



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA – UFU**  
**FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA**  
**PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**LUIZ CLAUDIO VIEIRA FERREIRA**

**ANÁLISE DA VARIABILIDADE DA MARCHA DE INDIVÍDUOS COM**  
**COMPROMETIMENTO ARTICULAR UNILATERAL DO QUADRIL POR MEIO**  
**DE SENSORES INERCIAIS**

**UBERLÂNDIA**

**2016**

**LUIZ CLAUDIO VIEIRA FERREIRA**

**ANÁLISE DA VARIABILIDADE DA MARCHA DE INDIVÍDUOS COM  
COMPROMETIMENTO ARTICULAR UNILATERAL DO QUADRIL POR MEIO  
DE SENSORES INERCIAIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do Título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Adriano de Oliveira  
Andrade

**UBERLÂNDIA**

**2016**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)  
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

F383a  
2016

Ferreira, Luiz Claudio Vieira, 1975-  
Análise da variabilidade da marcha de indivíduos com comprometimento articular unilateral do quadril por meio de sensores inerciais / Luiz Claudio Vieira Ferreira. - 2016.  
59 f : il.

Orientador: Adriano de Oliveira Andrade.  
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.  
Inclui bibliografia.

1. Engenharia biomédica - Teses. 2. Artroplastia - Teses. 3. Quadril - Teses. I. Andrade, Adriano de Oliveira. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

---

CDU: 62:61

**LUIZ CLAUDIO VIEIRA FERREIRA**

**Análise da variabilidade da marcha de indivíduos com comprometimento articular  
unilateral do quadril por meio de sensores inerciais**

Dissertação aprovada pelo Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia (MG) para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Banca examinadora:

---

Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade – UFU/MG  
Orientador

---

Prof. Dr. Marcus Fraga Vieira – UFG/GO  
Membro

---

Prof.<sup>a</sup> Dra. Iraídes Moraes Oliveira – UFU/MG  
Membro

Uberlândia, 03 junho de 2016.

Dedico esse trabalho à minha família e a todas as pessoas que contribuíram de alguma forma para o meu crescimento pessoal e profissional.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus pela vida, cujos dias procuro ocupar com novos e aprazentes desafios, tentando ultrapassá-los com dedicação e muito empenho.

Ao Prof. Dr. Adriano de O. Andrade, que, com paciência e irrestrita dedicação, ajudou-me a superar os obstáculos dessa nova etapa em minha vida. Pelo tempo em mim investido, sei que ficará satisfeito em saber o quanto contribuiu para o meu crescimento acadêmico, intelectual e pessoal.

Ao Prof. Dr. Marcus, que esteve sempre pronto a oferecer seu conhecimento e, gentilmente aceitou participar dessa banca de avaliação.

À Prof.<sup>a</sup> Dra. Iraídes, por acolher nosso convite para compor a banca, enriquecendo essa apresentação.

À minha família, que privou-se da minha presença em vários momentos.

## RESUMO

FERREIRA, L. C. V; OLIVEIRA, A. O. **Análise da variabilidade da marcha de indivíduos com comprometimento articular unilateral do quadril por meio de sensores inerciais.** 2016. 59f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2016.

A análise de variabilidade tem-se destacado progressivamente nos estudos envolvendo sistemas biológicos. Apesar de vários estudos relacionados à marcha empregarem a análise de variabilidade em suas observações, notamos uma carência dessas informações para indivíduos com coxartrose unilateral submetidos a artroplastia total do quadril (ATQ). Para colaborar com essa deficiência de informação, conduzimos um estudo de marcha na esteira envolvendo 10 indivíduos ( $30,7 \pm 6,75$  anos) saudáveis do grupo G1 e 24 indivíduos ( $65 \pm 8,5$  anos) com ATQ unilateral do grupo G2. Assim, por meio de 2 unidades de medida inercial (UMIs) posicionadas na pelve, desenvolvemos um método de detecção do passo e da passada, para calcular esses intervalos e extrair as características do sinal. A análise de variabilidade (coeficiente de variação) foi conduzida, considerando as características extraídas e os intervalos do passo e da passada. A média e o intervalo de confiança de 95% estimado para a média dos intervalos do passo e da passada para cada grupo mostraram-se em concordância com a literatura. O coeficiente de variação médio para os intervalos do passo e da passada foi calculado e comparado entre os grupos pelo teste de Kruskal-Wallis com intervalo de confiança de 95%. Cada componente X, Y e Z das 2 UMIs (acelerômetro, giroscópio e magnetômetro), correspondeu a uma variável. As resultantes de cada sensor, a velocidade linear (acelerômetros) e o deslocamento angular instantâneo (giroscópios) completaram o conjunto das variáveis. As características foram extraídas dos sinais dessas variáveis para verificar a variabilidade nos grupos investigados. Foram encontradas diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre os grupos para as médias dos intervalos do passo e da passada. As variabilidades do passo e da passada, assim como as variabilidades de todas as outras características investigadas, foram maiores para o grupo G2 ( $p < 0,05$ ). O método proposto nesse estudo mostrou-se adequado para as medidas de variabilidade dos parâmetros biomecânicos referentes às características extraídas. Todas as características extraídas discriminaram os grupos. O grupo G2 apresentou maior variabilidade, sendo assim, é provável que a condição patológica do quadril e a idade avançada contribuíssem conjuntamente para esse resultado.

**Palavras-chave:** Variabilidade da marcha. Sensores inerciais. Artroplastia do quadril. Movimentos da pelve.

## ABSTRACT

FERREIRA, L. C. V; OLIVEIRA, A. O. **Gait variability analysis of subjects with hip joint unilateral involvement by means of inertial sensors**. 2016. 59f. Dissertation (Master's Program in Biomedical Engineering) - Faculty of Electrical Engineering, Federal University of Uberlândia, Uberlândia, 2016.

Data variability analysis has been the focus of a number of studies seeking to capture differences of patterns generated by biological systems. Although several studies related to gait employ the analysis of variability in their observations, we noticed a lack of such information for subjects with unilateral coxarthrosis undergoing total hip arthroplasty (THA). To tackle this deficiency of information, we conducted a study of the gait on a treadmill with 10 healthy subjects ( $30.7 \pm 6.75$  years old) from G1 and 24 subjects ( $65 \pm 8.5$  years old) with unilateral THA from G2. Thus, by means of two inertial measurement units (IMUs) positioned in the pelvis, we have developed a detection method of the step and stride for calculating these intervals and extract the signal characteristics. The variability analysis (coefficient of variation) was performed, taking into consideration the extracted features and the step and stride times. The average and the 95% confidence interval estimate for the average of the step and stride times to each group were in agreement with literature. The mean coefficient of variation for the step and stride times was calculated and compared among groups by the Kruskal-Wallis test with 95% confidence interval. Each component X, Y and Z of the two IMUs (accelerometer, magnetometer and gyroscope) corresponded to a variable. The resultants of each sensor, the linear velocity (accelerometers) and the instantaneous angular displacement (gyroscopes) completed the set of variables. The characteristics were extracted from the signals of these variables to check the variability in the G1 and G2 groups. There were significant differences ( $p < 0.05$ ) between G1 and G2 for the average of the step and stride times. The variability of the step and stride, as well as the variability of all other evaluated characteristics were higher for the group G2 ( $p < 0.05$ ). The method proposed in this study proved to be suitable for the measuring of variability of biomechanical parameters related to the extracted features. All the extracted features categorized the groups. The G2 group showed greater variability, so it is possible that the age and the pathological condition of the hip both contributed to this result.

**Keywords:** Gait variability. Inertial sensors. Hip replacement. Pelvic movements

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<i>accR</i>	Variável com os valores da resultante do acelerômetro
<i>accX</i>	Variável com os valores da componente X do acelerômetro
<i>accY</i>	Variável com os valores da componente Y do acelerômetro
<i>ACCz</i>	Componente Z do acelerômetro
<i>accZ</i>	Variável com os valores da componente Z do acelerômetro
<i>angR</i>	Variável com os valores da integral da resultante do giroscópio
<i>angX</i>	Variável com os valores da integral da componente X do giroscópio
<i>angY</i>	Variável com os valores da integral da componente Y do giroscópio
<i>angZ</i>	Variável com os valores da integral da componente Z do giroscópio
ATQ	Artroplastia Total de Quadril
CAAE	Certificado de Apresentação para Apreciação Ética
CV	Coeficiente de Variação
DV	Desvio Padrão
EIAS	Espinha Ilíaca Ântero Superior
G1	Grupo 1 de indivíduos saudáveis
G2	Grupo 2 de indivíduos submetidos a ATQ
<i>gyroR</i>	Variável com os valores da resultante do giroscópio
<i>gyroX</i>	Variável com os valores da componente X do giroscópio
<i>gyroY</i>	Variável com os valores da componente Y do giroscópio
<i>gyroZ</i>	Variável com os valores da componente Z do giroscópio
<i>magR</i>	Variável com os valores da resultante do magnetômetro
<i>magX</i>	Variável com os valores da componente X do magnetômetro
<i>magY</i>	Variável com os valores da componente Y do magnetômetro
<i>magZ</i>	Variável com os valores da componente Z do magnetômetro
<i>MAV</i>	Valor Absoluto Médio do sinal
<i>MAVFD</i>	Média do Valor Absoluto da Primeira Diferença
<i>MAVFDN</i>	Média do Valor Absoluto da Primeira Diferença do Sinal Normalizado
<i>MAVSD</i>	Média do Valor Absoluto da Segunda Diferença
<i>MAVSDN</i>	Média do Valor Absoluto da Segunda Diferença do Sinal Normalizado
MEMS	Sistema Micro-eletromecânico
<i>PEAK</i>	Estima o valor máximo de um vetor
R	Componente resultante

RANGE	Estima a diferença entre o valor máximo e o mínimo observados
STD	Desvio Padrão de uma série de valores do sinal
UFU	Universidade Federal de Uberlândia
UMI	Unidade de Medida Inercial
UMI-D	Unidade de Medida Inercial Direita
UMI-L	Unidade de Medida Inercial Esquerda
USB	Barramento Serial Universal
<i>velR</i>	Variável com os valores da integral da resultante do acelerômetro
<i>velX</i>	Variável com os valores da integral da componente X do acelerômetro
<i>velY</i>	Variável com os valores da integral da componente Y do acelerômetro
<i>velZ</i>	Variável com os valores da integral da componente Z do acelerômetro

## SUMÁRIO

<b>CAPÍTULO 1 .....</b>	<b>14</b>
<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>14</b>
1.1 MOTIVAÇÃO.....	14
1.2 OBJETIVOS GERAIS E ESPECÍFICOS .....	16
1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO .....	17
1.4 PUBLICAÇÕES .....	17
<b>CAPÍTULO 2 .....</b>	<b>18</b>
<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>18</b>
2.1 A MARCHA.....	18
2.2 VARIABILIDADE NA MARCHA HUMANA .....	20
2.3 MÉTODOS PARA ESTIMATIVA DE VARIABILIDADE.....	22
2.4 EXTRAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS .....	23
<b>CAPÍTULO 3 .....</b>	<b>25</b>
<b>MÉTODOS.....</b>	<b>26</b>
3.1 DEFINIÇÃO DOS GRUPOS DE PESQUISA .....	26
3.2 DESCRIÇÃO DO <i>HARDWARE</i> .....	27
3.2.1 Arquitetura e organização do <i>hardware</i> customizado para coleta dos dados. ..	27
3.2.2 <i>Hardware</i> e <i>software</i> para detecção de movimentos.....	28
3.3 DESCRIÇÃO DA ESTRATÉGIA PARA PROCESSAMENTO DOS DADOS .....	29
3.3.1 Processamento de sinal para detecção do passo e da passada e remoção dos outliers.....	29
3.3.2 Estimativa da variabilidade dos intervalos de tempo do passo e da passada.....	33
3.3.3 Estimativa da variabilidade dos movimentos pélvicos por meio das características extraídas dos sensores inerciais .....	34
<b>CAPÍTULO 4 .....</b>	<b>36</b>
<b>RESULTADOS .....</b>	<b>36</b>
4.1 AVALIAÇÃO DOS INTERVALOS DE TEMPO DO PASSO E DA PASSADA POR GRUPO.....	36
4.2 AVALIAÇÃO DA VARIABILIDADE DOS TEMPOS DO PASSO E DA PASSADA POR GRUPO ..	39

4.3 AVALIAÇÃO DA VARIABILIDADE DAS CARACTERÍSTICAS EXTRAÍDAS DOS MOVIMENTOS PÉLVICOS POR GRUPO .....	40
<b>DISCUSSÃO E ESTUDOS FUTUROS .....</b>	<b>43</b>
<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>46</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>47</b>
<b>ANEXO A .....</b>	<b>50</b>
<b>ANEXO B .....</b>	<b>54</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Representação dos parâmetros da marcha.....	19
Figura 2 – Representação dos movimentos pélvicos no planos horizontal e frontal.....	20
Figura 3 – Técnicas empregadas para estimativa da variabilidade. ....	24
Figura 4 - Coleta de dados e posicionamento das UMIs na pelve.....	27
Figura 5 - <i>Hardware</i> desenvolvido para a aquisição de dados, visualização e armazenamento. .....	28
Figura 6 - Sequência das etapas do processamento do sinal empregada para estimar os intervalos de tempo do passo e da passada.....	31
Figura 7 - Sinais filtrados obtidos do eixo Z dos acelerômetros.. ....	32
Figura 8 – Representação das etapas para a estimativa da variabilidade dos intervalos de tempo do passo e da passada. ....	34
Figura 9 - Histograma e Q-Q plot da reamostragem <i>bootstrap</i> para o intervalo de tempo do passo .....	37
Figura 10 - Histograma e Q-Q plot da reamostragem <i>bootstrap</i> para o intervalo de tempo da passada.....	38
Figura 11 - Avaliação comparativa dos coeficientes de variação para os grupos G1 e G2, considerando os intervalos de tempo do passo e da passada. ....	39
Figura 12 - Beanplot do coeficiente de variação para cada característica.....	41
Figura 13 - Intervalos de confiança de 95% dos coeficientes de variação das características extraídas dos movimentos pélvicos dos grupos G1 e G2. ....	42

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Parâmetros espaço-temporais mais comuns identificados na análise da marcha...	18
Quadro 2 - Descrição das características usadas nesse estudo. ....	24
Quadro 3 - Agrupamentos das variáveis para estimativa da variabilidade dos movimentos pélvicos. ....	35
Tabela 1 - Médias dos intervalos de tempo do passo e da passada para cada grupo.....	38
Tabela 2 - Resultado do teste Shapiro-Wilk para normalidade do coeficiente de variação dos grupos G1 e G2.....	39
Tabela 3 - Resultado da aplicação do teste não paramétrico- de Kruskal-Wallis para comparações pareadas entre grupos de variáveis. ....	40

# Capítulo 1

## INTRODUÇÃO

### 1.1 Motivação

A compreensão da cinemática humana é importante para várias áreas relacionadas à saúde. Mensurar o movimento humano possibilita avaliar o desempenho funcional dos membros em condições normais ou alteradas; contudo, a avaliação clínica da marcha em pacientes continua sendo um processo intuitivo e subjetivo por parte do especialista de saúde, pois métodos mais precisos ainda são pouco acessíveis.

Grande parte do conhecimento sobre a locomoção deve-se às inúmeras pesquisas realizadas em laboratórios projetados para essa finalidade (KIRTLEY, 2006), os quais demandam pessoal treinado e um amplo espaço. Seus registros são baseados em câmeras com sistemas de detecção de movimento, plataformas de força e eletromiografia. Portanto, além do alto custo, a análise fica restrita ao ambiente do laboratório e a protocolos específicos (KAVANAGH; MENZ, 2008).

Os acelerômetros sempre foram vistos como uma alternativa para analisar os movimentos humanos, porém, as dimensões, o custo ou a escolha incorreta desses dispositivos dificultavam sua aplicação. Morris (1973) descreveu o uso de acelerômetros para a análise dos movimentos na perna e sua possível aplicação na marcha.

O desenvolvimento da tecnologia MEMS (*Micro-Electral-Mechanical System*) otimizou o uso dos sensores inerciais na avaliação da marcha. Com isso, giroscópios e acelerômetros com três eixos de sensibilidade puderam ser integrados em único sistema conhecido como unidade de medida inercial (UMI) (KHOSHNOUD; DE SILVA, 2012). A redução dos custos e a produção em larga escala, tornaram esses dispositivos atraentes e disponíveis para os estudiosos da marcha.

Desde então, inúmeras pesquisas foram realizadas para análises dos movimentos utilizando sensores inerciais (SPRAGER; JURIC, 2015). Giroscópios e acelerômetros, posicionados em diferentes regiões do corpo, foram amplamente usados para determinação dos parâmetros espaço-temporais da marcha. Esses novos estudos contribuíram para melhorar nossa

compreensão sobre a marcha normal e suas variações, assim como entender as mudanças relacionadas à idade, ao ambiente ou a determinadas enfermidades.

