

# ANÁLISE E IDENTIFICAÇÃO DO SINAL DE ACELERAÇÃO NUM PÉ

Samuel Pinho Pereira



Mestrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores

Área de Especialização de Telecomunicações

Departamento de Engenharia Electrotécnica

Instituto Superior de Engenharia do Porto

2012



Este relatório satisfaz, parcialmente, os requisitos que constam da Ficha de Unidade Curricular de Tese/Dissertação, do 2º ano, do Mestrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores

Candidato: Samuel Pinho Pereira, N° 1060875, 1060875@isep.ipp.pt

Orientação científica: Lino Manuel Baptista Figueiredo, lbf@isep.ipp.pt, Ramiro de Sousa Barbosa, rsb@isep.ipp.pt.



Mestrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores

Área de Especialização de Telecomunicações

Departamento de Engenharia Electrotécnica

Instituto Superior de Engenharia do Porto

6 de dezembro de 2012



## *Resumo*

Com a massificação do uso da tecnologia no dia-a-dia, os sistemas de localização têm vindo a aumentar a sua popularidade, devido à grande diversidade de funcionalidades que proporcionam e aplicações a que se destinam. No entanto, a maior parte dos sistemas de posicionamento não funcionam adequadamente em ambientes *indoor*, impedindo o desenvolvimento de aplicações de localização nestes ambientes.

Os acelerómetros são muito utilizados nos sistemas de localização inercial, pelas informações que fornecem acerca das acelerações sofridas por um corpo. Para tal, neste trabalho, recorrendo à análise do sinal de aceleração provindo de um acelerómetro, propõe-se uma técnica baseada na deteção de passos para que, em aplicações futuras, possa constituir-se como um recurso a utilizar para calcular a posição do utilizador dentro de um edifício.

Neste sentido, este trabalho tem como objetivo contribuir para o desenvolvimento da análise e identificação do sinal de aceleração obtido num pé, por forma a determinar a duração de um passo e o número de passos dados.

Para alcançar o objetivo de estudo foram analisados, com recurso ao Matlab, um conjunto de 12 dados de aceleração (para marcha normal, rápida e corrida) recolhidos por um sistema móvel (e provenientes de um acelerómetro). A partir deste estudo exploratório tornou-se possível apresentar um algoritmo baseado no método de deteção de pico e na utilização de filtros de mediana e Butterworth passa-baixo para a contagem de passos, que apresentou bons resultados. Por forma a validar as informações obtidas nesta fase, procedeu-se, seguidamente, à realização de um conjunto de testes experimentais a partir da recolha de 33 novos dados para a marcha e corrida. Identificaram-se o número de passos efetuados, o tempo médio de passo e da passada e a percentagem de erro como as variáveis em estudo.

Obteve-se uma percentagem de erro igual a 1% para o total dos dados recolhidos de 20, 100, 500 e 1000 passos com a aplicação do método proposto para a contagem do passo. Não obstante as dificuldades observadas na análise dos sinais de aceleração relativos à

corrida, o algoritmo proposto mostrou bom desempenho, conseguindo valores próximos aos esperados.

Os resultados obtidos permitem afirmar que foi possível atingir-se o objetivo de estudo com sucesso. Sugere-se, no entanto, o desenvolvimento de futuras investigações de forma a alargar estes resultados em outras direções.

### ***Palavras-Chave***

Acelerómetro, marcha, deteção de pico, contagem de passos, filtros.

## *Abstract*

With the widespread use of technology in nowadays location systems have been increasing in popularity. Their diversity of features and applications that can provide is vast. However, most positioning systems do not work well in indoor environments that limit the development of location applications in these environments.

Accelerometers are very used in inertial tracking systems due to the information that provides about the acceleration caused in the body. For this purpose, supported by a study of signal of acceleration from one accelerometer, it is showed a technique based on the step detection to calculate the position of the user within a building for applications in the future.

Therefore, this paper aims to contribute to the development of analysis and identification of the acceleration signal obtained from a foot, in order to determine the duration of a step and the number of steps.

To achieve the goal of this study were analyzed with Matlab a set of 12 data acceleration (normal and fast walk and run) collected by a mobile system (received from an accelerometer). The results from this exploratory study showed that it is possible to make an algorithm based on peak detection method. The use of this method with the combination of the implementation of the median filters and low-pass Butterworth for counting steps showed good results. In order to validate the results obtained at this stage was carry out a series of experimental tests from the collection of 33 new data for walk and run. Were identified as the variables of this study: the number of steps made, time of step and stride and the percentage of error.

With the method proposed for counting steps was obtained a 1% of error for the total data collected (20, 100, 500 and 1000 steps). Despite the difficulties come upon in analyzing the signals of acceleration from run data the proposed algorithm obtained good performance, with values close to those expected.

The results demonstrate that it was possible to attain the main goal of this study with success. It is suggested, however, the development of future investigations in order to extend these findings in other directions.

***Keywords***

Accelerometer, gait, step detection, step counting, filters.

