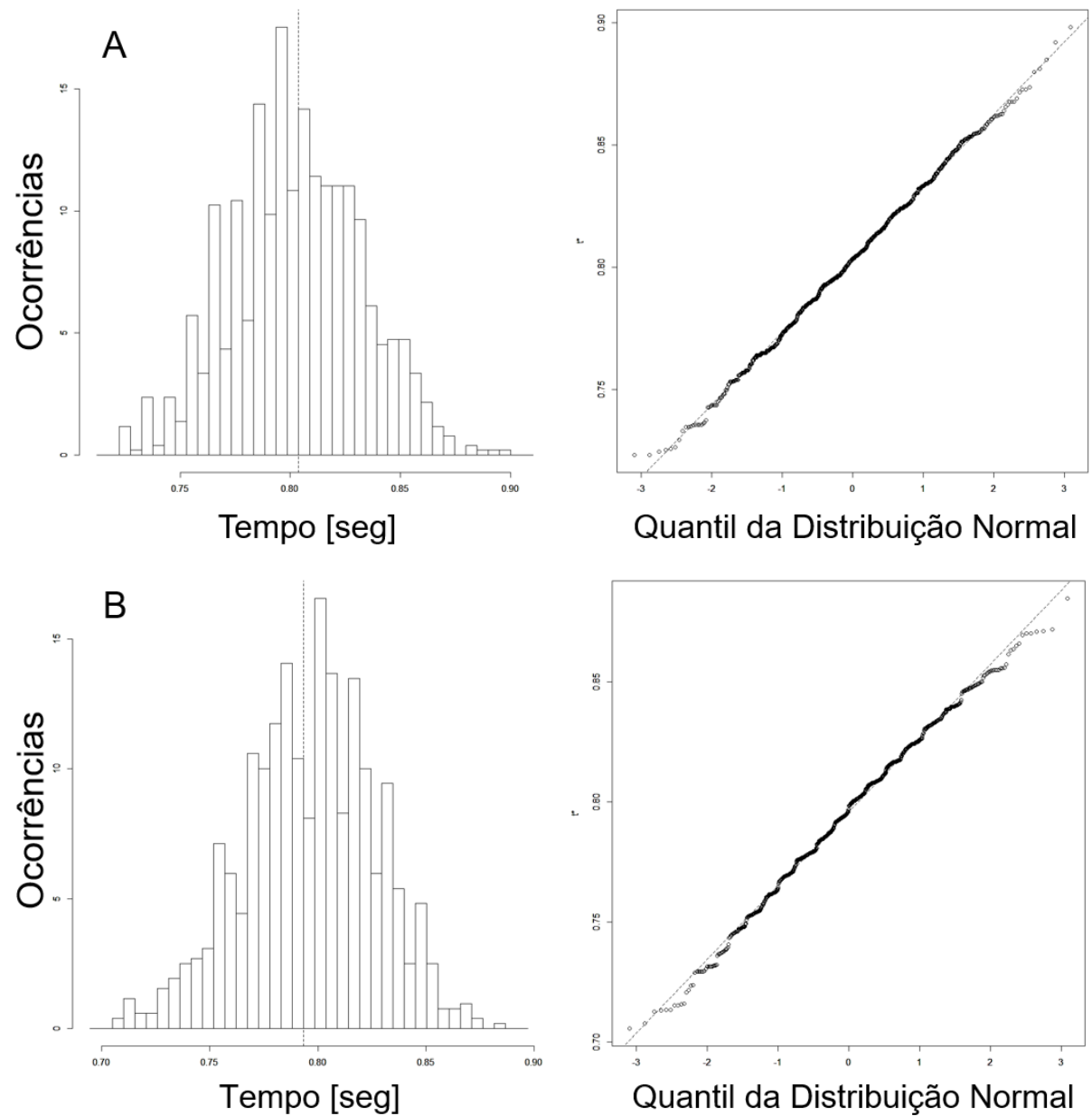


Figura 13 - A) Histograma e Q-Q plot da reamostragem *bootstrap* para o intervalo de passo do membro direito. B) Histograma e Q-Q plot da reamostragem *bootstrap* para o intervalo de passo do membro esquerdo. A linha vertical pontilhada nos histogramas indica a média estimada.