Nesse contexto, envolvendo a diversidade dos sistemas biológicos, há várias publicações relacionadas às análises de variabilidade (BRAVI; LONGTIN; SEELY, 2011). A variabilidade da marcha foi considerada antes como algo a ser ignorado, porém novos estudos mostraram sua capacidade de quantificar as alterações relacionadas ao envelhecimento e às enfermidades do aparelho locomotor, contribuindo com informações relevantes sobre o controle motor da marcha (HAUSDORFF, J. M., 2007). Uma alteração na variabilidade não é necessariamente uma resposta negativa, visto que pode estar simplesmente relacionada com a sinergia do movimento, de maneira a efetuar a melhor resposta para um determinado comando (LATASH; ANSON, 2006).

A variabilidade da marcha, sob o controle neuromotor, está condicionada a fatores intrínsecos e extrínsecos. O envelhecimento e as enfermidades que acometem os sistemas músculoesquelético e nervoso são considerados fatores internos modificadores da marcha. O ambiente onde transcorre a marcha, o uso de dispositivos como próteses ou órteses, assim como a metodologia ou o equipamento empregado são vistos como modificadores externos da variabilidade (CHAU; YOUNG; REDEKOP, 2005).

Miki et al. (2004), observaram que a cinemática do quadril operado de indivíduos com ATQ unilateral não se igualou aos valores do lado normal com um ano de cirurgia.

Bennett et al. (2008) avaliando indivíduos com dez anos de ATQ unilateral observaram simetria da cinemática entre os lados operado e não operado. De acordo com esses autores ocorre uma adaptação do membro não afetado para ajustar-se a limitação do membro operado, ou seja, há uma redução da amplitude dos movimentos no membro normal para melhorar a eficiência da marcha. Em seu estudo, todos os indivíduos apresentaram uma redução dos movimento de flexão e extensão do quadril operado comparado com indivíduos saudáveis. O comprimento do passo e da passada também eram reduzidos devido à limitação em estender o quadril durante a fase de apoio. A abdução e adução do quadril também mostraram-se reduzidas para todos os indivíduos no lado afetado.

Há questionários específicos que auxiliam o especialista sobre a condição do paciente porém, são embasados em informações subjetivas e não fornecem informações reais sobre a estabilidade da marcha ou o risco de quedas após esse procedimento (GUIMARAES et al., 2010; MARX et al., 2006).

Essa situação específica de indivíduos com ATQ unilateral ainda é pouco explorada nas análises de variabilidade da marcha. Os movimentos da pelve guardam profunda relação com

o ciclo da marcha (INMAN; EBERHART, 1953); desse modo, supomos que o estudo da variabilidade dos movimentos pélvicos relacionados aos intervalos do passo e da passada contribuiria de forma importante para a compreensão da influência da ATQ na marcha desses indivíduos.

## 1.2 Objetivos gerais e específicos

Propor um novo método para discriminar a marcha de indivíduos saudáveis da marcha de indivíduos com ATQ unilateral usando análise da variabilidade dos movimentos pélvicos por meio de duas UMIs posicionadas na pelve. Foi nosso objetivo secundário contribuir com informações para futuros estudos sobre variabilidade da marcha em indivíduos com ATQ.

Para esses objetivos formulamos as seguintes hipóteses:

1. Os movimentos da pelve são viáveis para o estudo da variabilidade da marcha em pacientes com ATQ unilateral.
2. Há vantagens em usar duas UMIs na pelve, para a identificação dos eventos da marcha.
3. Indivíduos com ATQ unilateral apresentam maior variabilidade nos movimentos da pelve que indivíduos saudáveis.
4. Os intervalos de tempo do passo e da passada apresentam variabilidades diferentes para um grupo saudável e um grupo com ATQ unilateral.
5. É possível, por meio de análise de variabilidade, discriminar o lado normal do lado afetado em pacientes com ATQ unilateral.

Para elucidar essas hipóteses, focamos nos seguintes objetivos específicos:

- Elaborar um algoritmo para identificação automática do passo e da passada.
- Estudar a variabilidade dos intervalos do passo e da passada entre os dois grupos.
- Testar um conjunto de características extraídas das informações dos sensores inerciais para analisar a variabilidade dos movimentos da pelve.
- Comparar os resultados da variabilidade encontrada nos grupos por cálculos estatísticos.

### 1.3 Estrutura da dissertação

Os capítulos foram estruturados de maneira a cumprir uma sequência detalhada de cada etapa do processo, descrevendo os diversos conceitos necessários à abordagem do tema.

No Capítulo 2, é realizada uma breve revisão da literatura sobre os conceitos da marcha e os fatores que interferem com sua variabilidade, assim como a extração de características e os métodos para estimar sua variabilidade.

No Capítulo 3 são descritos a coleta de dados e os grupos avaliados. Apresentamos o *hardware* e detalhamos a estratégia para o processamento dos dados.

O Capítulo 4 é destinado à apresentação dos dados.

No Capítulo 5 discutimos os resultados e oferecemos propostas para estudos futuros.

Como contribuição adicional, ampliamos nosso estudo com uma nova pesquisa, com o objetivo concentrado na hipótese 5, a qual pode ser observada na secção de Anexos.

### 1.4 Publicações

QUEIROZ, C. M.; LUIZ, L. M. D.; GAMA, B.; FERREIRA, L. C. V.; NAVES, E. L. M. Análise estabilográfica pré-operatória e pós-operatória de pacientes submetidos à cirurgia de artroplastia total de quadril. In: SIMPÓSIO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA, 6., 2013, Uberlândia. **Anais...** Uberlândia: UFU, 2013.

FERREIRA, L. C. V.; ANASTÁCIO, R.; MILAGRE, S. T. Estudo comparativo de efetividade e custo das próteses de ATQ utilizando UHMWPE e cabeça femoral de metal e UHMWPE tipo cross-link e cabeça femoral de cerâmica. In: XXIV CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 24., 2014, Uberlândia. **Anais...** Uberlândia, SBEB, 2014

# Capítulo 2

## FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 A Marcha

A marcha é usualmente 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 faz análise das forças atuantes no corpo responsáveis pelo movimento.

Independentemente da abordagem utilizada na análise da marcha, há parâmetros espaço-temporais estabelecidos que devem ser de conhecimento do examinador. Isso ajuda na identificação e na interpretação dos eventos da marcha, bem como na padronização do vocabulário, evitando erros de comunicação. O Quadro 1 apresenta uma descrição dos parâmetros mais comuns, medidos ou calculados, utilizados nesse estudo.

Quadro 1 - Parâmetros espaço-temporais mais comuns identificados na análise da marcha.

<b>Terminologia</b>	<b>Descrição</b>
Passada	Sequência de dois contatos iniciais de um mesmo pé.
Passo	Sequência do contato inicial de um pé e o contato inicial do pé oposto.
Comprimento da passada	Distância entre dois contatos iniciais sucessivos de um mesmo pé.
Comprimento do passo	Distância entre dois contatos iniciais sucessivos de pés distintos.
Largura do passo	Distância lateral entre o ponto de contato inicial de um dos pés e o ponto de contato do outro pé.
Cadência	Número de passos em determinado período de tempo.

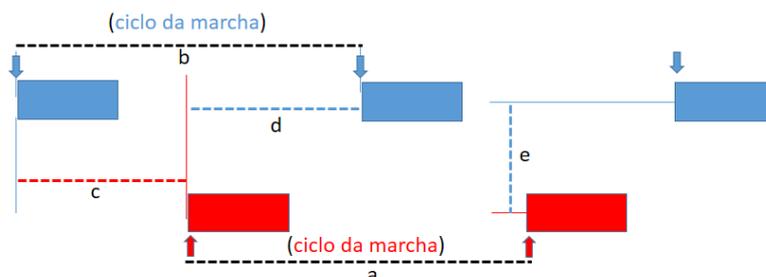
<b>Terminologia</b>	<b>Descrição</b>
Duração da passada	Tempo decorrido durante a passada. Equivale ao ciclo da marcha.
Duração do passo	Tempo decorrido durante o passo.
Velocidade da marcha	Deslocamento por unidade de tempo.

Fonte: Ferreira (2016).

A sequência de dois contatos iniciais de um mesmo pé, definida como passada, corresponde ao ciclo da marcha (Figura 1). Esse é dividido em fases de apoio e balanço. O apoio começa com o toque do calcanhar (contato inicial) e termina com a perda de contato desse pé para se instaurar a fase de balanço, a qual dura até o próximo toque do calcanhar desse mesmo lado, iniciando outro ciclo (NEUMANN, 2013).

Figura 1 – Representação dos parâmetros da marcha. Os retângulos em vermelho e azul representam os pés direito e esquerdo, respectivamente.

#### Marcha - Parâmetros espaço-temporais



↑ ou ↓ = contato inicial  
a = passada direita  
b = passada esquerda  
c = passo direito  
d = passo esquerdo  
e = largura do passo

Cadência	Número de passos, em determinado período de tempo.
Velocidade da marcha	Deslocamento por unidade de tempo. $V = \text{cadência} \times \text{comprimento do passo}$

Fonte: Ferreira (2016).

Inman e Eberhart (1953) descreveram mecanismos de otimização da marcha humana, conhecidos como determinantes da marcha. Nesse estudo relataram o movimento pélvico como

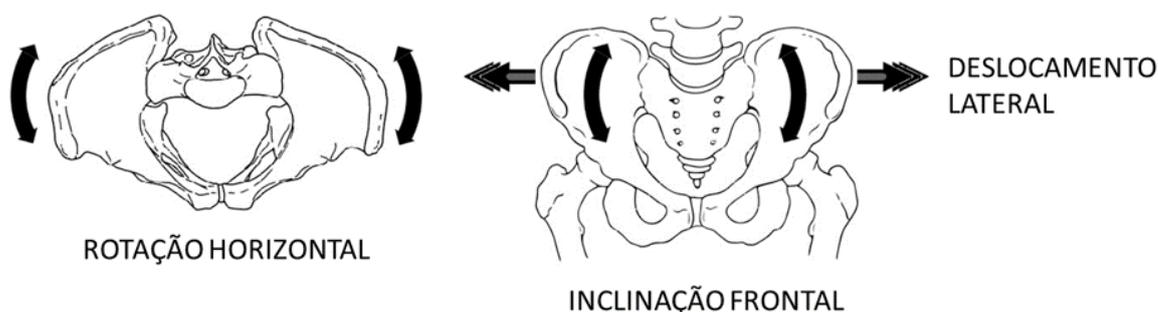
fator crucial para uma marcha normal e a necessidade de sua análise durante a locomoção. A Figura 2 apresenta os movimentos da pelve nos planos horizontal e frontal.

A pelve descreve, no plano horizontal, movimentos de rotação externa e interna durante as fases de apoio e balanço, respectivamente. Sendo a pelve uma estrutura rígida, o movimento ocorre alternadamente a cada lado. Esse movimento rotacional implica menores movimentos de flexão e extensão do quadril, bem como menor oscilação vertical do centro de gravidade.

O movimento de inclinação pélvica no plano frontal também contribui para a menor oscilação vertical do centro de gravidade, à medida que ocorre a queda da pelve ao lado do membro em balanço, opondo-se à elevação ocasionada pelo membro contralateral durante o apoio médio.

Ainda em relação à pelve é descrita sua translação látero-lateral durante a marcha, que desloca o centro de gravidade nessa direção. Em cada passo, a pelve é desviada lateralmente sobre o membro de apoio. A pelve desloca-se lateralmente de um lado para o outro, aproximadamente de 4 a 5 cm em cada passo. Esse deslocamento é maior, se durante a marcha a largura do passo estiver aumentada.

Figura 2 – Representação dos movimentos pélvicos no planos horizontal e frontal.



Fonte: Ferreira (2016).

## 2.2 Variabilidade na marcha humana

A marcha humana depende da integração do córtex motor, cerebelo e gânglios da base com os impulsos de receptores proprioceptivos, visuais, auditivos e vestibulares. As variações naturais da marcha e os movimentos coordenados dos membros dependem desse mecanismo de controle. Essa divisão do controle neural em vários níveis produz uma marcha estável com

um padrão altamente constante dos movimentos e da atividade muscular (HAUSDORFF, J. M. et al., 1995).

Estudos recentes sugerem que a análise da variabilidade da passada pode fornecer uma medida mais discriminativa do comportamento da marcha em relação às medições espaço-temporais, como a velocidade média ou a duração do passo. A variabilidade observada na passada está relacionada ao controle neural da marcha com demonstrada sensibilidade ao envelhecimento e às enfermidades (LORD et al., 2011).

A análise de variabilidade possui aplicações em diferentes campos das ciências e pode ser definida como a avaliação das mudanças que ocorrem nos padrões identificados numa série de dados coletados, em um intervalo de tempo de forma contínua ou semi-contínua (BRAVI; LONGTIN; SEELY, 2011; SEELY; MACKLEM, 2004). De acordo com Chau et al. (2005), a variabilidade da marcha poder ser dividida em interna e externa conforme sua relação com os fatores modificadores.

As variações naturais, as condições patológicas e a idade são fatores intrínsecos que afetam a variabilidade interna da marcha. Como mencionado acima, as variações naturais dependem do controle neuromotor, sendo observadas quando uma medida é repetida várias vezes. As condições patológicas dos sistemas musculoesquelético e nervoso também são agentes modificadores da variabilidade, pois interferem com a natureza dos movimentos (CHAU; YOUNG; REDEKOP, 2005). Os idosos exibem um aumento da variabilidade, acompanhado por mudanças nos parâmetros da marcha, caracterizados por diminuições na velocidade e no comprimento da passada, assim como aumento da fase de apoio, embora, a cadência permanecesse inalterada. Entre três e quatorze anos de idade é observado, uma redução na variabilidade para a duração da passada, demonstrada pelo coeficiente de variação que reduz de 6% para 2% (KIRTLEY, 2006).

A variabilidade externa está relacionada com as variações do ambiente onde os dados foram coletados (tipo de superfície utilizada, inclinação do terreno, luminosidade, uso de esteira motorizada), com os equipamentos utilizados para a coleta (sistema de captura de imagens, sensores inerciais) e com a presença de dispositivos de auxílio à marcha (bengala, muletas, órteses e próteses.). Os erros relacionados ao experimento, como por exemplo, o posicionamento inadequado dos marcadores, também são considerados modificadores da variabilidade externa (CHAU; YOUNG; REDEKOP, 2005).

A esteira motorizada, de particular interesse nesse estudo, pode ser capaz de alterar os parâmetros espaço-temporais e atuar como um agente externo modificador da variabilidade. Considerando a mesma velocidade, a marcha na esteira apresenta menor variabilidade na

duração da passada, maior cadência, menor comprimento da passada e menor fase de apoio (HOLLMAN et al., 2016).

### 2.3 Métodos para estimativa da variabilidade

A maioria dos estudos da marcha que utilizam sensores inerciais tem como estratégia a aquisição de dados para as variáveis espaço-temporais (SPRAGER; JURIC, 2015). Embora as informações espaço-temporais sejam úteis, elas não representam o padrão de marcha do indivíduo em sua totalidade. É possível dois indivíduos apresentarem as mesmas características espaço-temporais e suas características cinemáticas serem diferentes. O coeficiente de variação é uma alternativa para complementar os estudos envolvendo os parâmetros espaço-temporais.

Várias análises de variabilidade da marcha foram realizadas utilizando o comprimento da passada (BRACH et al., 2005), a largura do passo (BRACH et al., 2008), a velocidade e os duração das fases de apoio e balanço (HAUSDORFF, J. et al., 2003). Outros estudos concentraram-se na variabilidade da aceleração da pelve, tronco ou cabeça (MOE-NILSSEN; HELBOSTAD, 2004). O coeficiente de variação é uma medida de dispersão que descreve a quantidade de variabilidade relativa à média. Como o coeficiente de variação não possui unidades, ele pode ser usado no lugar do desvio padrão para comparar a dispersão dos dados em conjuntos com unidades ou médias diferentes.

As medidas lineares (desvio padrão, variância) podem ser usadas para descrever a dispersão numa série temporal de dados, mas a complexidade da variabilidade desses dados, ao longo do tempo, pode ser um melhor preditor da enfermidade.

Uma classificação das técnicas de análise da variabilidade pode ser feita usando os domínios de aplicação da variabilidade, isto é, o tempo, a frequência, a entropia e a escala invariante (SEELY; MACKLEM, 2004).