# Índice

<b>RESUMO .....</b>	<b>V</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>VII</b>
<b>ÍNDICE .....</b>	<b>IX</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS .....</b>	<b>XI</b>
<b>ÍNDICE DE TABELAS .....</b>	<b>XV</b>
<b>ACRÓNIMOS.....</b>	<b>XVII</b>
<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO .....	2
1.2. OBJETIVOS.....	3
1.3. ORGANIZAÇÃO DO RELATÓRIO .....	4
<b>2. A MARCHA HUMANA.....</b>	<b>7</b>
2.1. CARACTERÍSTICAS DO MOVIMENTO HUMANO.....	8
2.2. CICLO DA MARCHA .....	10
2.3. VARIÁVEIS DE DISTÂNCIA E TEMPO .....	14
2.4. ACELERAÇÃO NUM PÉ DURANTE O CICLO DA MARCHA .....	16
2.5. CORRIDA .....	18
<b>3. MÉTODOS DE DETECÇÃO DO PASSO.....</b>	<b>21</b>
3.1. PEDÓMETROS.....	23
3.2. ACELERÓMETRO E A SUA APLICAÇÃO .....	24
3.3. ALGORITMO PARA DETECÇÃO DE PASSO .....	29
3.4. FILTROS .....	39
<b>4. PROCEDIMENTO DO ESTUDO.....</b>	<b>43</b>
4.1. DESCRIÇÃO DO SISTEMA.....	44
4.2. FASE EXPLORATÓRIA.....	50
4.3. DESENVOLVIMENTO E IMPLEMENTAÇÃO DO ALGORITMO .....	69
4.4. APLICAÇÃO DOS FILTROS.....	73
4.5. RESULTADOS DO ESTUDO EXPLORATÓRIO .....	82
<b>5. TESTES E RESULTADOS.....</b>	<b>85</b>
<b>6. CONCLUSÕES.....</b>	<b>91</b>
<b>REFERÊNCIAS DOCUMENTAIS .....</b>	<b>95</b>
<b>ANEXO A. CIRCUITO DO MICROCONTROLADOR PIC18F25J50 [11].....</b>	<b>101</b>

<b>ANEXO B. CIRCUITO DO ACELERÓMETRO LIS3LV0DL [11].....</b>	<b>103</b>
<b>ANEXO C. CIRCUITO DO MÓDULO <i>BLUETOOTH</i> BC417143 [11] .....</b>	<b>105</b>
<b>ANEXO D. CÓDIGO DA IMPLEMENTAÇÃO DO <i>THRESHOLD</i> .....</b>	<b>107</b>
<b>ANEXO E. CÓDIGO DA IMPLEMENTAÇÃO DO FILTRO BUTTERWORTH .....</b>	<b>109</b>
<b>ANEXO F. CÓDIGO DA IMPLEMENTAÇÃO PARA CONTAGEM DE PASSOS.....</b>	<b>111</b>

## Índice de Figuras

Figura 1	Modelo <i>top-down</i> : os sete componentes básicos da marcha [14].....	9
Figura 2	Planos e eixos do corpo humano [16] .....	10
Figura 3	O ciclo da marcha [18] .....	11
Figura 4	Fase de duplo apoio [18] .....	11
Figura 5	Esquemática da fase de apoio, balanço e duplo apoio [18] .....	12
Figura 6	Subdivisão das fases do ciclo da marcha [6].....	13
Figura 7	Variáveis da distância: comprimento da passada e do passo [16].....	14
Figura 8	Variáveis de tempo: duração da passada e do passo [16].....	15
Figura 9	Variação da aceleração do pé durante o ciclo da marcha [19] .....	17
Figura 10	Sequência dos movimentos na corrida [17] .....	18
Figura 11	Comparação das fases do ciclo da marcha e da corrida [15].....	19
Figura 12	Variação dos parâmetros do ciclo da marcha de acordo com a velocidade [17].....	20
Figura 13	Análise do movimento humano [12] .....	22
Figura 14	Exemplo de um acelerómetro [35] .....	24
Figura 15	Princípio de funcionamento de um acelerómetro [36] .....	25
Figura 16	Exemplo da estrutura de um acelerómetro capacitivo de três eixos [35] .....	27
Figura 17	Sinal filtrado no eixo mais ativo [31] .....	30
Figura 18	Método de detecção do passo [31] .....	31
Figura 19	Algoritmo para detecção do passo [32].....	31
Figura 20	Ilustração do procedimento de análise do sinal para detecção do passo [44] .....	33
Figura 21	Sinal da aceleração com o efeito da gravidade [40] .....	34
Figura 22	Sinal da aceleração sem o efeito da gravidade [40] .....	34
Figura 23	Efeito da <i>sliding window summing</i> no sinal da aceleração [40] .....	35
Figura 24	Padrão da aceleração vertical [43].....	35
Figura 25	Padrão da aceleração horizontal [43] .....	36
Figura 26	Algoritmo para detecção de quedas [45].....	37
Figura 27	Algoritmo para detecção de quedas [8].....	38
Figura 28	Sistema desenvolvido [11] .....	44
Figura 29	Arquitetura do sistema [11].....	45
Figura 30	Acelerómetro LIS3LV02DL [46].....	46
Figura 31	Arquitetura do instrumento [46].....	47
Figura 32	Microcontrolador PIC 18F25J50 [47] .....	47
Figura 33	Exemplo de redes <i>Bluetooth</i> [48] .....	48
Figura 34	Módulo <i>Bluetooth</i> BC417143 [49].....	49