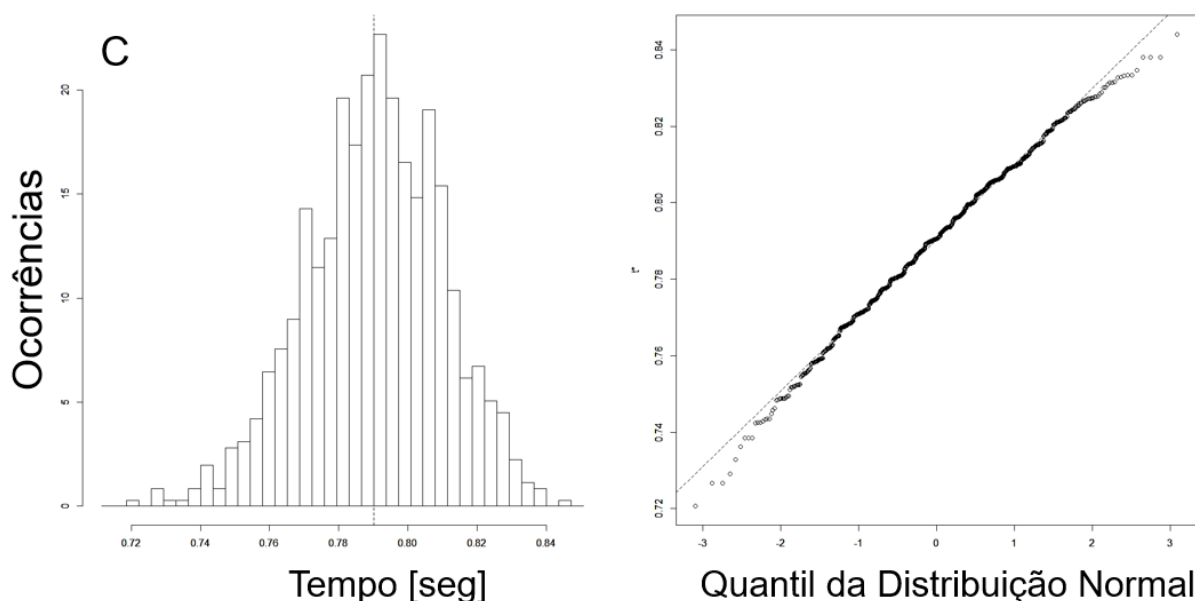


Figura 14 - C) Histograma e Q-Q plot da reamostragem *bootstrap* para o intervalo de passo da média dos membros direito e esquerdo. A linha vertical pontilhada no histograma indica a média estimada.

Pela técnica de reamostragem foi possível determinar o valor médio do coeficiente de variação para cada intervalo, bem como o seu erro padrão com um intervalo de confiança de 95%. A variabilidade entre os intervalos de tempo de passo e passada são mostrados na Figura 15. Quanto maior o valor do coeficiente, maior é a variabilidade. Pela Figura 15, pode-se observar que o intervalo de tempo do passo apresentou uma maior variabilidade considerando membro direito e esquerdo, e também uma maior variabilidade em relação ao intervalo de passada.

A Tabela 4 indica os valores do coeficiente de variação para cada intervalo temporal de cada membro, juntamente com a média dos intervalos para os eventos de passo e passada.

Tabela 4 - Coeficiente de variação dos intervalos temporais de passo, passada e média dos intervalos de passo e passada.