Em outra classificação mais detalhada, as técnicas usadas para análise da variabilidade podem ser: a) estatísticas, com traços associados às propriedades estatísticas de uma distribuição, na qual os dados provêm de um processo estocástico; b) geométricas para descrição das propriedades relacionadas à forma dos conjuntos dos dados num certo espaço; c) informacionais, com a descrição das irregularidades ou complexidades quanto à ordem dos elementos numa série temporal; d) invariantes, com a descrição das propriedades do sistema que demonstrem fractais, que não mudam no tempo, nem no espaço, onde um fractal é um objeto geométrico que pode ser dividido em partes, semelhantes ao objeto original. Diz-se que os fractais têm infinitos detalhes, são geralmente auto-similares e independem de escala. Em

muitos casos, um fractal pode ser gerado por um padrão repetido, tipicamente um processo recorrente ou interativo (BRAVI; LONGTIN; SEELY, 2011).

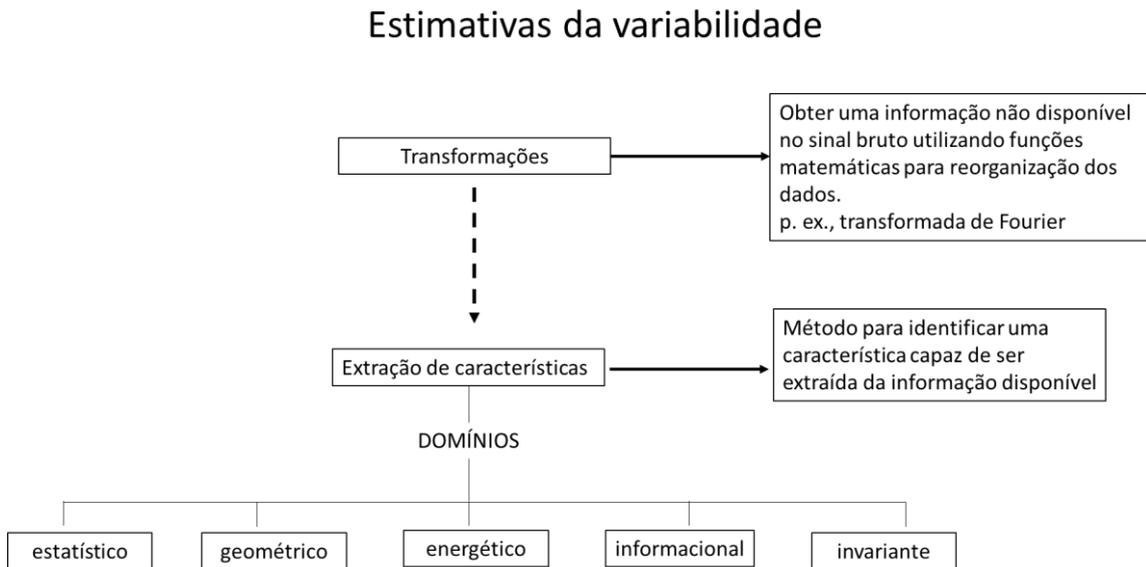
#### 2.4 Extração de características

Extração de características é a técnica para transformar os dados de entrada em um conjunto de características, capaz de representar, com informações relevantes, os dados iniciais (não processados). Uma vez que a parte relevante do sinal foi extraído, a análise detalhada pode ser realizada, as hipóteses podem ser levantadas e outras aplicações podem ser consideradas pelo usuário final (BEGG; LAI; PALANISWAMI, 2007).

Em relação à marcha, a identificação automática de eventos, como o passo e a passada, permite que se extraiam características dos sinais relacionados ao movimento estudado em cada intervalo do evento, permitindo estudar a variação desses padrões, no domínio do tempo.

Duas técnicas comumente empregadas na análise de variabilidade, com objetivo de detectar certas propriedade de interesse, são as transformações e a extração de características. As transformações são aplicadas aos sinais para se obter uma informação não disponível no sinal bruto, ou seja, é feita uma reorganização dos dados para a extração de recursos adicionais. A extração de características são usadas para detectar um segmento específico de informação que pode ser obtido dos dados disponíveis (Figura 3). Entretanto a extração de características não é independente das transformações, ou seja, em muitos casos, é necessária uma transformação, antes de se extraírem as características para tornar acessível as informações que antes estavam ocultas (BRAVI; LONGTIN; SEELY, 2011).

Figura 3 – Técnicas empregadas para estimativa da variabilidade.



Fonte: Ferreira (2016).

Nesse estudo usamos técnicas de extração de características, sem a aplicação das técnicas de transformação. Adotamos as técnicas de análise de variabilidade estatísticas no domínio temporal. O Quadro 2 apresenta seis características extraídas relacionadas à amplitude do sinal (*PEAK*, *MAV*, *MAVFD*, *MAVSD*, *MAVFDN*, *MAVSDN*) e duas referentes à dispersão dos dados (*STD*, *RANGE*) do sinal utilizadas nesse estudo.

Quadro 2 - Descrição das características usadas nesse estudo. O código Matlab correspondente também está representado.

Característica	Descrição	Código Matlab
<i>MAV</i>	Estima o valor absoluto médio de um vetor	<pre>function [m] = bsp_mav(x) m = sum(abs(x))/length(x); end</pre>
<i>PEAK</i>	Estima o valor máximo de um vetor	<pre>function [maximum,indexmax] = bsp_peak(x) maximum = max(x); for i=1:length(x) if maximum == x(i) indexmax = i; end end end</pre>
<i>MAVSDN</i>	Estima a média do valor absoluto da segunda diferença do sinal normalizado	<pre>function [y] = bsp_mavsdn(x) N = length(x); acumulador = 0; xnorm = (x - mean(x))/std(x); for i = 1:1:N-2 acumulador = acumulador + abs(xnorm(i+2) - xnorm(i)); end y = (1/(N-2))*acumulador; end</pre>

Característica	Descrição	Código Matlab
<i>MAVSD</i>	Estima a média do valor absoluto da segunda diferença	<pre>function [y] = bsp_mavsd(x) N = length(x); acumulador = 0; for i = 1:1:N-2     acumulador = acumulador + abs(x(i+2) - x(i)); end y = (1/(N-2))*acumulador; end</pre>
<i>MAVFD</i>	Estima a média do valor absoluto da primeira diferença	<pre>function [y] = bsp_mavfd(x) N = length(x); acumulador = 0; for i = 1:1:N-1     acumulador = acumulador + abs(x(i+1) - x(i)); end y = (1/(N-1))*acumulador; end</pre>
<i>MAVFDN</i>	Estima a média do valor absoluto da primeira diferença do sinal normalizado	<pre>function [y] = bsp_mavfdn(x) N = length(x); acumulador = 0; xnorm = zeros(1,N); u = sum(x)/N; for i = 1:1:N     acumulador = acumulador + (x(i) - u)^2; end sigma = (1/(N-1))*acumulador; for i = 1:1:N     xnorm(i) = (x(i) - u)/sigma; end acumulador = 0; for i = 1:1:N-1     acumulador = acumulador + abs(xnorm(i+1) - xnorm(i)); end y = (1/(N-1))*acumulador; end</pre>
<i>STD</i>	Desvio padrão	<pre>function std = bsp_std(signal) var = sum((signal - mean(signal)).^2)/(length(signal)-1); std = sqrt(var); end</pre>
<i>RANGE</i>	Estima a diferença entre o valor máximo e o mínimo observados	<pre>function r = bsp_range(signal) signal = sort(signal); r = signal(length(signal)) - signal(1); end</pre>

Fonte: Ferreira (2016).

# Capítulo 3

## MÉTODOS

### 3.1 Definição dos grupos de pesquisa

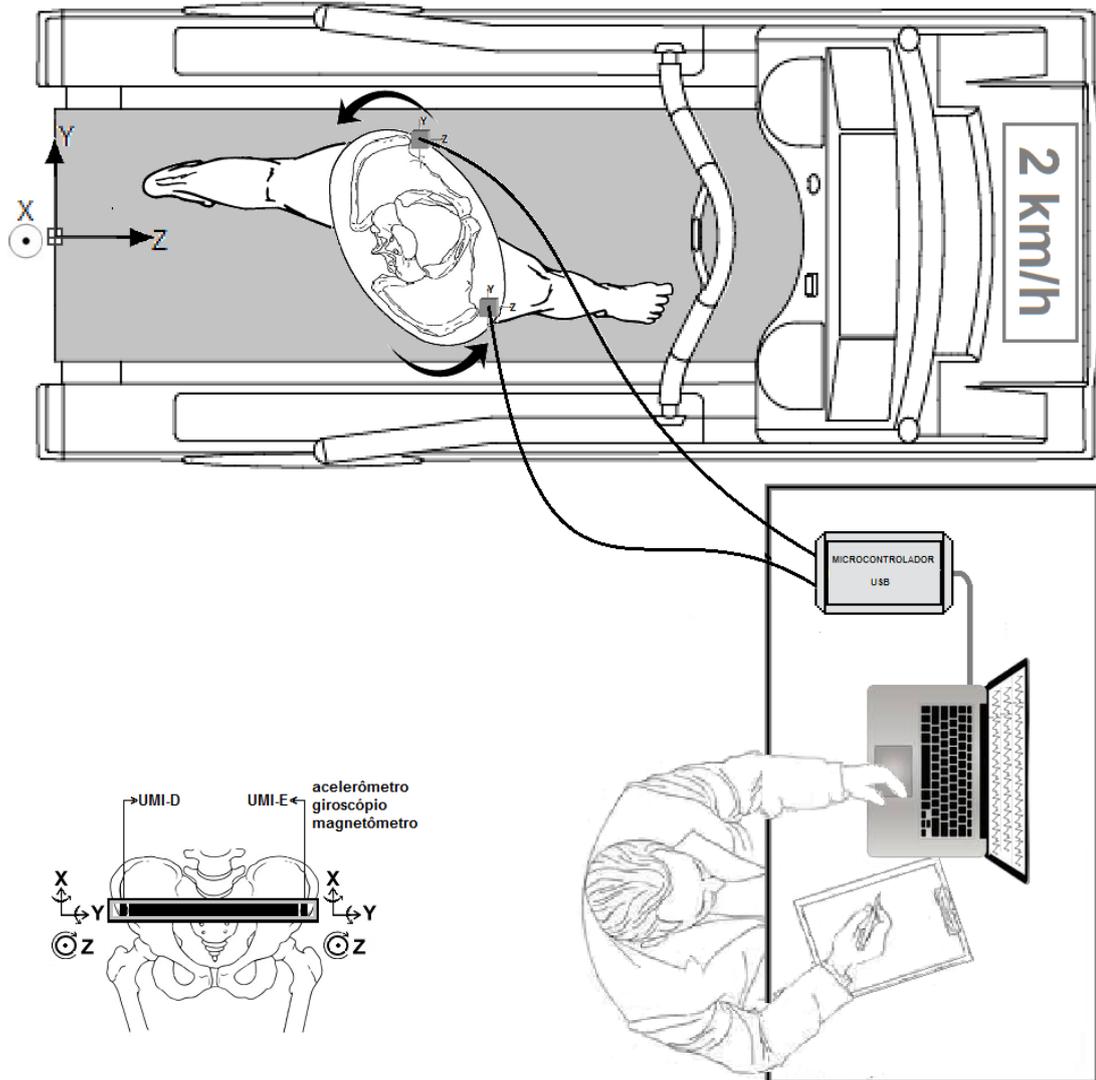
Este estudo foi conduzido na Universidade Federal de Uberlândia (UFU) e teve sua aprovação pelo comitê de ética local (CAAE: 49801115.4.0000.5152 – Anexo B). Os voluntários foram divididos em 02 grupos, conforme sua condição clínica. O primeiro grupo (G1) foi composto por 10 indivíduos saudáveis ( $30.7 \pm 6.75$  anos) da comunidade local. O segundo grupo (G2) foi integrado por 24 pacientes ( $65 \pm 8.5$  anos) do Hospital de Clínicas da UFU, submetidos a artroplastia total do quadril devido à coxartrose unilateral, entre janeiro de 2013 a janeiro de 2015 com um período pós-operatório médio de 21,75 meses. Foi excluído da pesquisa todo indivíduo de G2 que apresentara acometimento articular em outra região dos membros inferiores. Desse modo, a disponibilidade de pacientes no Hospital de Clínicas da UFU determinou o número de indivíduos de G2. Os participantes receberam uma explicação detalhada do experimento e assinaram o consentimento para participação no estudo. Nenhum dos participantes de G1 podia apresentar história de doença neurológica ou musculoesquelética, ou qualquer condição dolorosa que pudesse afetar a marcha. Desse grupo foi possível obter informações da variabilidade de uma marcha normal sem influências de enfermidades ou alterações relacionadas ao envelhecimento.

O lado afetado dos participantes de G2 foi identificado e registrado durante a entrevista. Dezoito indivíduos tiveram o lado direito afetado e apenas seis tiveram o lado esquerdo envolvido.

Na abordagem proposta, todos os participantes caminharam em uma esteira motorizada a uma velocidade constante de 2 km/h utilizando um cinturão customizado contendo duas UMIs posicionadas sobre as espinhas ilíacas ântero superiores (EIASs). Para isso o cinturão projetado foi revestido com velcro de modo que as posições das UMIs pudessem ser ajustadas às dimensões pélvicas do indivíduo avaliado. A UMI à esquerda foi identificada com UMI-E e a UMI à direita como UMI-D. Os eixos X, Y e Z das UMIs foram orientados nas direções vertical, médio-lateral e anteroposterior respectivamente. Os sinais gerados nas UMIs, durante a

caminhada foram gravados por um minuto. A Figura 4 ilustra o procedimento de coleta dos dados e o posicionamento dos sensores.

Figura 4 - Coleta de dados e posicionamento das UMIs na pele. O movimento de rotação da pelve no plano transverso e a direção dos eixos X, Y e Z dos sensores também são mostrados.



Fonte: Ferreira (2016).

### 3.2 Descrição do *Hardware*

#### 3.2.1 Arquitetura e organização do *hardware* customizado para coleta dos dados.

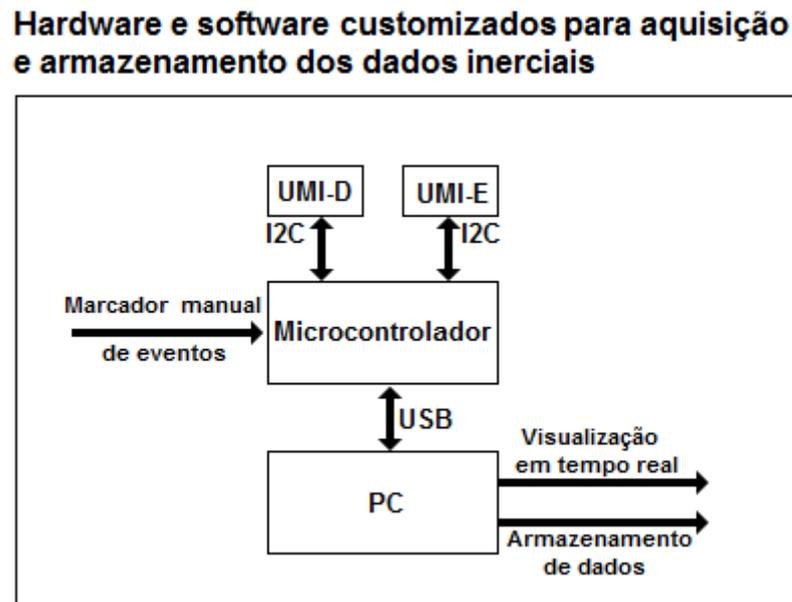
Todo o sistema utilizado para a detecção e gravação dos movimentos da pele foi desenvolvido por pesquisadores do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia (INPI BR 10 2014 023282 6).

Esse sistema de análise da marcha é composto por três unidades principais: (i) *hardware* e *software* customizados para a detecção dos movimentos, visualização e armazenamento dos dados; (ii) ferramenta para detectar automaticamente os intervalos do passo e da passada e remover os *outliers*; (iii) método de extração das características, organização e armazenamento dos dados em uma planilha.

### 3.2.2 *Hardware* e software para detecção de movimentos

A arquitetura geral do *hardware* e software para a aquisição dos dados é mostrado na Figura 5.

Figura 5 - *Hardware* desenvolvido para a aquisição de dados, visualização e armazenamento.



Fonte: Ferreira (2016)

O sistema é composto por duas UMIs. Essas unidades são baseadas em sensores microeletromecânicos (MEMS) L3G4200D (giroscópio com saída digital tri-axial, ST Microelectronics) e LSM303DLM (acelerômetro e magnetômetro com saída digital tri-axial, ST Microelectronics). As UMIs possibilitam a comunicação entre os sensores e o microcontrolador por meio do protocolo I2C especificado pela Philips Semiconductors

(atualmente NXP Semiconductors). A sensibilidade dos sensores podem ser configuradas isoladamente, mediante o protocolo de comunicação I2C:

- Giroscópio:  $\pm 245$ ,  $\pm 500$ , ou  $\pm 2000^\circ/\text{s}$ ;
- Acelerômetro:  $\pm 2$ ,  $\pm 4$ ,  $\pm 6$ ,  $\pm 8$ , ou  $\pm 16$  g;
- Magnetômetro:  $\pm 2$ ,  $\pm 4$ ,  $\pm 8$ , ou  $\pm 12$  Gauss.