Figura 35	<i>Software</i> do sistema móvel [11] .....	50
Figura 36	Aceleração de dados 1 e 2 .....	51
Figura 37	Aceleração de dados 3 e 4 .....	52
Figura 38	Aceleração de dados 5 e 6 .....	52
Figura 39	Aceleração de dados 7 e 8 .....	53
Figura 40	Aceleração de dados 9 e 10 .....	53
Figura 41	Aceleração de dados 11 e 12 .....	54
Figura 42	Aceleração composta de dados 1e 2 .....	55
Figura 43	Aceleração composta de dados 3 e 4 .....	56
Figura 44	Aceleração composta de dados 5 e 6 .....	56
Figura 45	Representação do cálculo do <i>threshold</i> numa amostra de sinal .....	57
Figura 46	Representação do cálculo do <i>threshold</i> no sinal completo .....	58
Figura 47	Representação do cálculo do <i>threshold</i> no sinal – dados 4 .....	58
Figura 48	Representação do <i>threshold dinâmico</i> nas fases de com e sem movimento.....	59
Figura 49	Representação da “correção” do <i>threshold dinâmico</i> na fase sem movimento .....	60
Figura 50	Análise do sinal de <i>threshold</i> .....	61
Figura 51	Representação da aplicação do novo <i>threshold</i> .....	62
Figura 52	Fluxograma do <i>threshold dinâmico</i> .....	63
Figura 53	<i>Threshold dinâmico</i> de dados 1 .....	64
Figura 54	<i>Threshold dinâmico</i> de dados 2.....	64
Figura 55	<i>Threshold dinâmico</i> de dados 3.....	64
Figura 56	<i>Threshold dinâmico</i> de dados 4.....	65
Figura 57	<i>Threshold dinâmico</i> de dados 5.....	65
Figura 58	<i>Threshold dinâmico</i> de dados 6.....	65
Figura 59	Fluxograma ilustrativo do algoritmo de deteção do passo .....	66
Figura 60	Ilustração da recolha sucessiva de um número de amostras.....	68
Figura 61	Fluxograma representativo do algoritmo final de identificação do passo .....	69
Figura 62	Ficheiro de dados.....	70
Figura 63	Aplicação do filtro de mediana de ordem 2 a 5 – dados 1.....	75
Figura 64	Aplicação do filtro de mediana de ordem 2 a 5 – dados 5.....	75
Figura 65	Diagrama de bode filtro Butterworth contínuo e digital.....	78
Figura 66	Comparação da aplicação do filtro Butterworth no sinal <i>Acc</i> - dados 3.....	78
Figura 67	Comparação da aplicação do filtro Butterworth no sinal <i>Acc</i> - dados 6.....	78
Figura 68	Aplicação dos filtros – dados 1 .....	79
Figura 69	Aplicação dos filtros – dados 2 .....	79
Figura 70	Aplicação dos filtros – dados 3 .....	80
Figura 71	Aplicação dos filtros – dados 4 .....	80
Figura 72	Aplicação dos filtros – dados 5 .....	80
Figura 73	Aplicação dos filtros – dados 6 .....	80

Figura 74	Fluxograma expressivo do algoritmo de identificação do passo e aplicação de filtros	81
Figura 75	Percentagem de erro obtido.....	83
Figura 76	Percentagem de erro obtido na corrida.....	89



## *Índice de Tabelas*

Tabela 1	Descrição da fase de apoio e de balanço [13][14].....	13
Tabela 2	Passo como função da velocidade e da altura [31].....	29
Tabela 3	Descrição de estudos com utilização de filtros para análise do sinal. ....	41
Tabela 4	Resultados obtidos com o algoritmo inicial .....	73
Tabela 5	Resultados finais do estudo exploratório.....	82
Tabela 6	Resultados finais obtidos.....	87



## *Acrónimos*

GLONASS – *Global Orbiting Navigation Satellite System*

GPS – *Global Satellite Positioning*

MEMS – *Micro Electro Mechanical Systems*

PNS – *Pedestrian Navigation Systems*

RFID – *Radio-Frequency Identification*

SWS – *Sliding Window Summing*

UWB – *Ultra-Wide Band*

Wi-Fi – *Wireless Fidelity*

WLAN – *Wireless Local Area Network*



# 1. INTRODUÇÃO

A localização de pessoas ou objetos é hoje em dia um tema de bastante interesse, tanto a nível académico como a nível industrial, empresarial, militar, entre outros. Os sistemas de localização têm vindo a ser uma área de grande expansão, estando cada vez mais presentes no quotidiano das pessoas. Atualmente, várias aplicações necessitam ou fazem uso da informação de localização de pessoas ou objetos tais como: a segurança automóvel, o controlo de *stocks* de mercadorias, a navegação aérea, terrestre ou marítima, entre outros.

Os sistemas de localização podem ser desenhados para funcionar em diferentes ambientes, *outdoor* (ao ar livre) ou *indoor* (dentro de portas). Os sistemas *outdoor* são normalmente apoiados em infraestruturas complexas e de elevado custo, como por exemplo o sistema norte-americano GPS (*Global Satellite Positioning*) e o sistema Russo GLONASS (*Global Orbiting Navigation Satellite System*). As vantagens do recurso a estes sistemas residem no facto de estes possuírem uma grande e abrangente área de cobertura sem terem, geralmente, restrições de consumo energético nos satélites ou nas estações base de localização [1][2].

Por sua vez, os sistemas *indoor* visam determinar a localização de uma pessoa dentro de edifícios, tendo por isso, uma área de cobertura menor em relação aos sistemas *outdoor*. Estes sistemas requerem informações acerca do espaço físico, da posição e da orientação, e usualmente, implicam restrições de consumo energético [1][2]. O desenvolvimento da tecnologia de localização *indoor*, tendo por base o seguimento e análise do movimento humano, tem numerosas aplicações comerciais e tem vindo a crescer a sua implementação em diferentes contextos, tais como: nos hospitais (seguimento dos pacientes), em lares

residenciais (seguimento das pessoas idosas), em aplicações jurídico-legais (seguimento das atividades de pessoas com cadastro criminal) entre outros [2].

Existem vários sistemas de localização *indoor* desenvolvidos recorrendo a diversas tecnologias, entre elas encontram-se: as baseadas no contacto físico (*Smart Floor*) e na análise de imagem (*Easy Living*), ou baseadas nos sinais: infravermelhos, ultra-sons, rádio frequência (utilizando tecnologia *RFID*; *UWB*; *WLAN*; *Bluetooth*; *ZigBee*) [2][3][4].

Por outro lado, outras tecnologias como sistemas óticos e inerciais são também utilizados para a localização *indoor* [4]. Os sensores inerciais utilizam os acelerómetros e giroscópios para estimar a mudança de posição e orientação, respetivamente, sendo muito referenciados para a avaliação das componentes cinemáticas da marcha humana [5][6][7].

Porém, foi a partir dos progressos e avanços sentidos na tecnologia e a introdução dos sensores inerciais do tipo MEMS (*Micro Electro Mechanical Systems*) que foi possível a sua utilização na análise do movimento humano, tornando-a mais aperfeiçoada e acessível [5][6][7][8]. Este avanço permitiu criar sensores menores e com baixa potência, facultando o seu uso em novas aplicações com baixo custo final [9][10]. Estes sensores permitem obter a distância e velocidade da marcha a partir do número de passos dados [10].