Coeficiente de Variação					
Passada			Passo		
Direita	Esquerda	Média	Direita	Esquerda	Média
0.0318	0.0342	0.032	0.0453	0.05727	0.0685

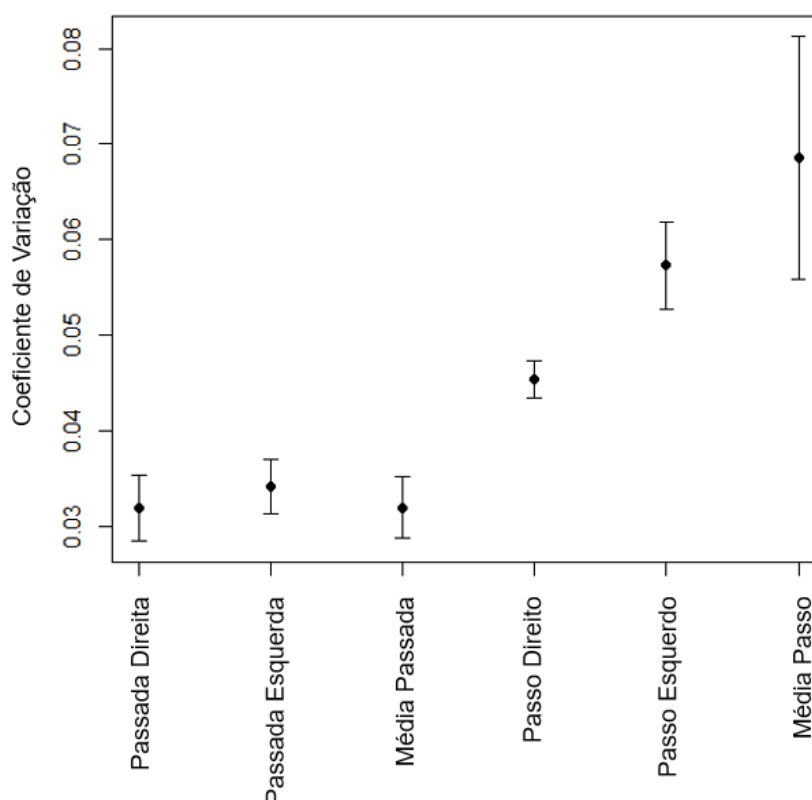


Figura 15 - Gráfico contendo a média do coeficiente de variação e o erro padrão para cada intervalo. O ponto no centro de cada barra de erro representa a média, e a barra de erro representa o intervalo de confiança de 95%.

A Tabela 5 indica o resultado do teste de Shapiro - Wilk para os coeficientes de variação dos intervalos.

Tabela 5 - Resultado do teste Shapiro-Wilk para normalidade do coeficiente de variação do passo e passada dos membros direito e esquerdo do grupo G1. O valor p é mostrado para todos os intervalos. A hipótese nula que os dados vêm de uma população com distribuição normal é rejeitada para $p < 0.05$. Os dados com uma distribuição não normal ($p < 0.05$) são identificados por “*”.

Valor p					
Direita	Passada Esquerda	Média	Direita	Passo Esquerda	Média
0.1776	0.198	0.006549*	0.8093	0.5295	0.02312*

A análise da variabilidade pelo coeficiente de variação de cada característica, se deu pelo gráfico *beanplot* (Figura 16), que é um gráfico de dispersão unidimensional combinado com a curva de densidade estimada. Este gráfico é útil para comparação sobre a distribuição de variáveis quantitativas, e uma vantagem

sobre outros tipos de gráficos é o de poder exibir o valor médio das amostras, sendo também possível diferenciar os grupos em cada lado gráfico, e caso fosse um único grupo, os dois lados do gráfico seriam simétricos (mesma curva de densidade).