Os dados provenientes dos sensores foram digitalizados por um conversor analógico-digital de 16 bits.

O microcontrolador (Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3 CPU) é responsável tanto pela configuração das UMIs como pela leitura e transmissão das informações desses sensores ao PC (Personal Computer), por meio de uma porta de comunicação (USB). Um dos temporizadores do microcontrolador foi configurado para que os dados dos sensores pudessem ser amostrados a uma frequência de 50 Hz. Todas as informações dos eixos X, Y e Z de cada sensor e os pulsos do marcador manual são transmitidos ao PC a 115.200 bits/s.

UMIs podem ser posicionadas em qualquer região de interesse para a análise dos movimentos. Apesar de a pelve ser considerada um bloco e a maioria dos estudos usarem apenas um acelerômetro fixado na região posterior e inferior do tronco, optamos por usar duas UMIs, posicionadas sobre as EIAs em ambos os lados da pelve, conforme visto na Figura 4. Dessa maneira, o sistema é capaz de executar as etapas de processamento do sinal para a detecção dos intervalos do passo e da passada, além de extrair as características da informação presente na série temporal. O uso de duas UMIs favoreceu a identificação do contato inicial e a discriminação dos lados direito e esquerdo, por gerar sinais opostos no eixo Z. Além disso, conseguimos monitorar e gravar as informações de ambos os lados simultaneamente, ampliando a contagem de variáveis na análise da variabilidade.

### 3.3 Descrição da estratégia para processamento dos dados

#### 3.3.1 Processamento de sinal para detecção do passo e da passada e remoção dos *outliers*

Há várias alternativas para a detecção do passo e da passada utilizando sensores inerciais. O primeiro obstáculo que encontramos foi considerar qual sensor (acelerômetro, giroscópio ou magnetômetro) e qual eixo forneceriam as melhores informações para a identificação do contato inicial dos lados direito e esquerdo.

Pode ser observado na Figura 4 que a pelve descreve um movimento rotacional no plano horizontal durante a marcha, rodando externamente durante a fase de apoio e internamente na fase de balanço. Dessa maneira ocorre uma translação posterior da EIAS na fase de apoio, alternada com uma translação anterior na fase de balanço, observadas no plano sagital.

Observamos que os acelerômetros das UMI-D e UMI-E geravam sinais em oposição de fase no eixo anteroposterior, cujos valores mínimos coincidiam com o instante do contato inicial (toque do calcanhar) do lado correspondente. Assim, seria possível identificar cada lado sem a necessidade de avaliar o sinal em outros eixos.

Diante dessas observações optamos pelo sinal do eixo Z (direção anteroposterior) do acelerômetro para a identificação do passo e da passada.

Os sinais provenientes do eixo Z do acelerômetro foram filtrados por um filtro Butterworth passa-banda de ordem 20 e fase-zero, para frequências de 0,01 Hz a 5 Hz. A tendência linear do sinal foi removida por subtração de sua média e a tendência não linear foi removida por subtração por um polinômio de alta ordem (ordem =20). Esse procedimento assegurou que o sinal resultante oscilasse uniformemente em torno de uma referência estabelecida, facilitando a detecção dos vales relacionados ao início e fim dos intervalos da passada.

Os valores mínimos (vales) do eixo Z do acelerômetro representam o contato inicial do ciclo da marcha, portanto a duração da passada coincide com o valor mínimo de um lado até o próximo valor mínimo para o mesmo lado. Por outra perspectiva, podemos afirmar que a passada consiste de dois passos, ou seja, inicia-se com o passo de um membro e termina com o passo do outro membro. Assim, podemos dizer que, para passadas consecutivas, o fim de uma passada corresponde ao início da próxima passada do mesmo lado. O ciclo da marcha é, portanto, o intervalo ou a sequência de movimentos ocorrendo entre dois contatos iniciais do mesmo pé, ou seja, a passada.

Todos os vales foram detectados, e o conjunto desses valores mínimos encontrados foram agrupados por meio do algoritmo de agrupamento *Fuzzy C-means*. O propósito dessa fase foi discriminar os vales relevantes (relacionados ao contato inicial) de outros valores mínimos que estivessem relacionados a outros eventos biomecânicos. Os vales vizinhos com distância temporal inferior a 200 ms foram fundidos.

A próxima etapa, após estimar os intervalos do passo e da passada para cada membro, foi realizar a remoção dos *outliers*. Para isso os quartis de 0,25 e 0,75 (respectivamente,  $S_{0,25}$  e  $S_{0,75}$ ) foram estimados, e os limites superior e inferior foram fixados como em (1) e (2).

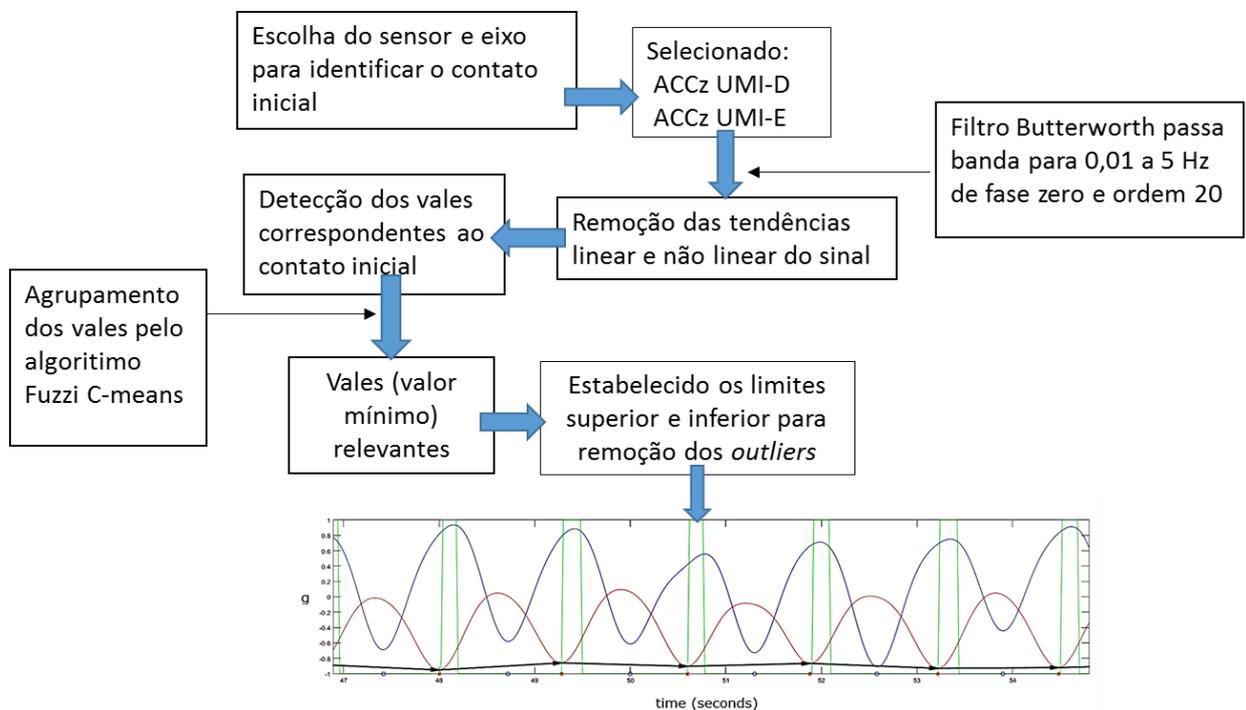
$$S_{Lower} = S_{0.25} - w(S_{0.75} - S_{0.25}) \quad (1)$$

$$S_{Upper} = S_{0.75} + w(S_{0.75} - S_{0.25}) \quad (2)$$

Onde,  $w$  foi fixado para 1,5.

A Figura 6 resume a seqüência das etapas do processamento do sinal empregadas para se estimarem os intervalos do passo e da passada.

Figura 6 - Sequência das etapas do processamento do sinal empregada para estimar os intervalos de tempo do passo e da passada.



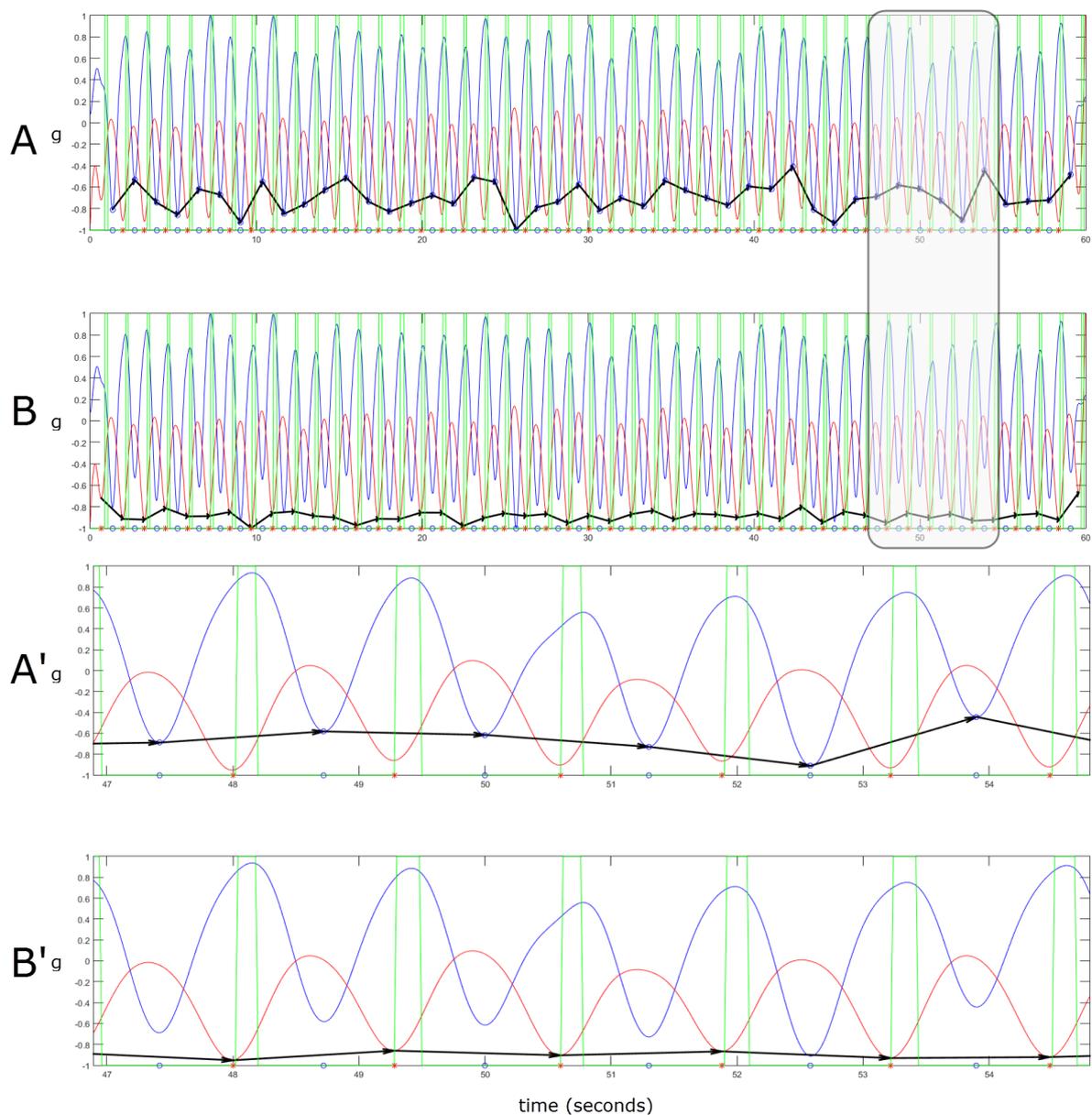
Fonte: Ferreira (2016).

A Figura 7 exemplifica o modo de detecção dos intervalos de tempo do passo e da passada para ambos os membros. Os eventos do contato inicial para os pés direito e esquerdo estão indicados no eixo horizontal por “\*” e “o”, respectivamente. O comprimento das setas corresponde ao intervalo de tempo da passada. A diferença temporal entre “o” e “\*” corresponde ao intervalo de tempo do passo.

As linhas verticais em verde são pulsos gerados pelo marcador manual para indicar o toque do calcanhar durante a marcha. Esses pulsos foram marcações manuais realizadas pelo investigador, enquanto observava o indivíduo caminhando na esteira.

Uma imagem ampliada da informação da área realçada nos gráficos A e B é apresentada nos gráficos A' e B'. O sinal processado mostrado na Figura 7 são do componente Z dos acelerômetros das UMIs. Os gráficos A e B, mostram a identificação da passada dos membros esquerdo e direito, respectivamente.

Figura 7 - (A) Sinais filtrados obtidos do eixo Z dos acelerômetros. A linha azul representa o sinal do acelerômetro posicionado a esquerda. O lado direito está representado pela linha vermelha. A linha negra composta por setas, é o intervalo de tempo estimado da passada para o lado esquerdo (conecta os vales em azul). O contato inicial está marcado com "o" para o lado esquerdo e "\*" para o lado direito. (B) Mostra o intervalo de tempo da passada para o lado direito. (A') Exibe a imagem ampliada da região destacada em A. (B') Exibe a imagem ampliada da região destacada em B. As linhas verticais verdes são pulsos do marcador manual realizados pelo investigador enquanto o indivíduos caminhava na esteira.



Fonte: Ferreira (2016).

### 3.3.2 Estimativa da variabilidade dos intervalos de tempo do passo e da passada

Nesse estudo, quatro variáveis randômicas, relacionadas aos intervalos do passo e da passada (Figura 8), foram definidas para cada grupo (G1 e G2), sendo  $V=(V1, \dots, V4)$  o vetor aleatório que representa o conjunto dessas variáveis de G1 e,  $W=(W1, \dots, W4)$  o vetor aleatório para G2. Os possíveis valores de V1 e W1 são amostras do intervalo do passo direito, V2 e W2 são amostras do passo esquerdo, V3 e W3 são amostras da passada direita, e V4 e W4 são amostras da passada esquerda.

A partir do coeficiente de variação ( $C_V$ ) (3) e do erro padrão ( $\sigma$ ) calculados para cada variável de cada indivíduo do grupo, estimamos o coeficiente de variação médio do grupo para cada variável ( $\overline{C_V}$ ) e o seu respectivo erro padrão ( $\overline{\sigma_{C_V}}$ ) utilizando a técnica de *bootstrap* com 1000 reamostragens.