Neste sentido, este trabalho tem como grande finalidade, a partir da recolha de dados provenientes de um acelerómetro para um sistema móvel, efetuar a análise do sinal de aceleração durante a marcha e corrida, de forma a determinar a duração do passo e o número de passos dados.

## **1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO**

Apesar dos avanços da tecnologia GPS, milhões de metros quadrados de espaço *indoor* estão fora do alcance dos satélites do Navstar<sup>1</sup> [1]. Tendo em conta a importância da localização exata de objetos ou pessoas, onde os limites físicos ou lógicos do domínio de cobertura se confundem, torna-se necessário desenvolver e/ou aperfeiçoar tecnologias atuais que permitam eliminar os efeitos desta interferência.

---

<sup>1</sup> Conjunto de 28 satélites que constituem o GPS.

Para ser possível a localização física de um objeto é necessário que se integre de forma uníssona um sistema físico de recolha do sinal de aceleração e um processo que traduza esses mesmos dados. Neste sentido, o presente trabalho, surge na sequência do projeto realizado no ano de 2011 pelo aluno Rui Terra [10], no âmbito da disciplina Seminário/Estágio da Licenciatura em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores no Instituto Superior de Engenharia do Porto (ISEP). O estudo teve como objetivo desenvolver e implementar um sistema móvel para monitorizar a aceleração num pé. Após a implementação do sistema móvel, torna-se necessário otimizar o processo de leitura do sinal recolhido, de forma a possibilitar a contagem de passos e a duração entre os mesmos com maior precisão, assim surge o presente trabalho, cujos objetivos passamos a explicitar.

## **1.2. OBJETIVOS**

O principal objetivo deste trabalho centra-se na análise e na identificação do sinal de aceleração por forma a determinar a duração de um passo e o número de passos dados por uma pessoa, com recurso a um módulo de *hardware*. Este *hardware* que permite obter as acelerações é constituído por um microcontrolador, um acelerómetro e módulo *Bluetooth*, sendo estes sinais enviados para um sistema móvel que permite o registo e leitura dos dados.

Para atingir o objetivo do presente trabalho houve a necessidade de organizar e dividir a realização deste projeto em diferentes etapas, sendo elas:

- Estudo dos sinais obtidos do acelerómetro para várias situações da marcha humana (marcha normal, rápida e corrida);
- Pesquisa e estudo de técnicas para análise dos sinais do acelerómetro;
- Análise comparativa dos vários métodos utilizados;
- Recolha de amostra e de sinais obtido num pé, com recurso ao *hardware* disponível;
- Desenvolvimento de um programa através da ferramenta computacional MATLAB para a análise do sinal recolhido;

### 1.3. ORGANIZAÇÃO DO RELATÓRIO

O presente relatório encontra-se estruturado em duas partes lógicas: a primeira parte referente à apresentação do estudo e enquadramento teórico do estudo realizado, abrangendo os capítulos primeiro ao terceiro, e uma segunda parte dedicada à descrição da fase empírica englobando os capítulos quarto e quinto.

Tendo em conta que a análise e identificação do sinal de aceleração num pé pode contribuir de forma significativa para o desenvolvimento dos sistemas de localização *indoor*, o primeiro capítulo - Introdução - surge para fornecer um entendimento e a contextualização do trabalho, bem como do seu objetivo principal.

No segundo capítulo - A marcha humana - inicia-se a fase conceptual do estudo, apresentando o quadro teórico e temático acerca da análise do ciclo da marcha e da corrida, das variáveis distância e tempo, e especificidades da aceleração. Estes tópicos assumem-se como um ponto de partida essencial para a compreensão do sinal de aceleração num pé, em análises posteriores.

O terceiro capítulo - Métodos de deteção do passo - delinea de forma detalhada os métodos de análise da marcha, mais concretamente a utilização dos pedómetros e dos acelerómetros. Procedendo a um levantamento bibliográfico apresentam-se diferentes investigações que, recorrendo a acelerómetros para a análise das acelerações utilizam diferentes algoritmos, para a contagem do número e duração do passo, e filtros para a suavização do sinal recolhido. Este levantamento torna-se fundamental para a construção do quadro teórico que possibilitará o desenvolvimento e introdução de um método específico de análise e identificação do sinal, que se constitui como o objetivo deste estudo.

No quarto capítulo - Procedimento experimental - descreve-se o desenvolvimento do estudo exploratório de um conjunto de 12 dados (de marcha e corrida) recolhidos para a criação de um algoritmo e estudo e implementação dos filtros aplicar. Na recolha do conjunto de dados foi utilizado um *hardware* e um *software*, desenvolvidos para esse efeito, que são descritos neste capítulo.

O quinto capítulo - Testes e resultados - inicia-se com a apresentação dos resultados alcançados (num conjunto de dados para a marcha normal, rápida e corrida de 20, 100, 500

e 1000 passos) baseados nas estimativas sobre o número de passos, o tempo de passo e o erro associado. De seguida, é realizada uma discussão dos resultados obtidos.

O presente estudo termina com apresentação das - Conclusões - finais, incidindo sobre os resultados alcançados, sendo também realizada a referência às limitações do estudo e indicações para pesquisas futuras.



## 2. A MARCHA HUMANA

O entendimento sobre o movimento do corpo sempre despertou grande interesse devido à sua complexidade. Interesse este que foi sendo objeto de atenção de Aristóteles, Hipócrates, Vesalius, Galeno, Da Vinci, Galileu, entre outros. De todos os contributos que estes estudiosos realizaram ao longo do tempo a primeira tentativa bem-sucedida de registar o movimento, mais especificamente a marcha, teve lugar no final do século XIX com Muybridge, um fotógrafo americano, que através de fotografias múltiplas e sequenciais, criou a ilusão do movimento [7][12].