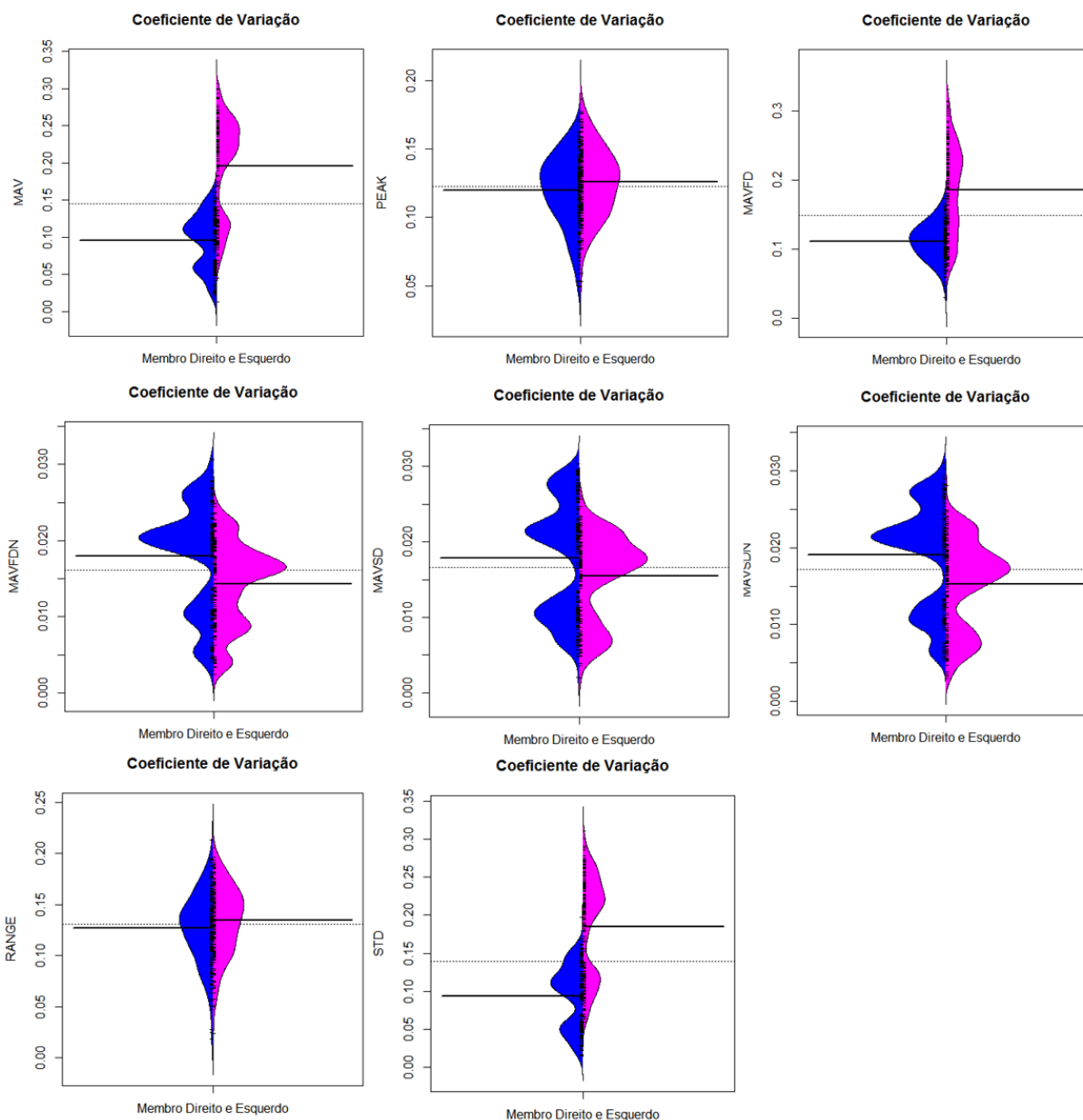


Figura 16 - Gráfico *Beanplot* do coeficiente de variação de cada característica aplicado ao sinal adquirido de cada membro (direito e esquerdo). As linhas negras horizontais contínuas são a média de cada distribuição. A média geral é mostrada pela linha pontilhada na horizontal. O valor das posições de cada observação da amostra é representado pelas linhas menores localizadas no centro do gráfico. O lado azul do gráfico representa as amostras do membro direito e o lado magenta as amostras do membro esquerdo.