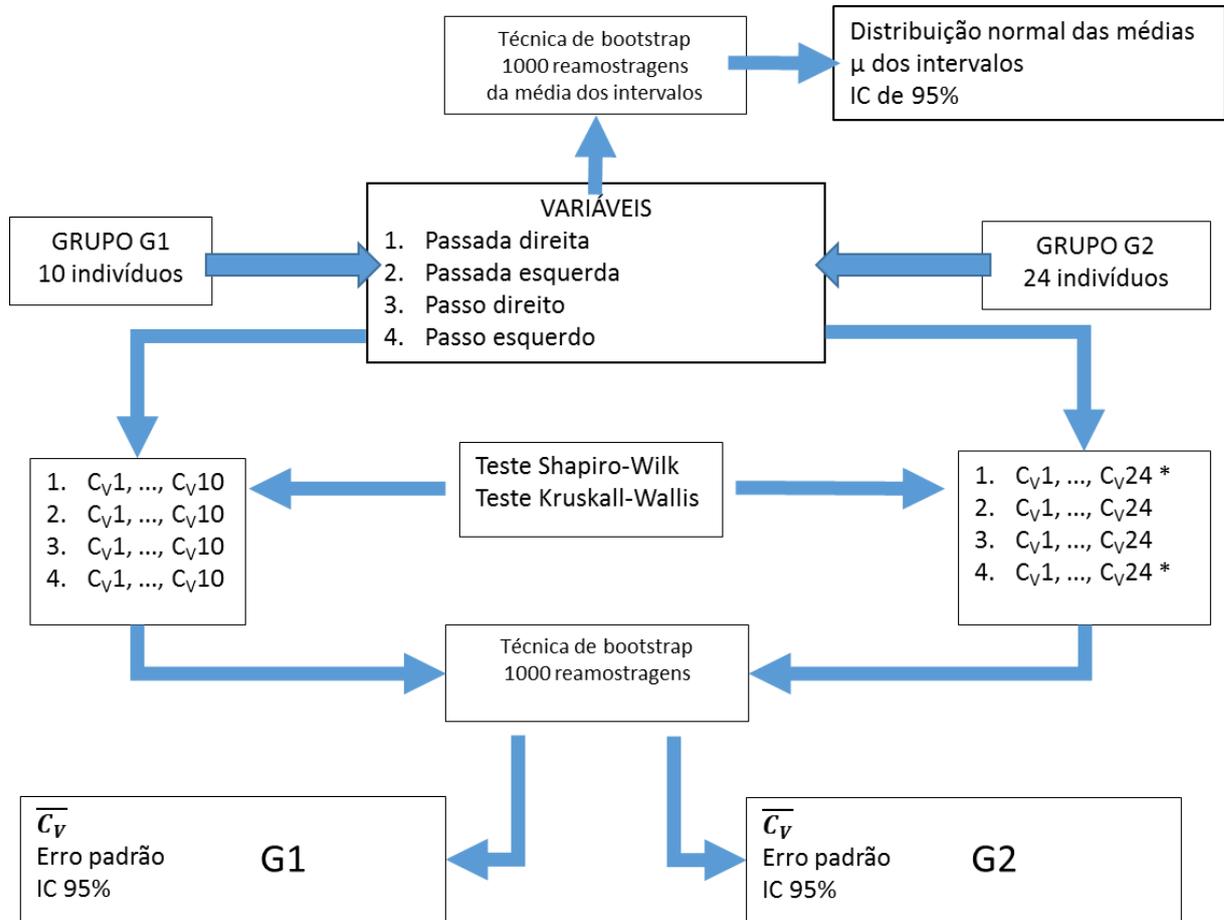
$$C_V = \frac{\sigma}{\mu} \quad (3)$$

$\sigma$  é o desvio padrão e  $\mu$  é a média para as amostras de um indivíduo do grupo. Como o  $C_V$  foi estimado para cada indivíduo, ele independe da altura do indivíduo ou do comprimento dos membros inferiores.

A normalidade de cada variável randômica foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk com um nível de significância de 0,05 ( $p > 0,05$ ).

O teste de Kruskal-Wallis foi aplicado ( $p < 0,05$ ) para verificar se as distribuições das variáveis randômicas eram idênticas, supondo não seguirem uma distribuição normal para a situação de uma análise no grupo ou entre os grupos. A análise estatística foi executada no ambiente do software R para cálculos estatísticos.

Figura 8 – Representação das etapas para a estimativa da variabilidade dos intervalos de tempo do passo e da passada.



Fonte: Ferreira (2016).

### 3.3.3 Estimativa da variabilidade dos movimentos pélvicos por meio das características extraídas dos sensores inerciais

Para cada UMI definimos o conjunto “S” de variáveis.

$S: \{gyroR, gyroX, gyroY, gyroZ, angR, angX, angY, angZ, accR, accX, accY, accZ, velR, velX, velY, velZ, magR, magX, magY, magZ\}$ .

No conjunto “S”, X, Y e Z são as componentes do sinal, conforme descrito na Figura 4. As variáveis *ang* e *vel* são respectivamente as integrais das variáveis *gyro* e *acc*. As variáveis *gyro*, *acc* e *mag* são medidas do giroscópio, acelerômetro e magnetômetro, respectivamente. O método de integração numérica trapezoidal acumulativa, disponível no Matlab, foi usado para a integração.

Os sinais foram filtrados usando um filtro Butterworth passa-banda de fase-zero, para frequências de 0,01 Hz a 5 Hz e ordem 20. A tendência linear do sinal foi removida por subtração de sua média e a tendência não linear foi removida por subtração do sinal por um polinômio de alta ordem (ordem =20).

As variáveis estimadas foram organizadas em uma tabela, e depois armazenadas numa planilha Excel para análise no ambiente estatístico R. Cada variável foi representada em uma coluna e resumida como se segue:

- *ID Sujeito*: {1, 2, ..., 34}
- *G*: {G1, G2}
- *E*: {Passo direito, Passo esquerdo, Passada direita, Passada esquerda}
- *S*: {gyroR, gyroX, gyroY, gyroZ, angR, angX, angY, angZ, accR, accX, accY, accZ, velR, velX, velY, velZ, magR, magX, magY, magZ}
- *T<sub>o</sub>*: o instante em segundos quando o evento E tem início
- *T<sub>f</sub>*: o instante em segundos quando o evento E termina
- *T*:  $T_f - T_o$ , a duração do evento E
- *F* = {MAV, PEAK, MAVSDN, MAVSD, MAVFD, MAVFDN, STD, RANGE}

Cada variável de *S* teve estimada as características de *F* para cada evento de *E*. A análise dos dados concentrou-se no estudo da variabilidade de cada característica em *F*, para cada evento em *E*, de cada sinal em *S*, para cada grupo em *G*. As características do conjunto *F* podem fornecer medidas da amplitude (MAV, PEAK, MAVSDN, MAVSD, MAVFD, MAVFDN) ou da variação (STD, RANGE) do sinal (Quadro 3).

Quadro 3 – Agrupamentos das variáveis para estimativa da variabilidade dos movimentos pélvicos.

G	Grupo G1				Grupo G2																
E	Passo D		Passo E		Passada D		Passada E														
S	gyroR	gyroX	gyroY	gyroZ	angR	angX	angY	angZ	accR	accX	accY	accZ	velR	velX	velY	velZ	magR	magX	magY	magZ	
F	PICO	MAV	MAVFD	MAVFDN	MAVSD	MAVSDN	STD	RANGE													

Fonte: Ferreira (2016)

# Capítulo 4

## RESULTADOS

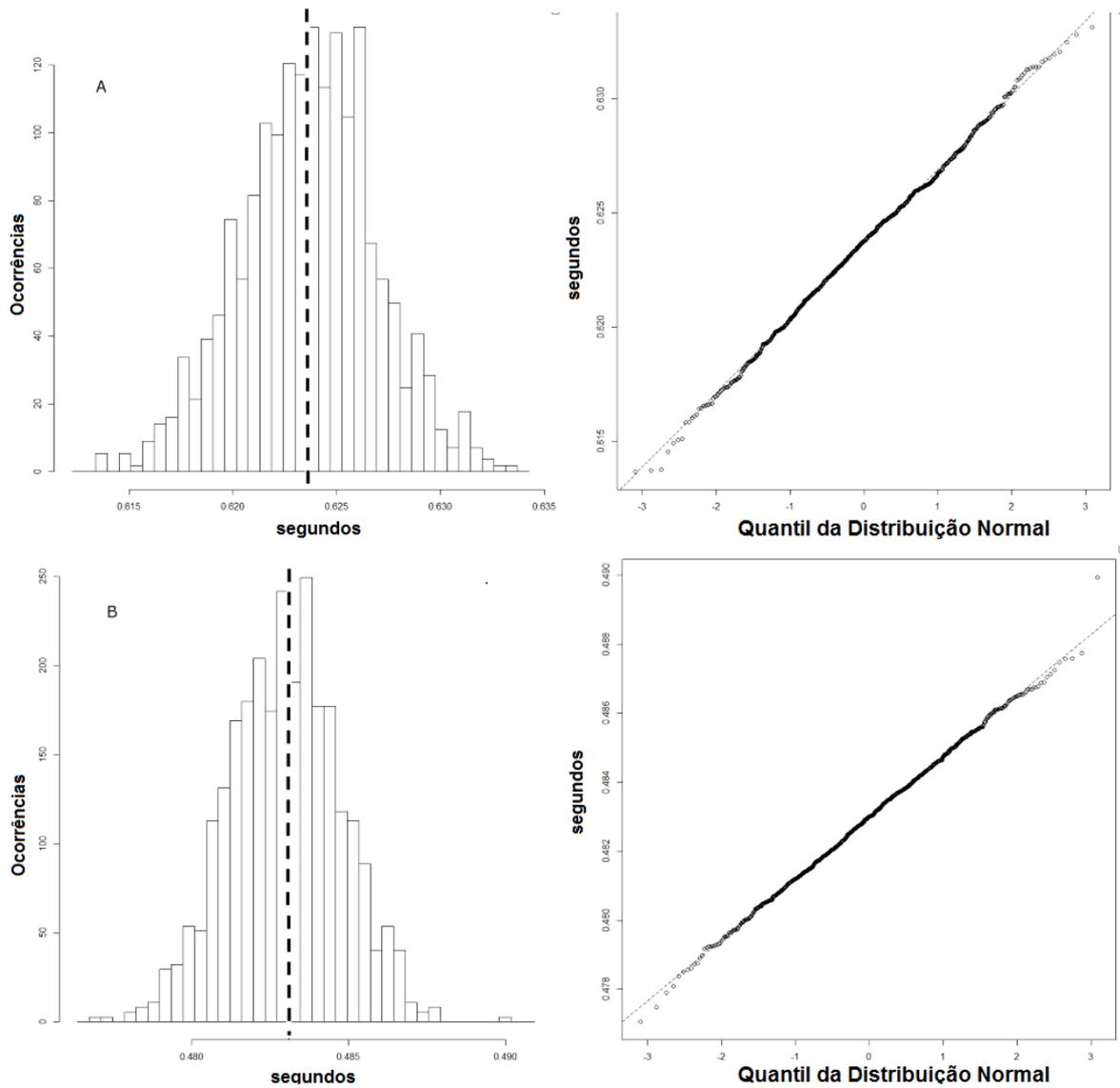
### 4.1 Avaliação dos intervalos de tempo do passo e da passada por grupo

O principal argumento em avaliar os intervalos do passo e da passada para cada grupo foi verificar se os valores dessas variáveis estavam em acordo com aqueles encontrados na literatura, sustentando a efetividade do método de detecção do passo e da passada usado nesse estudo. Foram também investigadas, neste contexto, possíveis diferenças entre os grupos; contudo é importante lembrar que essas variáveis são influenciadas por fatores como altura, comprimento do membros e velocidade da marcha.

O histograma com a técnica *bootstrap* das médias dos intervalos de tempo do passo e da passada para os grupos G1 e G2 estão respectivamente apresentados na Figura 9 e na Figura 10. O Q-Q plot apresentado para cada variável sugere que a distribuição é normal, sendo confirmado com o teste de normalidade de Shapiro-Wilk ( $p > 0,05$ ). Os resultados da aplicação do teste são: (passo – G1)  $W = 0,999$ ,  $p = 0,553$ ; (passada – G1)  $W = 0,999$ ,  $p = 0,731$ ; (passo – G2)  $W = 0,998$ ,  $p = 0,168$ ; (passada – G2)  $W = 0,999$ ,  $p = 0,717$ . O teste de Kruskal-Wallis sugeriu que os intervalos do passo e da passada entre os grupos são diferentes (qui-quadrado = 1499,3,  $df = 1$ ,  $p < 2,2e-16$ ).

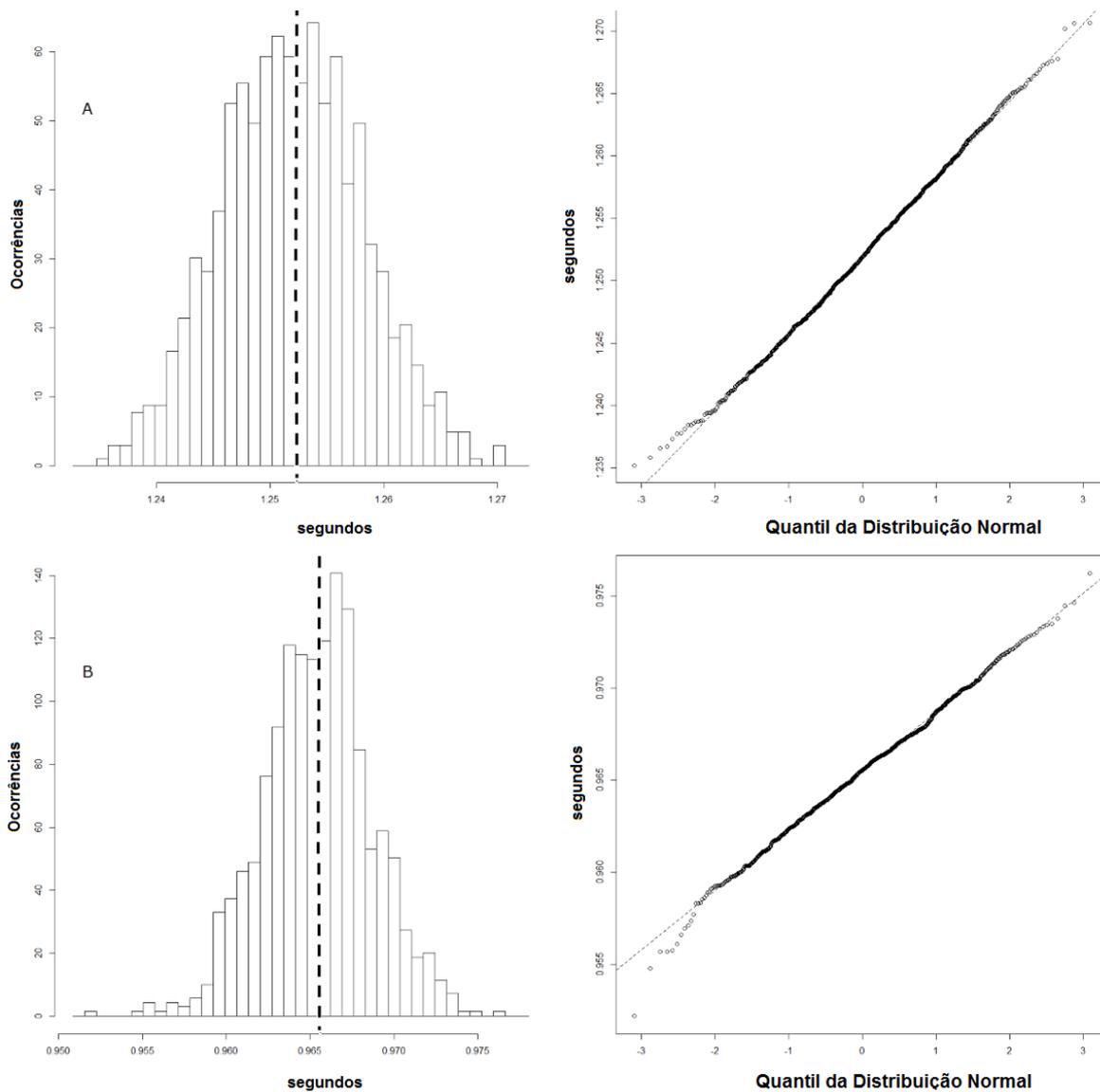
A média dos intervalos do passo e da passada e o intervalo de confiança de 95%, estão apresentados na Tabela 1. Os resultados para G1 são típicos para os intervalos do passo e da passada encontrados em estudos para indivíduos saudáveis (TANAWONGSUWAN; BOBICK, 2003). Não conseguimos encontrar, na literatura, intervalos para a condição específica dos indivíduos em G2 caminhando a 2 km/h; entretanto as estimativas encontradas estão na faixa para os indivíduos saudáveis caminhando em velocidade inferior a 1 km/h.

Figura 9 - (A) Histograma e Q-Q plot da reamostragem *bootstrap* para o intervalo de tempo do passo para G1. (B) Histograma e Q-Q plot da reamostragem *bootstrap* para o intervalo de tempo do passo para G2. A média estimada é indicada pela linha vertical pontilhada no histograma.



Fonte: Ferreira (2016).

Figura 10 - (A) Histograma e Q-Q plot da reamostragem *bootstrap* para o intervalo de tempo da passada para G1. (B) Histograma e Q-Q plot da reamostragem *bootstrap* para o intervalo de tempo da passada para G2. A média estimada é indicada pela linha vertical pontilhada no histograma.



Fonte: Ferreira (2016).