No início do séc. XX, observaram-se as primeiras contribuições para os estudos do padrão sequencial da ação muscular dos membros inferiores e estudos sobre as pressões e forças envolvidas na marcha. Não obstante, foi mais recentemente, que os estudos acerca da marcha avançaram com informações qualitativas e quantitativas da cinemática, cinética e eletromiografia dinâmica.

Tendo em conta que este estudo tem como objetivo analisar os sinais obtidos de um acelerómetro num pé para várias situações da marcha humana (marcha normal, rápida e corrida) torna-se fundamental uma análise mais aprofundada acerca das características da marcha humana.

Desta forma, ao longo deste capítulo, será apresentada a descrição da marcha com referência ao ciclo e às respectivas fases. Posteriormente, serão abordadas as variáveis da marcha, mais especificamente a distância, tempo e aceleração, que vão de encontro com os parâmetros que contribuem para o desenvolvimento do presente estudo. Posto isto, será apresentado, de seguida, a análise da corrida, que será igualmente objeto de estudo neste trabalho.

## **2.1. CARACTERÍSTICAS DO MOVIMENTO HUMANO**

Podemos entender a marcha como o meio natural do corpo para se movimentar de um local para outro. De facto, a marcha exige uma sequência repetitiva do movimento dos membros para mover o corpo para a frente, e ao mesmo tempo necessita da manutenção da estabilidade da postura [7][12][13][14][15].

É consenso na literatura científica que a locomoção é um movimento complexo porque exige integração e sinergia entre as diversas estruturas do aparelho locomotor. No entanto, devemos ter presente que a aquisição da marcha não é intata, mas sim, que resulta de um processo de aprendizagem. Isto é, ocorre um processo de maturação das funções neuromusculares e das competências motoras subjacentes para a realização da marcha [14].

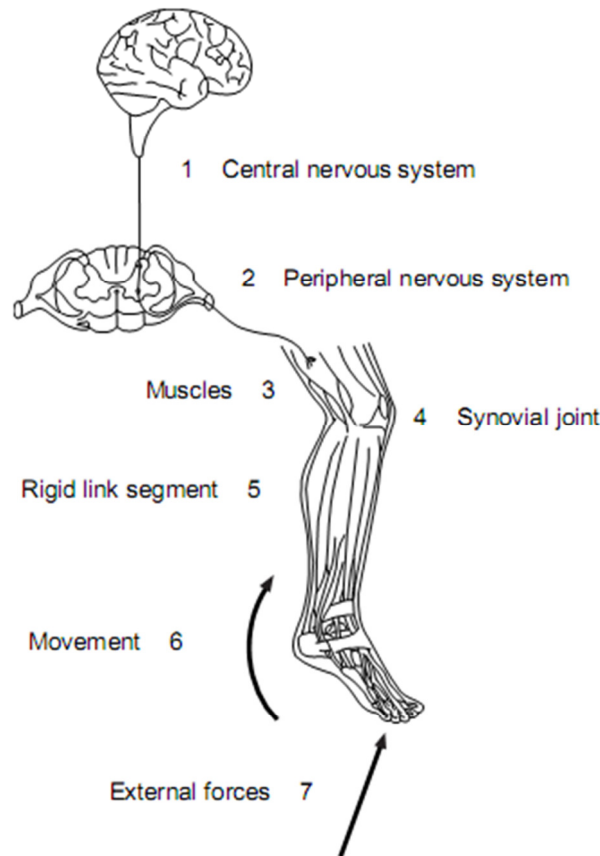
Torna-se assim importante, perceber de forma geral, como se processa o controlo do padrão de marcha. De forma genérica, existe uma organização própria dos sistemas neuronais e mecânicos, ou seja, observa-se:

“uma interação entre o sistema músculo-esquelético, a geração de programa central baseado num circuito espinal geneticamente determinado (gerador de padrão central), a modulação pelos centros nervosos superiores e a modulação aferente (retroalimentação, o que é sentido durante o desempenho da marcha)” [14].

A interação entre o sistema nervoso central, periférico e músculo-esquelético é ilustrado na Figura 1<sup>2</sup>.

---

<sup>2</sup> É apenas apresentado uma visão *top-down* deste controlo, sem ilustrar a componente de retroalimentação, para ser possível obter uma visualização mais simples do processo.



**Figura 1 Modelo *top-down*: os sete componentes básicos da marcha [14]**

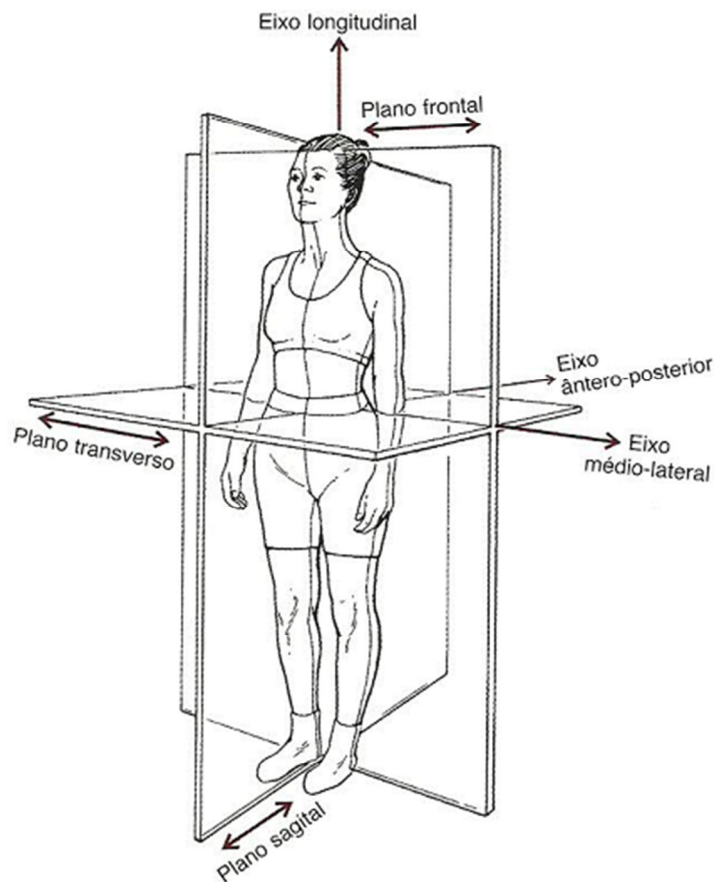
É unânime referir que o padrão de marcha encontra-se organizado no sentido de minimizar o gasto energético, relacionado diretamente com o trabalho realizado sobre o centro de gravidade. Embora o objetivo primário da marcha seja a translação do corpo de um ponto para outro através de bipedismo, o seu estudo requer uma análise multifatorial compreendendo o movimento integrado entre os membros, tronco e cabeça [15].