4.1 Discussão

A justificativa para este estudo foi a utilização de técnicas que permitissem a detecção adequada dos intervalos de tempo de passo e passada durante a execução da marcha e de conferir estes valores com propostos pela literatura. A utilização de marcadores nos dois lados da pelve permitiu a identificação dos eventos espaço-temporais de cada membro ao mesmo tempo, sem a necessidade de repetir o experimento para cada membro e consequentemente ocasionar uma maior variabilidade devido ao fato dos eventos não terem sido capturados simultaneamente.

O posicionamento dos marcadores nas EIAS nos lados direito e esquerdo da pelve possibilitou a melhor identificação destes intervalos, pois os sinais de cada lado apresentavam defasagens temporais, possibilitando diferenciar os vales de cada membro, que são associados ao intervalo de passada e consequentemente o intervalo de passo, referente à diferença entre os vales de um membro com os vales do outro membro. No entanto estes intervalos também variam de indivíduo para indivíduo, dependendo do biótipo de cada um, pois os comprimentos dos membros inferiores, principalmente, podem alterar a velocidade de marcha, associada ao deslocamento espacial em um determinado intervalo de tempo.

Por meio da estratégia de processamento apresentada no item 3.4 foi possível identificar os intervalos de passada, associados a diferença entre dois vales consecutivos do mesmo sinal, demonstrados na Figura 10 pela diferença entre “o” e “o” ou “o” e “o”, já o intervalo de tempo de passo é a diferença entre “o” e “o” para o passo esquerdo, ou “o” e “o” para o passo direito. Pelos sinais capturados, percebeu-se a periodicidade nos ciclos da marcha, porém em relação aos intervalos de tempo de passo direito e esquerdo há uma pequena diferença, o que não é percebido na análise do grupo total, mostrado na Tabela 2, em que os intervalos apresentam valores próximos, de 0.803 segundos para o passo direito, 0.7958 segundos para o intervalo de passo esquerdo e 0.7902 segundos para a média geral do intervalo de passo.

Segundo Tanawongsuwan e Bobick, o tempo do intervalo de passada de indivíduos saudáveis pode estar associado à velocidade de marcha segundo uma curva hiperbólica definida pela equação (4).

$$T = \frac{a_0}{S} + a_1 \quad (4)$$

Sendo T o tempo em segundos e S a velocidade em m/s.

Adotando valores de a_0 e a_1 disponibilizados pelo autor para $a_0 = 0,62$ e $a_1 = 0,5$ e uma velocidade $S = 2\text{km/h} = 0,55\text{m/s}$, temos em (4) que

$$T = \frac{0,62}{0,55} + 0,5$$

$$T = 1,63 \text{ segundos}$$

Este valor de $T = 1,63$ segundos para o intervalo de passada está dentro dos resultados para os intervalos de passada apresentados neste estudo (Tabela 2), em que as médias para os membros direito e esquerdo apresentam um IC = (1,519 - 1,683) e IC = (1,518 - 1,676) segundos.

Os valores médios do coeficiente de variação (Cv) apresentados na Tabela 4 estão de acordo com o valor encontrado em estudos associando o coeficiente de variabilidade (Cv) do intervalo de tempo de passada com a velocidade de marcha (HEIDERSCHUIT, 2000). No qual, para uma velocidade de 0,55m/s o valor do Cv do intervalo de passada seria de aproximadamente 0,03.

Pela Figura 15 podemos perceber que apesar da média dos intervalos temporais apresentados na Tabela 2 serem próximas, o intervalo de passo apresenta uma variabilidade maior em relação a cada membro, bem como em relação ao intervalo de passada. Esta variação pode ter ocorrido pelo fato da perna dominante apresentar um melhor controle motor.