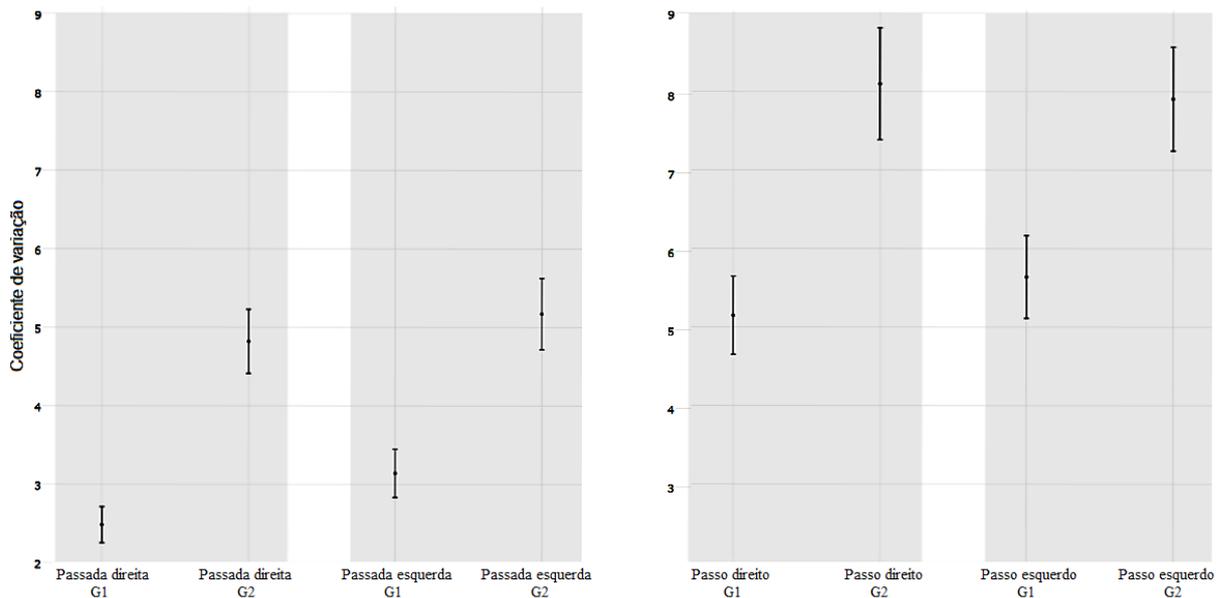
Tabela 1 - Médias dos intervalos de tempo do passo e da passada para cada grupo. O intervalo de confiança para a média é também apresentado.

<b>Grupo</b>	<b>Média do intervalo do passo (s) (intervalo de confiança = 95%)</b>	<b>Média do intervalo da passada (s) (intervalo de confiança = 95%)</b>
G1	0,624 (0,617 - 0,630)	1,252 (1,240 - 1,264)
G2	0,483 (0,480 - 0,487)	0,965 (0,959 - 0,972)

#### 4.2 Avaliação da variabilidade dos tempos do passo e da passada por grupo

Comparação dos coeficientes de variação do passo e da passada são fornecidos na Figura 11. O coeficiente de variação médio e seu intervalo de confiança de 95 % são apresentados. Quanto maior o valor do coeficiente, maior é a variabilidade apresentada pela variável. O intervalo de tempo da passada apresentou menor variabilidade que o intervalo de tempo do passo.

Figura 11 - Avaliação comparativa dos coeficientes de variação para os grupos G1 e G2, considerando os intervalos de tempo do passo e da passada. O intervalo de confiança de 95% (barras de erro) e a média (ponto sólido) são apresentadas.



Fonte: Ferreira (2016).

A normalidade do coeficiente de variação foi verificada como mostrada na Tabela 2.

Tabela 2 - Resultado do teste Shapiro-Wilk para normalidade do coeficiente de variação dos grupos G1 e G2. O teste estatístico W e o valor p são mostrados. A hipótese nula que os dados vêm de uma população com distribuição normal é rejeitada para  $p < 0,05$ . Os dados com distribuição não normal são identificados por “\*”.

Grupo	C <sub>v</sub> (passada direita)		C <sub>v</sub> (passada esquerda)		C <sub>v</sub> (passo direito)		C <sub>v</sub> (passo esquerdo)	
	W	valor p	W	valor p	W	valor p	W	valor p
G1	0,988	0,995	0,882	0,137	0,903	0,238	0,924	0,388
G2	0,897	0,019*	0,937	0,142	0,948	0,243	0,915	0,046*

A comparação entre as variáveis investigadas é apresentada na Tabela 3. O par de variáveis comparadas é destacado em cada fila com um “X”. Os resultados sugerem que são significantes as diferenças entre a variabilidade do intervalo de tempo do passo e da passada para os grupos G1 e G2.

Tabela 3 - Resultado da aplicação do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis para comparações pareadas entre grupos de variáveis. O par de variáveis comparadas é indicado com “X” e as diferenças significativamente estatísticas ao nível de significância de 0,05 são destacadas com “\*\*”.

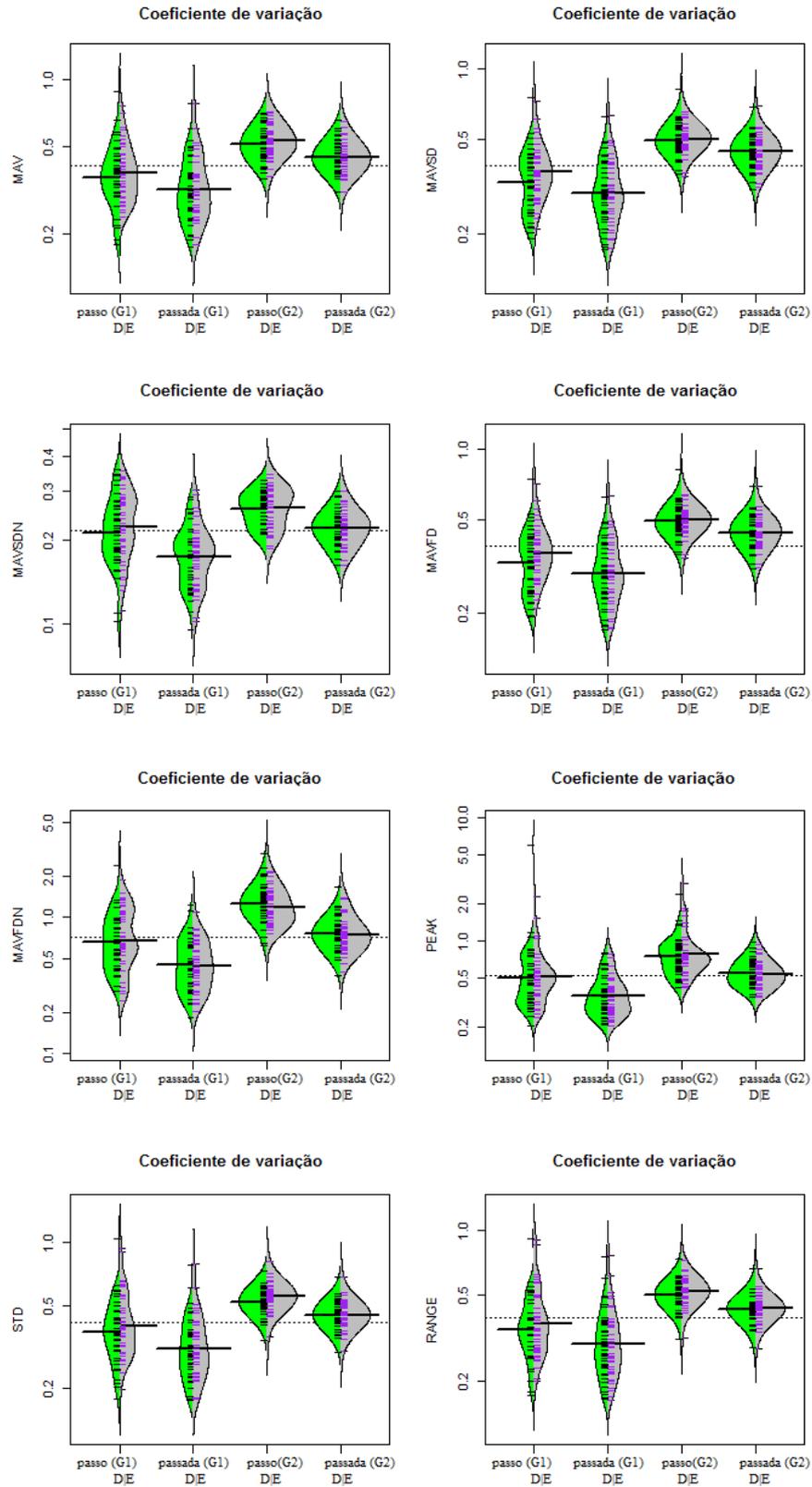
Cv passada direita		Cv passada esquerda		Cv passo direito		Cv passo esquerdo		Qui-quadrado	valor p
G1	G2	G1	G2	G1	G2	G1	G2		
				X	X			8,251	0,004*
						X	X	5,316	0,021*
X	X							11,571	0,0007*
		X	X					8,470	0,004*
	X		X					0,861	0,354
					X		X	0,007	0,934
X		X						0,206	0,650
				X		X		0,463	0,496

#### 4.3 Avaliação da variabilidade das características extraídas dos movimentos pélvicos por grupo

Para comparar as distribuições dos coeficientes de variação para cada grupo em  $G$ , evento em  $E$  e variável em  $S$ , foi estimado um gráfico *beanplot* para cada característica em  $F$ . Esse tipo de gráfico é útil para comparar as distribuições de diferentes variáveis, representando todas as amostras com seus valores médios. A Figura 12 mostra que todas as médias de distribuição dos coeficientes de variação para G2 são maiores que aquelas em G1 em relação ao passo e a passada. Além disso, a maioria das médias de G1 (linhas sólidas maiores) estão abaixo da média geral (representada por uma linha tracejada).

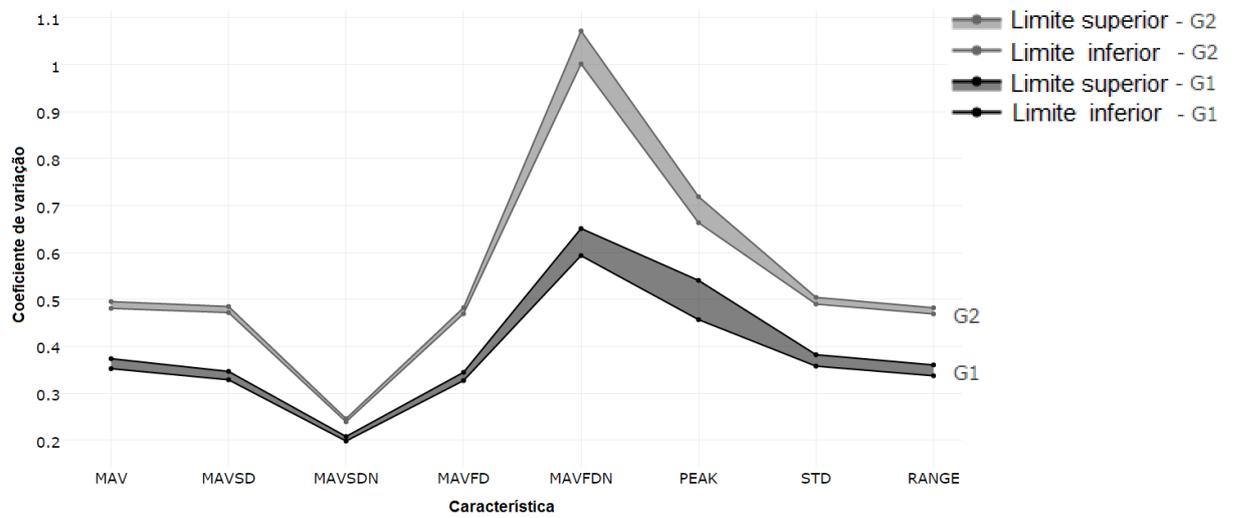
A Figura 13 mostra a variabilidade média das características extraídas dos movimentos pélvicos para cada grupo, pelo método *bootstrap*. Essa figura pode ser considerada um modo de resumir as informações das médias mostradas na Figura 12. Os resultados sugerem que a variabilidade das características é maior para G2, em todas as características investigadas.

Figura 12 - Beanplot do coeficiente de variação para cada característica. As linhas largas e sólidas são a média de cada distribuição. As distribuições estão agrupadas e indicadas como D | E nos gráficos. Cada amostra é representada por uma linha menor, sólida e reta. A média geral é mostrada por linhas pontilhadas. O eixo y está em escala logarítmica.



Fonte: Ferreira (2016).

Figura 13 - Intervalos de confiança de 95%, destacado pelas regiões sombreadas, dos coeficientes de variação das características extraídas dos movimentos pélvicos dos grupos G1 e G2.



Fonte: Ferreira (2016).

# Capítulo 5

## DISCUSSÃO E ESTUDOS FUTUROS

Esse estudo propôs um novo método para analisar a variabilidade da marcha, discriminando grupos com marcha normal e com marcha alterada por meio de dois sensores inerciais, posicionados nas EIAS em ambos os lados da pelve. Essa configuração possibilitou uma identificação mais intuitiva e confiável para o contato inicial da marcha, assim como para calcular os intervalos de tempo do passo e da passada de ambos os lados. Permitiu também a extração de características para analisar a variabilidade durante os eventos dos passos e das passadas.

Estudos usando giroscópio ou acelerômetros para identificar eventos da marcha têm preferido usar os sensores fixados aos membros inferiores (TONG; GRANAT, 1999); (AMINIAN et al., 2002) ou, fixados à parte inferior e posterior do tronco (MOE-NILSSEN; HELBOSTAD, 2004). Embora essas configurações tenham permitido identificar o contato inicial com boa precisão, o cálculo não é tão intuitivo e envolve um modelo de marcha baseado num pêndulo invertido simplificado, assim como processamentos de sinais de modo não trivial, como *wavelet* (ZIJLSTRA; HOF, 2003), aprendizagem automática (em inglês: “*machine learning*”), rede neural ou função de autocorreção (MOE-NILSSEN; HELBOSTAD, 2004), além de pré-processamento do sinal.

Zijlstra et al. (2003) analisando os parâmetros espaço-temporais da marcha por meio de acelerômetros posicionados na região posterior do tronco de indivíduos saudáveis não conseguiram discriminar com precisão o contato inicial entre os lados direito e esquerdo. Houve cerca de 12% de detecções erradas em 40% dos indivíduos. Em nosso estudo, o uso de duas UMIs em ambos os lados da pelve garantiu que o sinal de um lado estivesse sempre deslocado em relação ao sinal do lado oposto (Figura 7) permitindo sempre discriminar com precisão as informações dos lados direito e esquerdo.

Outra vantagem do uso de duas UMIs foi conseguir informações simultâneas de ambos os lados durante os eventos da marcha. Isso possibilitou a análise de variabilidade conjunta (considerando os lados direito e esquerdo simultaneamente), conforme explorado nessa pesquisa. Não há informações na literatura desse tipo de análise de variabilidade conjunta semelhante à realizada nesse estudo.

Como mostrado na Figura 7, as características quase periódicas da marcha humana são facilmente capturadas por dois sensores inerciais, e a identificação dos contatos dos pés requer somente um processamento trivial do sinal: o contato inicial é apropriadamente identificado no eixo X da aceleração pelos vales presentes no sinal. Além disso, a sobreposição das curvas direita e esquerda fornece compreensões das características do ciclo da marcha. Embora não seja significativa no grupo ou entre os grupos, podemos observar discreta assimetria no intervalo de tempo do passo para o participante apresentado na Figura 7.

A identificação do contato inicial usando sensores inerciais fornece resultados confiáveis comparado aos resultados obtidos com plataformas de força e sistemas de captura de movimento, considerado o padrão ouro na identificação dos eventos da marcha (KIRTLEY, 2006). Isto é ilustrado pela comparação das detecções automáticas e manuais mostradas na Figura 7, a qual foi consistente para todos os indivíduos dos grupos.

Avaliar as durações do passo e da passada mostra uma abordagem interessante, uma vez que, pelo intervalo da passada, podemos avaliar as contribuições de ambos os passos (direito e esquerdo) para uma variável. As medidas temporais obtidas nesse estudo do passo e da passada pelo movimentos da pelve justificam o uso de sensores inerciais, nessa região, para análise da marcha.

A análise dos dados, nesse estudo, mostrou resultados consistentes em relação à variabilidade da marcha ao diferenciar apropriadamente os grupos investigados. Em todas as variáveis e características extraídas relacionadas, o grupo G2 exibiu maior variabilidade comparada ao grupo G1 (Tabela 3, Figura 11 e Figura 13). Os resultados são consistentes com outros estudos realizados com indivíduos que exibiam algum tipo de deficiência cognitiva ou em condições de dupla tarefa (TAYLOR et al., 2013; MONTERO-ODASSO et al., 2011). Neste contexto, a maior variabilidade dos grupos G2 é interpretada como uma perda do controle preciso dos movimentos que pode envolver o risco de quedas. Com a nossa abordagem, a variabilidade pode, potencialmente, ser aplicada como indicador do progresso de pacientes em algum programa terapêutico, ou usado para identificar indivíduos com maior risco de quedas por meio de um limiar (MUNIZ et al., 2012) que indicasse a necessidade de monitoramento.

Por outro lado, observando a Figura 12, o grupo G1 exibiu uma distribuição mais ampla do coeficiente de variação que o grupo G2. O grupo G2 exibiu uma distribuição quase Gaussiana, entretanto o grupo G1 exibiu uma distribuição com baixa curtose. A distribuição mais ampla do coeficiente de variação de G1 pode ser interpretada como maior adaptabilidade dos sistemas a perturbações, refletindo a disponibilidade de múltiplas soluções para o controle cinemático e neuromuscular (HADDAD et al., 2013).