O método universalmente utilizado para descrever os movimentos humanos baseia-se num sistema de planos (sagital, frontal e transversal ou horizontal) e eixos (antero-posterior, medio-lateral e longitudinal ou vertical), como é visível na Figura 2 [16].

A marcha e a corrida são duas formas de locomoção, que partilham entre si o padrão de movimento e a sequência dos eventos sucessivos. No entanto, diferem pela percentagem, em cada ciclo, em que o corpo é apoiado no pé sobre o solo [15][17].

Com o intuito de perceber melhor o fenómeno que agora se definiu, importa proceder a análise do ciclo da marcha, nomeadamente em termos cinemáticos (posição, orientação, velocidade e aceleração dos segmentos corporais ou do corpo no seu global), que nos

fornece informações acerca dos seus condicionantes [12]. O entendimento destes aspetos, de forma mais detalhada, são fundamentais para o desenvolvimento do presente trabalho.



**Figura 2 Planos e eixos do corpo humano [16]**

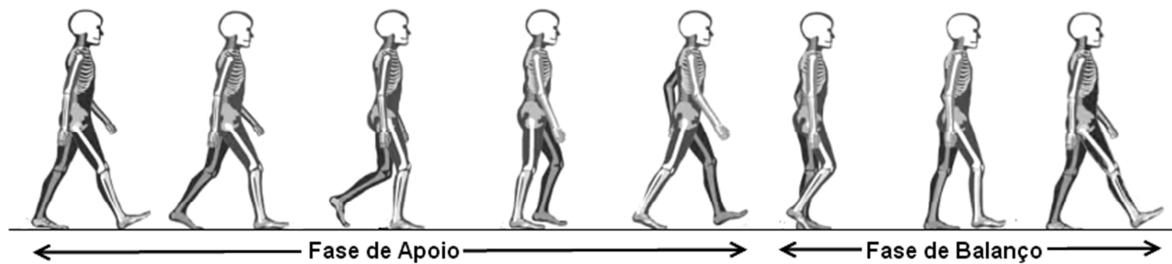
## **2.2. CICLO DA MARCHA**

A marcha normal é rítmica e pode ser descrita como uma translação progressiva do corpo como um todo, produzida por movimentos coordenados e rotatórios dos segmentos corporais [13][14].

De forma genérica, a marcha é uma progressão bípede que envolve sequências alternadas nas quais o corpo é apoiado por um membro que está em contacto com o solo, sendo seguidamente transferido para o outro. Assim, à medida que o corpo se move para a frente, um membro inferior serve como uma fonte móvel de apoio, enquanto o outro membro progride no avanço, até encontrar novamente o contacto com o solo, de seguida, os membros invertem os seus papéis. Para a proceder à transferência de peso corporal de um membro para outro, ambos os pés mantêm-se em contacto com o solo. Esta série de

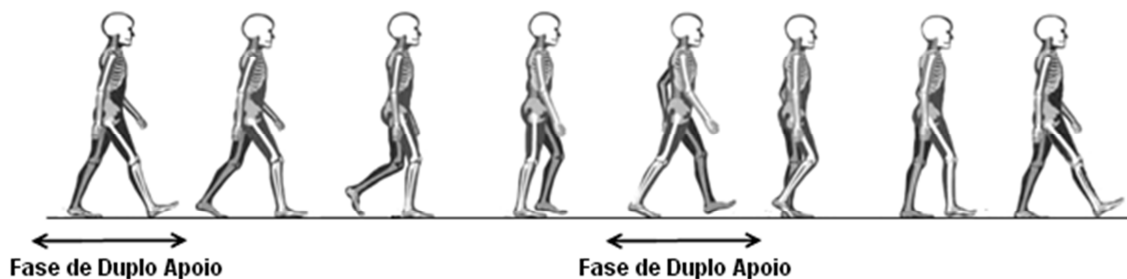
eventos é repetida por cada membro com um *timing* recíproco, e a sua sequência é chamada de ciclo da marcha [14][15][18].

Neste sentido, o ciclo da marcha é a medida básica de avaliação, e diz respeito ao intervalo de tempo durante o qual uma sequência de eventos sucessivos e regulares se completa. Na Figura 3, observa-se que o ciclo medeia desde o ponto de contacto inicial de uma das extremidades inferiores até o ponto em que esta mesma extremidade contacta o solo novamente [18].



**Figura 3 O ciclo da marcha [18]**

Analisando com mais detalhe, durante o ciclo da marcha cada extremidade passa por duas fases distintas: a fase de apoio e a fase oscilante ou de balanço (Figura 3). Pode-se também destacar dois momentos no ciclo da marcha em que ambos os pés contactam com o solo, que se designa duplo apoio [13][14][15][18] como se esquematiza na Figura 4.