Analisando a Figura 16, podemos perceber que as características PEAK e RANGE apresentaram uma distribuição mais simétrica para ambos os membros e

apresentaram valores médios próximos, pelo fato de cada indivíduo apresentar uma variação de amplitude quase que igual durante a locomoção.

A curva de densidade que mais se assemelha a uma gaussiana é da MAVFD do membro direito, porém apresentou uma alta variabilidade se comparada ao outro membro. As outras características não apresentam uma curva de densidade normal e os valores médios se diferem consideravelmente, o que indica uma alta variabilidade em relação ao lado direito e esquerdo dos membros.

A utilização de uma esteira para a aquisição de dados faz com que todos os indivíduos mantenham uma velocidade constante de marcha, e com isso, diminuir a variabilidade de tempos de passo e passada para um mesmo indivíduo. De fato, estudos verificaram que os intervalos de passada em uma esteira possuíam menos variabilidade se comparadas com a marcha em solo (HOLLMAN et. Al, 2016). Porém para uma análise de grupo, isto pode interferir na variabilidade, pois cada indivíduo apresenta um controle neuromuscular diferente e, portanto, possui uma velocidade de marcha ótima diferente.

5.CONCLUSÃO

Por meio da análise da variabilidade da marcha é possível melhorar a compreensão do aparelho locomotor, e com isso ter bases para uma tomada de decisão sobre a indicação de procedimentos cirúrgicos, para a prescrição de órteses ou próteses, na fisioterapia para reabilitação, verificação da eficácia de medicamentos ou na melhora da performance de atletas.

Com o estudo da variabilidade entre membros possibilita a identificação da perna dominante, não só em pessoas com alguma patologia, mas também em pessoas saudáveis, e com isso trabalhar em exercícios específicos visando diminuir esta variabilidade. Estudos relacionados à idade, altura, massa corporal e de indivíduos com patologias no aparelho locomotor também podem ser desenvolvidos para identificar como estes fatores alteram o padrão de marcha dos indivíduos.

6.REFERÊNCIAS

- ANDRADE, A. O; FERREIRA, L. C. V.; RABELO, A. G.; VIEIRA, M. F; CAMPOS, A. R. C.; GONÇALVES, B. F.; PEREIRA, A. A. Pelvic movement variability of healthy and unilateral hip joint involvement individuals. *Biomedical Signal Processing and Control* 32, p. 10–19, 2017.
- ANDRADE, L. M. Análise de marcha: protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas. UNICAMP - Campinas, SP, 2002.
- BRAVI, A.; LONGTIN, A.; SEELY, A. J. E. Review and classification of variability analysis techniques with clinical applications, *Biomed. Eng. Online*, 10:90, 2011.
- BARELA, A. M. F. Análise biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquático e terrestre. Tese de Doutorado, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.
- BARELA, A. M. F.; DUARTE, M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. *Brazilian Journal of Motor Behavior*, v. 6, n. 1, p. 56-61, 2011.
- CAPOZZO, A. Gait analysis methodology. *Human movement science*, 3, p. 27-50, 1984.
- CHAU, T.; YOUNG, S.; REDEKOP, S. Managing variability in the summary and comparison of gait data. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, London, v. 2, n. 1, p. 1, 2005.
- DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 14, n. 3, p. 183-92, 2010.
- GALLAHUE, D. L.; OZMUN, J. C. Compreendendo o desenvolvimento motor: bebês, crianças, adolescentes e adultos. São Paulo: Phorte Editora, 2003.
- GRAVILA, D.; DAVIS, L. 3-D Model-Based Tracking of Human in Action: a Multi-View Approach. *Proc. Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*: p. 73-82, 1996.
- GRIFFIN T., ROBERTS T., KAM R. Metabolic of generation muscular force in human walking: insights from load-carrying and speed experiments. *Journal of Applied Physiology* 95: p. 172-183, 2003.
- HEIDERSCHEIT, B. C. Movement Variability As a Clinical Measure for Locomotion. *Journal of Applied Biomechanics*, v.16, p. 419-427, 2000.
- HOLLMAN, J. H.; WATKINS, M. K.; IMHOFF, A. C.; BRAUN, C. E.; AKERVIK, K. A.; NESS, D. K. A comparison of variability in spatiotemporal gait parameters between treadmill and overground walking conditions. *Gait & posture*, Oxford, v. 43, n., p. 204-209, 2016.