O uso da esteira para medir os parâmetros temporais pode estar relacionado com uma menor variabilidade da duração do passo e da passada observado em cada grupo. Hollman et al. (2016) observaram que, para a mesma velocidade, é observada menor variabilidade nos intervalos da passada na esteira em relação a esses intervalos para a marcha no solo. Além disso, a esteira artificialmente impõe um padrão de marcha mais regular comparada à marcha no solo (DINGWELL; CUSUMANO, 2000). Manter um velocidade única para todos os indivíduos pode interferir no coeficiente de variação de cada grupo por haver uma velocidade ótima para cada pessoa, na qual a variabilidade é mínima. Entretanto os participantes do G2, com idade mais avançada e condição patológica associada, limitaram o estudo da velocidade a 2 km/h, uma vez que essa foi a velocidade máxima para completarem a avaliação sem um risco maior de quedas. Essa velocidade máxima para os participantes de G2 foi considerada baixa para G1, que executou a caminhada sem dificuldades. De acordo com Montero-Odasso et al. (2011), indivíduos saudáveis quando caminham a uma velocidade mais baixa que a preferida apresentam uma variabilidade maior na duração da passada, mas em nosso estudo, foi observado que G1 apresentou menor variabilidade da duração quando comparada à de G2, assim, outros fatores como a idade e a condição patológica do quadril provavelmente contribuíram para essa diferença.

Baseado nos resultados da Figura 13 é possível verificar que todas as características investigadas obtiveram medidas diferentes de variabilidade, considerando a variabilidade geral das variáveis em  $S$ . Desse modo, é possível concluir que a variabilidade estimada permitiu a discriminação entre os grupos. Em uma análise mais aprofundada, também investigamos a variabilidade de cada variável em  $S$  para cada característica e, novamente houve uma consistência de maior variabilidade para o grupo G2, entretanto esses resultados não são aqui mostrados por concordarem completamente com os resultados já apresentados na Figura 13, não contribuindo com novas informações a essa discussão.

A diferença da variabilidade geral encontrada nos movimentos da pelve e nos parâmetros temporais entre os grupos pode estar relacionada a um efeito multifatorial, no qual a idade e a condição patológica do quadril atuaram conjuntamente. Assim, são necessários mais estudos para individuar a contribuição de cada fator para esse desfecho. Uma extensão desse estudo, organizando o grupo G2 por faixa etária e avaliando a variabilidade para cada faixa etária, poderia contribuir para verificar o efeito da idade nos indivíduos com ATQ unilateral.

## CONCLUSÃO

Neste estudo, comparamos a variabilidade dos dados obtidos de indivíduos saudáveis com os dados de indivíduos com ATQ unilateral. Toda a análise foi baseada considerando os intervalos de tempo do passo e da passada. Os resultados mostraram que a variabilidade dos parâmetros temporais e das características extraídas foi maior para o grupo com ATQ unilateral. São necessários ainda mais estudos para identificar a contribuição isolada de fatores como a doença articular e a idade sobre o resultados da variabilidade. Do ponto de vista prático e clínico, o método desenvolvido para a avaliação da marcha com base em dois conjuntos de sensores inerciais poderia ser usado para a extração de um número de parâmetros relevantes na análise da marcha. Por fim, a análise da variabilidade, tal como proposto aqui, pode ser potencialmente utilizada como um indicador do progresso de pacientes em programas terapêuticos.

## REFERÊNCIAS

- AMINIAN, K.; NAJAFI, B.; BÜLA, C.; LEYVRAZ, P.-F.; ROBERT, P. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. **Journal of biomechanics**, New York, v. 35, n. 5, p. 689-699, 2002.
- BEGG, R.; LAI, D. T.; PALANISWAMI, M. **Computational intelligence in biomedical engineering**: CRC Press, 2007
- BENNETT, D.; HUMPHREYS, L.; O'BRIEN, S.; KELLY, C.; ORR, J.; BEVERLAND, D. Gait kinematics of age-stratified hip replacement patients—a large scale, long-term follow-up study. **Gait & posture**, Oxford, v. 28, n. 2, p. 194-200, 2008.
- BRACH, J. S.; BERLIN, J. E.; VANSWEARINGEN, J. M.; NEWMAN, A. B.; STUDENSKI, S. A. Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, London, v. 2, n. 1, p. 1, 2005.
- BRACH, J. S.; STUDENSKI, S.; PERERA, S.; VANSWEARINGEN, J. M.; NEWMAN, A. B. Stance time and step width variability have unique contributing impairments in older persons. **Gait & posture**, Oxford, v. 27, n. 3, p. 431-439, 2008.
- BRAVI, A.; LONGTIN, A.; SEELY, A. J. Review and classification of variability analysis techniques with clinical applications. **Biomed Eng Online**, London, v. 10, n. 1, p. 90, 2011.
- 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.
- DINGWELL, J. B.; CUSUMANO, J. P. Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. **Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science**, Woodbury, v. 10, n. 4, p. 848-863, 2000.
- GUIMARAES, R. P.; ALVES, D. P. L.; SILVA, G. B.; BITTAR, S. T.; ONO, N. K.; HONDA, E.; POLESELLO, G. C.; RICIOLI JUNIOR, W.; CARVALHO, N. A. A. D. Tradução e adaptação transcultural do instrumento de avaliação do quadril. **Acta ortop. bras**, São Paulo, v. 18, n. 3, p. 142-147, 2010.
- HADDAD, J. M.; RIETDYK, S.; CLAXTON, L. J.; HUBER, J. Task-dependent postural control throughout the lifespan. **Exercise and sport sciences reviews**, New York, v. 41, n. 2, p. 123, 2013.
- HAUSDORFF, J.; SCHAAFSMA, J.; BALASH, Y.; BARTELS, A.; GUREVICH, T.; GILADI, N. Impaired regulation of stride variability in Parkinson's disease subjects with freezing of gait. **Experimental Brain Research**, New York, v. 149, n. 2, p. 187-194, 2003.

HAUSDORFF, J. M.; PENG, C.; LADIN, Z.; WEI, J. Y.; GOLDBERGER, A. L. Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 78, n. 1, p. 349-358, 1995.

HAUSDORFF, J. M. Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. **Human movement science**, Amsterdam, v. 26, n. 4, p. 555-589, 2007.

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.

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.

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.

KHOSHNOUD, F.; DE SILVA, C. W. Recent advances in MEMS sensor technology-mechanical applications. **Instrumentation & Measurement Magazine, IEEE**, New York, v. 15, n. 2, p. 14-24, 2012.

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

LATASH, M. L.; ANSON, J. G. Synergies in health and disease: relations to adaptive changes in motor coordination. **Physical therapy**, Albany, v. 86, n. 8, p. 1151-1160, 2006.

LORD, S.; HOWE, T.; GREENLAND, J.; SIMPSON, L.; ROCHESTER, L. Gait variability in older adults: a structured review of testing protocol and clinimetric properties. **Gait & posture**, Oxford, v. 34, n. 4, p. 443-450, 2011.

MARX, F. C.; OLIVEIRA, L. M. D.; BELLINI, C. G.; RIBEIRO, M. C. C. Tradução e validação cultural do questionário algofuncional de Lequesne para osteoartrite de joelhos e quadris para a língua portuguesa. **Rev Bras Reumatol**, São Paulo, v. 46, n. 4, p. 253-260, 2006.

MIKI, H.; SUGANO, N.; HAGIO, K.; NISHII, T.; KAWAKAMI, H.; KAKIMOTO, A.; NAKAMURA, N.; YOSHIKAWA, H. Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA. **Journal of biomechanics**, New York, v. 37, n. 4, p. 443-455, 2004.

MOE-NILSSEN, R.; HELBOSTAD, J. L. Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. **Journal of biomechanics**, New York, v. 37, n. 1, p. 121-126, 2004.

MONTERO-ODASSO, M.; MUIR, S. W.; HALL, M.; DOHERTY, T. J.; KLOSECK, M.; BEAUCHET, O.; SPEECHLEY, M. Gait variability is associated with frailty in community-dwelling older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, Washington, v., n., p. glr007, 2011.

MORRIS, J. Accelerometry—a technique for the measurement of human body movements. **Journal of biomechanics**, New York, v. 6, n. 6, p. 729-736, 1973.

MUNIZ, A.; NADAL, J.; LYONS, K.; PAHWA, R.; LIU, W. Long-term evaluation of gait initiation in six Parkinson's disease patients with bilateral subthalamic stimulation. **Gait & posture**, Oxford, v. 35, n. 3, p. 452-457, 2012.

NEUMANN, D. A. **Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation**: Elsevier Health Sciences, 2013

SEELY, A.; MACKLEM, P. T. Complex systems and the technology of variability analysis. **Crit care**, London, v. 8, n. 6, p. R367-384, 2004.

SPRAGER, S.; JURIC, M. B. Inertial Sensor-Based Gait Recognition: A Review. **Sensors**, Basel, v. 15, n. 9, p. 22089-22127, 2015.

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

TAYLOR, M. E.; DELBAERE, K.; MIKOLAIZAK, A. S.; LORD, S. R.; CLOSE, J. C. Gait parameter risk factors for falls under simple and dual task conditions in cognitively impaired older people. **Gait & posture**, Oxford, v. 37, n. 1, p. 126-130, 2013.

TONG, K.; GRANAT, M. H. A practical gait analysis system using gyroscopes. **Medical engineering & physics**, Oxford, v. 21, n. 2, p. 87-94, 1999.

ZIJLSTRA, W.; HOF, A. L. Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. **Gait & posture**, Oxford, v. 18, n. 2, p. 1-10, 2003.

## ANEXO A – Estudo realizado como complemento da pesquisa

### ANÁLISE DO SINAL DE TRENDELEMBURG COM SENSORES INERCIAIS APÓS INTERVENÇÃO CIRÚRGICA DO QUADRIL

FERREIRA, L. C. V\*, ZARUZ, M. J. F\*, RABELO, A. G\*, M. F. VIEIRA\*\*, A. A. PEREIRA\*, ANDRADE, A. O.\*

\*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

\*\*Laboratório de Bioengenharia e Biomecânica, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, Brasil

e-mail: lcv.ferreira@yahoo.com.br

**Resumo:** A artroplastia total do quadril (ATQ) é um procedimento cirúrgico indicado em casos de pacientes com coxartrose. Uma alteração resultante da degeneração muscular em pacientes com coxartrose é o sinal de Trendelenburg (ST). O ST é frequentemente avaliado de forma subjetiva pelo especialista por meio de um exame físico. Para um diagnóstico mais preciso é necessário avaliações quantitativas, que apresentem resultados confirmando a alteração. Tendo em vista a dificuldade nessa avaliação da marcha, este estudo discriminou um grupo de indivíduos com ATQ quanto a presença do ST por meio de sensores inerciais fixados à pelve. Utilizou-se um grupo de 13 indivíduos submetidos à intervenção cirúrgica (ATQ) no quadril direito. Após análise das características extraídas dos dados obtidos pelos sensores, observou-se um maior coeficiente de variação dessas características para os indivíduos com ST, sugerindo que alterações do músculo glúteo médio podem afetar a variabilidade da marcha.

**Palavras-chave:** sinal de Trendelenburg, artroplastia do quadril, sensores inerciais, marcha.

*Abstract: The Trendelenburg Sign (TS) related to hip pathologies has been often assessed subjectively by the specialist. The use of inertial sensors can assist in the identification and monitoring of patients with TS after hip replacement (HR). This study discriminated a group of subjects with HR in relation to the presence of the TS by using features extracted from two gyroscopes from inertial measurement units fixed on the pelvis. We observed higher coefficient of variation of these characteristics for individuals with TS, probably resulting of the gluteus medius muscle atrophy which changes the gait variability.*

*Keywords: Trendelenburg sign, hip replacement, inertial sensors, gait*

#### Introdução

A artroplastia total do quadril (ATQ) é um procedimento cirúrgico de substituição do quadril por uma prótese capaz de aliviar a dor e melhorar a função nos pacientes com coxartrose. A coxartrose é uma doença degenerativa crônica e progressiva que provoca

atrofia e degenerações da musculatura adjacente ao quadril com alterações persistentes da marcha, as quais não se recuperam totalmente com a ATQ.

Uma alteração característica resultante da degeneração muscular em pacientes com coxartrose é o sinal de Trendelenburg (ST). Esse padrão de marcha está associado à insuficiência do músculo glúteo médio (MGM), considerado um dos principais estabilizadores da pelve durante a fase de apoio unipodal da marcha. O MGM com função normal impede o infradesnívelamento da pelve no lado oposto à contração muscular durante a fase de balanço do membro contralateral na marcha [1].

No cenário clínico, o ST é usualmente avaliado de forma subjetiva no qual se aplicam testes físicos para sua avaliação. Caso sejam necessárias avaliações quantitativas, os testes devem ser feitos em um laboratório de marcha que possibilita a identificação e avaliação de alterações. Contudo, o custo e o espaço requeridos para uma análise quantitativa são elevados, o que dificulta o acesso à pacientes, pesquisadores e profissionais [2].

Considerando a subjetividade para avaliação da marcha em pacientes com ST e a dificuldade em realizar o teste quantitativo em um espaço adequado, esse trabalho propõe uma avaliação quantitativa da marcha em pacientes com ATQ unilateral, por meio da identificação do ST a partir de sinais obtidos de sensores inerciais fixados a pelve [3,4].

#### Material e métodos

Este estudo foi conduzido na Universidade Federal de Uberlândia (UFU) com aprovação do comitê de ética local (CAAE: 49801115.4.0000.5152). Participaram da pesquisa 13 pacientes do Hospital de Clínicas da UFU. Todos assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido antes do envolvimento no estudo.

Todos os participantes foram submetidos à intervenção cirúrgica (ATQ) no quadril direito no período de janeiro de 2013 a janeiro de 2015 com um período pós-operatório médio de 23,30 ± 5,08 meses. O quadril esquerdo, assim como as demais articulações dos membros inferiores apresentavam-se em condições normais. Os participantes foram divididos em 2 grupos (GP e GN), conforme a presença ou ausência do ST. No

GP foram incluídos 4 pacientes com presença do ST com idade média  $62,75 \pm 6,90$  anos. O GN foi composto por 9 pacientes sem o ST com idade média de  $63,00 \pm 5,17$  anos.

Instruiu-se cada paciente a caminhar na esteira com velocidade constante de 2 km/h, durante 1 minuto, utilizando um cinturão contendo 2 Unidades de Medidas Inerciais (UMIs - LSM303D and L3GD20H), contendo

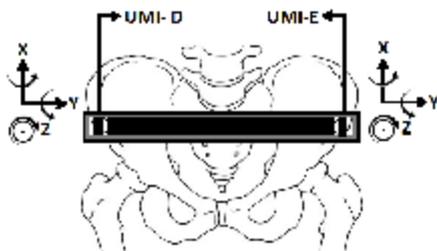


Figura 1: Cinturão com 2 UMIs posicionadas sobre as EIASs, mostrando a orientação dos eixos.

Todo o sistema utilizado para a detecção e gravação dos movimentos da pelve foi desenvolvido por pesquisadores do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia (INPI BR 10 2014 023282 6).

Esse sistema de análise da marcha é composto por três unidades principais: (i) um hardware e um software customizados para a detecção dos movimentos, visualização e armazenamento dos dados; (ii) uma ferramenta para detectar automaticamente os intervalos de passo e passada, e remoção de *outliers*; (iii) processamento dos dados.

Foi utilizada a componente Z (direção ântero-posterior) do acelerômetro para reconhecimento do contato inicial da marcha (toque do calcanhar). Criou-se um algoritmo no ambiente Matlab para identificação desses instantes e identificação dos eventos do passo direito e esquerdo. O passo era reconhecido como o intervalo entre o toque do calcanhar de um lado e o toque do calcanhar do outro lado.

Após identificação dos intervalos do passo direito e esquerdo, utilizamos a componente Z do giroscópio para obter a variação da velocidade angular dos movimentos da pelve no plano frontal por meio das informações das UMI-D e UMI-E, durante cada passo.

giroscópios, acelerômetros e magnetômetros, que foram posicionadas sobre as espinhas ilíacas anterossuperiores (EIASs) da pelve, denominadas de UMI-D e UMI-E, localizadas à direita e à esquerda respectivamente, conforme a Figura 1. Os sinais das UMIs eram visualizados e armazenados por meio do software TREMSEN® em um notebook para posterior análise no ambiente Matlab.