**Figura 4 Fase de duplo apoio [18]**

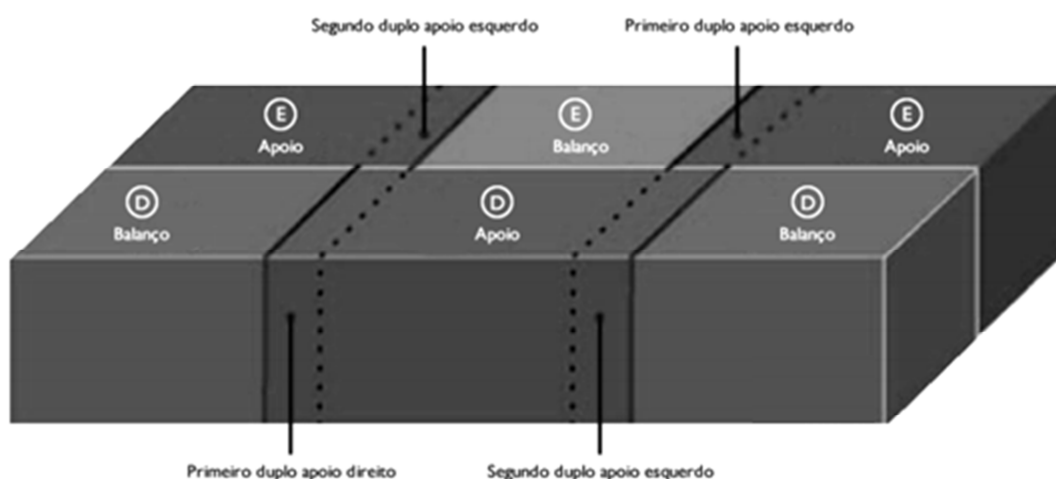
No que concerne à fase de apoio, esta começa no momento em que a extremidade de referência toca no solo, com ataque do calcanhar, e continua enquanto uma porção do pé ainda se mantém em contacto com o solo (Figura 3). Caracteriza-se por um período de descarregamento ou aceitação do peso do corpo pelo membro inferior de apoio,

possibilitando o avanço do corpo sobre o membro que está sustentado. Esta fase ocupa aproximadamente 60% do ciclo da marcha.

A fase de balanço diz respeito à porção do ciclo em que a extremidade de referência não contacta com o solo até ao momento em que existe novamente o contacto do calcanhar com o solo. É de salientar que quando a extremidade de referência se encontra na fase de balanço, não tem nenhum contacto com o solo, como se pode verificar na Figura 3, permitindo que o membro se mova para a frente levando o corpo. Esta fase ocupa aproximadamente 40% do ciclo da marcha durante a marcha normal.

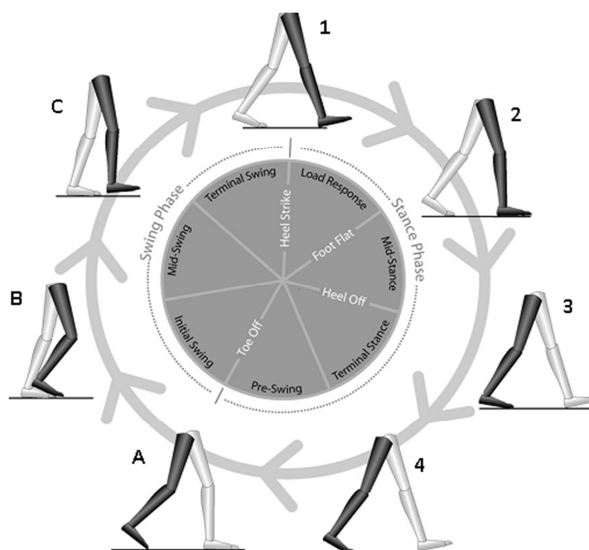
Quando ocorre o duplo apoio, ambos pés estão em contacto com o solo, onde o peso corporal é transferido de um membro para o outro. Num ciclo da marcha ocorrem dois momentos de apoio duplo, coincidindo com o momento em que um membro está a iniciar a fase de apoio e o outro está a terminar a de apoio. É de notar que quanto menor for a percentagem de tempo gasto num duplo apoio maior irá ser a velocidade da marcha [15]. Na Figura 4 observa-se os momentos em que ocorrem o tempo de duplo apoio. Estes dois períodos de duplo apoio ocupam aproximadamente 22% do ciclo da marcha durante a marcha normal.

Em suma, na marcha as ações do corpo são cíclicas e quando se observam as sequências dos movimentos de ambos membros inferiores que ocorrem no mesmo período de tempo, obtém-se a perspectiva ilustrada na Figura 5.



**Figura 5** Esquemática da fase de apoio, balanço e duplo apoio [18]

Dentro de cada fase é ainda possível distinguir diferentes períodos ou subdivisões de acordo com os diferentes comportamentos que a extremidade de referência assume ao longo da sua progressão (Figura 6).



**Figura 6** Subdivisão das fases do ciclo da marcha [6]

Analisando a Figura 6, é possível distinguir na fase de apoio quatro períodos, sendo: contacto inicial, resposta à carga, contacto terminal e pré-balanço (de 1 a 4, respetivamente). Na fase de balanço podemos destacar três períodos: balanço inicial (A), balanço médio (B) e balanço final (C) [6]. Na Tabela 1 é apresentada uma descrição pormenorizada dos eventos que ocorrem em cada subdivisão que compõe a fase de apoio e de balanço.

**Tabela 1** Descrição da fase de apoio e de balanço [13][14]

	Contacto inicial – quando o calcanhar da extremidade de referência contacta com o solo;
Fase de apoio	Resposta à carga – quando a restante região do pé entra em contacto com o solo;
	Apoio terminal – o momento do contacto inicial da extremidade oposta;
	Pré-balanço – desde o contacto inicial da extremidade oposta até à elevação da perna do membro de referência, e o pé transfere o peso para o outro lado;
Fase de balanço	Balanço inicial – início do movimento de elevação da perna;
	Balanço médio – fim do movimento da elevação da perna, a tibia fica numa posição vertical ao solo;
	Balanço terminal – Diminuição da perna elevada até ao momento do contacto inicial.