HORAK, F. B. Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy* 67 (12): p. 1881-1885, 1987.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and ageing*, v. 35, n. suppl_2, p. ii7-ii11, 2006.

HORAK, F.B.; MACPHERSON, J.M. Postural orientation and equilibrium, In: Rowell, L.B.; Sherpherd, J.T. (Ed.) *Handbook of physiology: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts*. New York: Oxford American Physiological Society, p. 255-92, 1996.

INMAN, V. T.; EBERHART, H. D. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am*, Boston, v. 35, n. 3, p. 543-558, 1953.

INMAN, V. T.; RALSTON, H. J.; TODD, F. Human locomotion. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. (Eds.). *Human walking*. 2. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, p. 1-22, 1994.

KAVANAGH, J. J.; MENZ, H. B. Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & posture*, Oxford, v. 28, n. 1, p. 1-15, 2008.

KIRTLEY, C. *Clinical gait analysis: theory and practice*: Elsevier Health Sciences, 2006.

MAKI, B.E.; MCILROY, W. E. Postural control in the older adult. *Clinics in Geriatric Medicine*, Philadelphia, v. 12, n. 4, p. 635-658, 1996.

MASSION, J. Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience Biobehavioral Review* 4: p. 465-472, 1998.

NASHNER, L. M. Analysis of stance posture in humans. In: Towe, A. L.; Luschei, E. S., *Handbook of Behavioral Neurology*, New York: Plenum, v. 5, p. 527-565, 1981.

NORKIN, C.; LEVANGIE, K. Joint structure and function. A comprehensive analysis (2nd ed.). EUA: Library of Congress, 1992.

PERRY, J. *Análise de Marcha: marcha normal* vol. 1. 1. ed. São Paulo : Manole, 200, 2005.

PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; WINTER, D. A. Gait in elderly. *Gait & Posture*, Amsterdam, v. 5, p. 128-135, 1997.

SAAD, M.; BATTISTELLA, L. R.; MASIERO, D. Técnicas de análise da marcha. *Acta Fisiátrica*.v. 3, n. 2, p. 23-26, 1996.

SAUNDERS, M.; INMAN, T.; HEBERHART, D. The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 53: p. 543-558, 1953.

SOUSA, A. S. P. *Controle Postural e Marcha Humana: Análise multifactorial*. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Universidade do Porto: Porto. p. 112, 2010.

SUTHERLAND, D. H.; VALENCIA, F.: Pediatric Gait - Normal and Anormal Development. Raven Press, 1992.

TANAWONGSUWAN, R.; BOBICK, A. A study of human gaits across different speeds. Georgia Tech, Tech. Rep.

TEIXEIRA, C. L. Brazilian Journal of Biomechanics, v. 11, n. 20, 2010.

WHITTLE, M.W. Gait Analysis. 2a. ed. Oxford : Elsevier Health Sciences, p. 248, 2000.

WINTER, D.A. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly, and pathological. 2. ed. Waterloo: University of Waterloo Press, 1991.

WINTER, D. A. Human Balance and posture control during standing and walking. Gait Posture ; 3: p. 193-214, 1995.

ZATSIORSKY, V. M. Kinematics of human motion. Champaign: Human Kinetics; 1998.

ZHOU, H.; HU, H. A survey-human movement tracking and stroke rehabilitation. University of Essex, Colchester United Kingdom, 2004.