Em seguida, foram extraídas as características, MAV, MAVFDN e MAVSDN [5] das informações da componente Z do giroscópio correspondente a cada intervalo de passo. Estas características estão relacionadas a amplitude do sinal:

- MAV (valor absoluto médio);
- MAVFDN (média dos valores absolutos da primeira diferença do sinal normalizado);
- MAVSDN (média dos valores absolutos da segunda diferença do sinal normalizado).

Depois de extraídas estas características, foi realizada a análise estatística por meio do software Minitab. Esta análise considerou em cada grupo, o passo direito e o passo esquerdo.

Calculou-se o coeficiente de variação (CV), média, desvio-padrão (DP) e mediana, e utilizou-se para análise comparativa entre o passo direito (PD) e o passo esquerdo (PE) o teste não paramétrico de Mann-Whitney ( $\alpha < 0,05$ ), visto que as variáveis não apresentavam uma distribuição normal, conforme identificado pelo teste de Shapiro-Wilk ( $\alpha > 0,05$ ).

## Resultados

Observou-se na análise estatística que em relação aos grupos o coeficiente de variação foi maior no grupo GP para todas as características extraídas, exceto para MAVFDN que foi maior durante o passo direito para o grupo GN.

As Tabelas 1, 2 e 3 apresentam os resultados encontrados durante a análise. Apenas a MAVFDN apresentou menor CV para o lado direito no grupo GP. Já no grupo GN todos os CVs foram maiores para o lado direito.

Na comparação das medianas com o teste de Mann-Whitney, observou-se que houve diferença significativa para o grupo GP para todas as características, contudo, não houve diferença significativa para nenhuma das características avaliadas no grupo GN.

Tabela 1: Resultados do CV, média, DP e mediana para as características extraídas do sinal da componente Z do giroscópio no grupo GP para os movimentos da pelve durante o passo direito (PD) e passo esquerdo (PE).

GRUPO GP						
	MAV		MAVFDN		MAVSDN	
	PD	PE	PD	PE	PD	PE
CV	67,83	52,57	83,49	100,41	28,42	27,85
MÉDIA	13,198	13,404	0,02943	0,02567	0,43208	0,39392
DP	8,952	7,046	0,02457	0,02578	0,12278	0,1097
MEDIANA	9,957	12,357	0,02133	0,01632	0,43196	0,35885

Tabela 2: Resultados do CV, média, DP e mediana para as características extraídas do sinal da componente Z do giroscópio no grupo GN para os movimentos da pelve durante o passo direito (PD) e passo esquerdo (PE).

GRUPO GN						
	MAV		MAVFDN		MAVSDN	
	PD	PE	PD	PE	PD	PE
CV	46,41	43,37	100,96	85,67	26,46	25,97
MÉDIA	10,343	9,977	0,032164	0,030906	0,4141	0,40753
DP	4,8	4,327	0,032473	0,026478	0,10956	0,10585
MEDIANA	9,64	9,093	0,022361	0,022701	0,38929	0,38211

Tabela 3: Resultado do teste de Mann-Whitney. São mostrados o intervalo de confiança (IC) de 95% e o valor *p* na comparação das características tomadas a direita e a esquerda para cada grupo.

Teste de Mann-Whitney						
	GRUPO GP			GRUPO GN		
	MAV	MAVFDN	MAVSDN	MAV	MAVFDN	MAVSDN
IC 95%	-1,868; -0,039	0,00183; 0,00518	0,02897; 0,03959	-0,0738; 0,6431	-0,00152; 0,00083	-0,00289; 0,01412
Valor <i>p</i>	0,0412	0,000	0,000	0,1196	0,561	0,1945

### Discussão

O uso de 2 UMIs aplicadas a pelve mostrou-se útil para identificar os movimentos pélvicos, determinar os intervalos dos passos e discriminar os passos direito e esquerdo. Por meio da componente Z do acelerômetro

foi possível, identificar os intervalos dos passos, etapa fundamental para relacionar o movimento da pelve com o ST, visto que o intervalo do passo esquerdo compreende também a sua fase de balanço, na qual o ST é identificado devido ao acometimento do lado direito.

Utilizar o eixo Z dos giroscópios auxiliou a

ST durante a rotação da pelve no plano frontal, uma vez que as características extraídas de seu sinal possibilitaram a discriminação dos lados normal e afetado no grupo GP.

De acordo com Chau et al. [6] condições patológicas afetam a variabilidade da marcha. Assim, observamos que o coeficiente de variação maior do lado direito na maioria das análises deve-se provavelmente à disfunção do músculo glúteo médio desse lado em ambos os grupos [7]. Por sua vez o maior CV entre os grupos GP e GN relaciona-se a maior variabilidade da marcha ocasionada pela deficiência do músculo glúteo médio, identificado pelo ST.

Todas as características utilizadas foram relevantes na discriminação dos lados direito e esquerdo no grupo com o sinal de Trendelenburg, assim, os métodos empregados nesse estudo podem ser considerados como uma alternativa para acompanhar a evolução dos pacientes submetidos a ATQ.

#### Conclusão

Os resultados desse estudo mostraram que por meio da análise de características extraídas de giroscópios, posicionados sobre as espinhas ilíacas ântero superiores é possível identificar a presença ou ausência do sinal de Trendelenburg após intervenção cirúrgica do quadril.

#### Agradecimentos

Os autores agradecem as entidades governamentais nacionais (CNPq, FAPEMIG e CAPES) que não têm medido esforços para apoiar as pesquisas realizadas em nossos laboratórios.

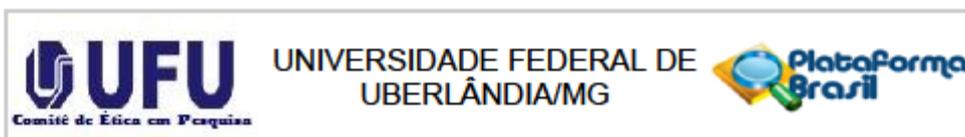
#### Referências

- [1] P. Hardcastle and S. Nade, "The significance of the Trendelenburg test," *Journal of Bone &*

*Joint Surgery, British Volume*, vol. 67, pp. 741-746, 1985.

- [2] R. E. Mayagoitia, A. V. Nene, and P. H. Veltink, "Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems," *Journal of biomechanics*, vol. 35, pp. 537-542, 2002.
- [3] W. Zijlstra and A. L. Hof, "Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking," *Gait & posture*, vol. 18, pp. 1-10, 2003.
- [4] I. H. Reininga, M. Stevens, R. Wagenmakers, S. K. Bulstra, J. W. Groothoff, and W. Zijlstra, "Subjects with hip osteoarthritis show distinctive patterns of trunk movements during gait-a body-fixed-sensor based analysis," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 9, p. 1, 2012.
- [5] J. Chou and Z. Huaibei, *Bioinformatics and Biomedical Engineering: New Advances: Proceedings of the 9th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (ICBBE 2015), Shanghai, China, 18-20 September 2015: CRC Press, 2015*.
- [6] T. Chau, S. Young, and S. Redekop, "Managing variability in the summary and comparison of gait data," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 2, p. 1, 2005.
- [7] A. Rasch, A. Byström, N. Dalen, N. Martinez-Carranza, and H. Berg, "Persisting muscle atrophy two years after replacement of the hip," *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, vol. 91, pp. 583-588, 2009.

## ANEXO B – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da UFU



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** APLICAÇÃO DE SENSORES INERCIAIS NA AVALIAÇÃO DE PACIENTES SUBMETIDOS A ARTROPLASTIA TOTAL DE QUADRIL PARA TRATAMENTO DE COXARTROSE UNILATERAL.

**Pesquisador:** Adriano de Oliveira Andrade

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 49801115.4.0000.5152

**Instituição Proponente:** Universidade Federal de Uberlândia/ UFU/ MG

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 1.414.625

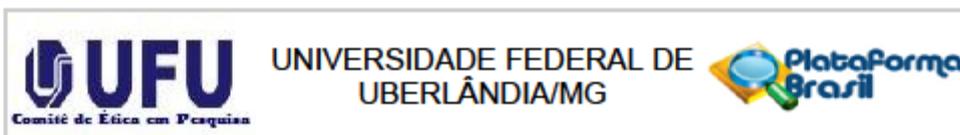
#### Apresentação do Projeto:

Segundo os pesquisadores: "Pacientes com coxartrose submetidos a artroplastia total de quadril (ATQ), frequentemente permanecem com alterações da marcha após o procedimento. Uma dessas alterações conhecidas é a marcha de Trendelenburg avaliada clinicamente através da pesquisa do sinal de Trendelenburg" Assim, o referido protocolo é um projeto de pesquisa transversal com objetivo de melhorar a avaliação clínica da marcha em pacientes submetidos a artroplastia total de quadril utilizando sensores inerciais e através dos registros de sensores inerciais espera-se identificar e caracterizar padrões dos sinais obtidos no movimento pélvico durante a marcha, além de estabelecer qual sinal do sensor (acelerômetro, magnetômetro, giroscópio ou velocidade) fornece as melhores leituras.

Os pesquisadores propõem a avaliação de 24 pacientes submetidos a artroplastia total de quadril (amostra levantada em análise prévia de dados do Serviço no período de janeiro de 2013 a janeiro de 2015) e 13 controles saudáveis da comunidade, os quais serão submetidos a avaliação.

Ainda segundo os pesquisadores: " Na avaliação proposta esses pacientes deverão caminhar em uma esteira elétrica a velocidade constante de 02 km/h durante 01 (um) minuto utilizando um cinturão contendo 02 conjuntos de sensores inerciais. A seguir serão submetidos aos questionários padronizados de Harris Hip Score e Lequesne e separados em 02 grupos através de

**Endereço:** Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica  
**Bairro:** Santa Mônica **CEP:** 38.408-144  
**UF:** MG **Município:** UBERLÂNDIA  
**Telefone:** (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br



Continuação do Parecer: 1.414.625

um teste clínico: sinal de Trendelemburg presente e sinal de Trendelemburg ausente. O lado afetado pela coxartrose deverá ser identificado e registrado durante a entrevista. Não serão utilizados instrumentos invasivos. Os sensores contidos no cinturão estarão posicionados anteriormente a espinha ilíaca antero superior em ambos os lados da pelve. Seus sinais registrados serão armazenados durante um minuto de marcha na esteira."

**Objetivo da Pesquisa:**

Objetivo Primário:

Melhorar a avaliação clínica da marcha em pacientes submetidos a artroplastia total de quadril utilizando sensores inerciais.

Objetivo Secundário:

Através dos registros de sensores inerciais espera-se identificar e caracterizar padrões dos sinais obtidos no movimento pélvico durante a marcha, além de estabelecer qual sinal do sensor (acelerômetro, magnetômetro, giroscópio ou velocidade) fornece as melhores leituras.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Segundo os pesquisadores:

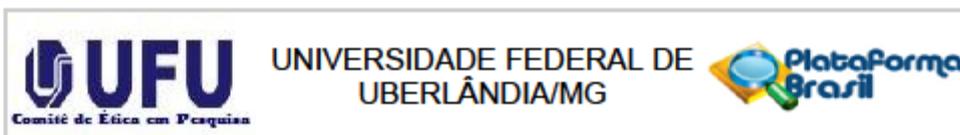
"Riscos:

Trata-se de estudo com risco mínimo que empregará o registro de dados através de procedimentos comuns em exames físicos entre os quais se consideram: caminhar em esteira a baixa velocidade de 2,0 km/h e aplicação do teste clínico de Trendelemburg. Não se realizará nenhuma intervenção ou modificação intencional nas variáveis fisiológicas ou psicológicas e sociais dos indivíduos que participam no estudo, apenas serão utilizados questionários, entrevistas, revisão de prontuários clínicos e outros, nos quais não serão invasivos à intimidade do indivíduo. Não serão usados o nome do paciente, nem registros do prontuário, bem como telefone ou data de nascimento que possam por em risco a identificação do participante, contudo, esse risco mesmo reduzido ainda existirá.

Benefícios:

Melhorar a capacidade de visualização e interpretação das alterações da marcha nos pacientes submetidos a artroplastia total do quadril."

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica  
 Bairro: Santa Mônica CEP: 38.408-144  
 UF: MG Município: UBERLÂNDIA  
 Telefone: (34)3239-4131 Fax: (34)3239-4335 E-mail: cep@propp.ufu.br



Continuação do Parecer: 1.414.625

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Projeto interessante e importante na proposta de melhorar a avaliação de pacientes submetidos a artroplastia total de quadril.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Folha de rosto, Declaração da Instituição co-participante, Termo de compromisso da equipe executora, Projeto de pesquisa detalhado, TCLE, Link do Currículo Lattes estão adequados.

**Recomendações:**

Não há.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

As pendências apontadas no parecer consubstanciado número 1.331.988, de 21 de Novembro de 2015, foram atendidas.

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/12, o CEP manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa proposto.

O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Data para entrega de Relatório Final ao CEP/UFU: Maio de 2016.

OBS.: O CEP/UFU LEMBRA QUE QUALQUER MUDANÇA NO PROTOCOLO DEVE SER INFORMADA IMEDIATAMENTE AO CEP PARA FINS DE ANÁLISE E APROVAÇÃO DA MESMA.

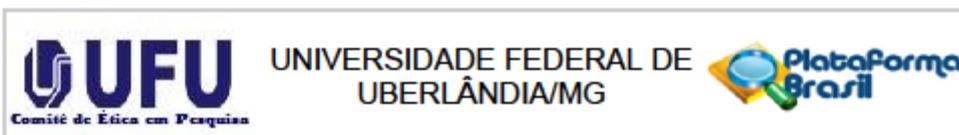
O CEP/UFU lembra que:

- a- segundo a Resolução 466/12, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.
- b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.
- c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução CNS 466/12, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Orientações ao pesquisador :

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica  
 Bairro: Santa Mônica CEP: 38.408-144  
 UF: MG Município: UBERLÂNDIA  
 Telefone: (34)3239-4131 Fax: (34)3239-4335 E-mail: cep@propp.ufu.br



Continuação do Parecer: 1.414.625

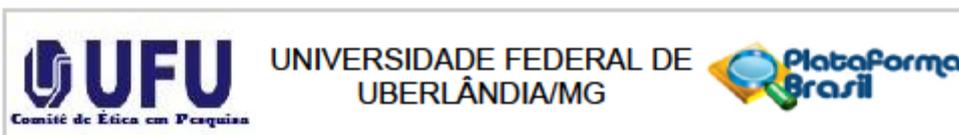
486/12 ) e deve receber uma via original do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado.

- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões a descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS 486/12), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS 486/12). É papel e o pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res.251/97, item III.2.e).

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMACOES_BASICAS_DO_PROJETO_459248.pdf	08/01/2016 22:01:48		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_DETALHADO.pdf	08/01/2016 21:59:46	LUIZ CLAUDIO VIEIRA FERREIRA	Aceito
Outros	resposta_pendencias_do_CEP.pdf	08/01/2016 21:52:08	LUIZ CLAUDIO VIEIRA FERREIRA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TERMO_DE_CONSENTIMENTO_LIVRE_E_ESCLARECIDO.pdf	04/10/2015 17:55:11	LUIZ CLAUDIO VIEIRA FERREIRA	Aceito
Outros	INSTRUMENTO_DE_COLETA_E_TRATAMENTO_DOS_DADOS_DA_PESQUISA.PDF	04/10/2015 17:48:52	LUIZ CLAUDIO VIEIRA FERREIRA	Aceito
Outros	LINK_PARA_OS_CURRICULOS.pdf	21/09/2015 23:52:25	LUIZ CLAUDIO VIEIRA FERREIRA	Aceito
Declaração de	TERMO_DE_COMPROMISSO.pdf	21/09/2015	LUIZ CLAUDIO	Aceito

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica  
 Bairro: Santa Mônica CEP: 38.408-144  
 UF: MG Município: UBERLÂNDIA  
 Telefone: (34)3239-4131 Fax: (34)3239-4335 E-mail: cep@propp.ufu.br



Continuação do Parecer: 1.414.625

Pesquisadores	TERMO_DE_COMPROMISSO.pdf	23:02:27	VIEIRA FERREIRA	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	DECLARACAO_DE_INSTITUICAO_CO PARTICIPANTE.pdf	21/09/2015 22:50:25	LUIZ CLAUDIO VIEIRA FERREIRA	Aceito
Folha de Rosto	FOLHADEROSTOASSINADA.pdf	21/09/2015 22:33:34	LUIZ CLAUDIO VIEIRA FERREIRA	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

UBERLANDIA, 18 de Fevereiro de 2016

---

**Assinado por:**  
**Sandra Terezinha de Farias Furtado**  
**(Coordenador)**

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica  
 Bairro: Santa Mônica CEP: 38.408-144  
 UF: MG Município: UBERLANDIA  
 Telefone: (34)3239-4131 Fax: (34)3239-4335 E-mail: cep@propp.ufu.br