Dado que cada sequência do ciclo da marcha envolve uma série de interações entre os membros inferiores e o centro de gravidade, diferentes variáveis devem ser tidas em conta durante a sua análise. Para tal, é apresentada de seguida uma descrição das variáveis de distância e tempo que são dois parâmetros básicos do movimento.

### 2.3. VARIÁVEIS DE DISTÂNCIA E TEMPO

As variáveis de distância e tempo fornecem informações qualitativas e quantitativas essenciais acerca da marcha de uma pessoa, podendo ser afetadas por diversos fatores, como: idade, género, peso, sexo, calçado, mobilidade articular, força da massa muscular e distribuição da massa nos segmentos ósseos [15]. Contudo, uma discussão sobre todos os fatores que alteram a marcha encontra-se além do objetivo deste texto.

No que concerne às variáveis de distância, estas incluem o comprimento de passo e da passada, tamanho da base da marcha e o grau de deslocamento dos dedos. Por sua vez as variáveis de tempo incluem o tempo de apoio, tempo de apoio num membro de duplo suporte, duração do passo e da passada, tempo de oscilação, cadência e velocidade [13][15].

Importa aqui distinguir o conceito do comprimento do passo e da passada, dado que contribuirão para o objeto do nosso estudo. A distância linear entre dois pontos de contacto sucessivos das extremidades opostas, diz respeito ao comprimento do passo. Geralmente, este é medido desde a batida do calcanhar de uma extremidade até à batida do calcanhar da extremidade oposta. Para o comprimento da passada considera-se a distância linear entre dois pontos de contacto sucessivos da mesma extremidade [13][15][16]. Na Figura 7, podemos visualizar um esquema representativo destas duas variáveis da distância.

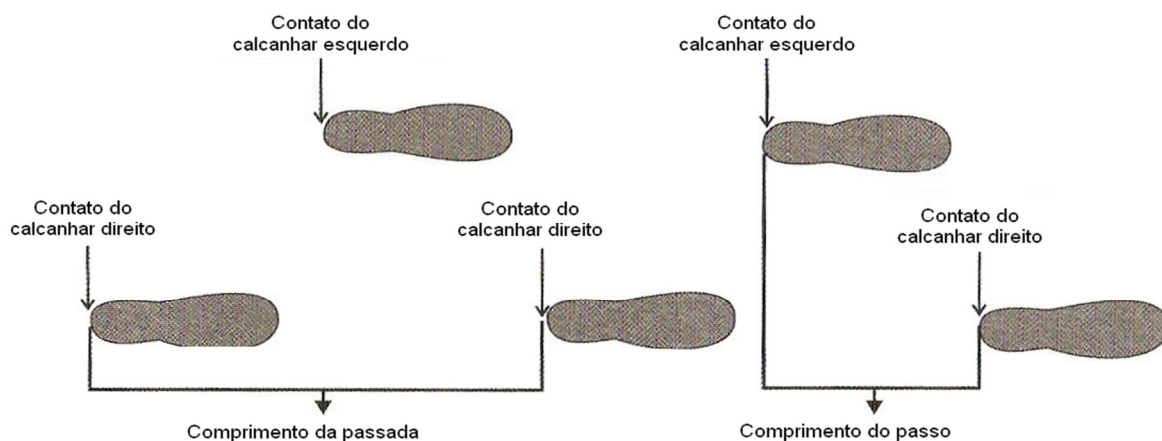
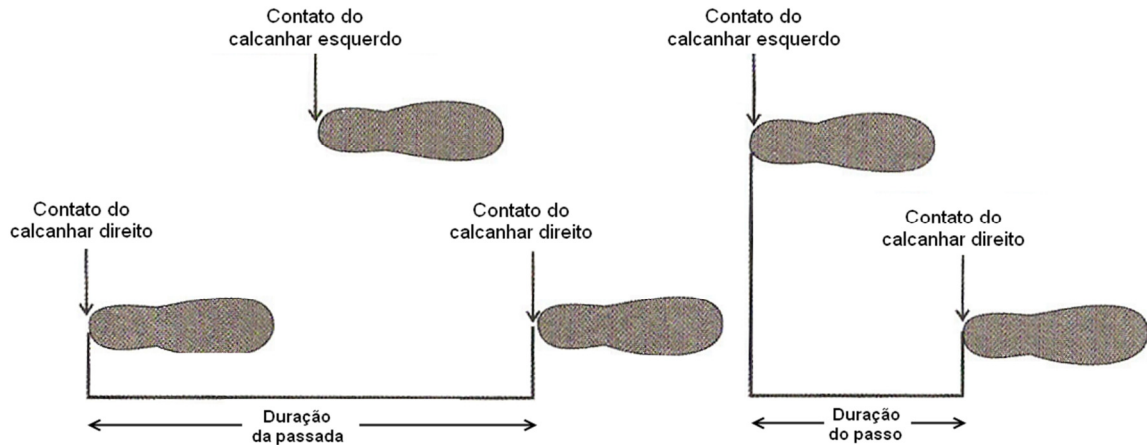


Figura 7 Variáveis da distância: comprimento da passada e do passo [16]

A duração do passo refere-se à quantidade de tempo decorrido num único passo. Por outro lado, a duração da passada mantém-se relacionada com o comprimento da passada, sendo expressa pela quantidade de tempo decorrido na distância linear entre dois eventos sucessivos que são realizados pelo mesmo membro. O tempo da passada e a duração do ciclo da marcha são sinónimos [16].



**Figura 8 Variáveis de tempo: duração da passada e do passo [16]**

Ainda dentro da variável tempo, importa distinguir os conceitos de cadência e de velocidade. A cadência reporta ao número de passos dados, por uma pessoa, numa unidade de tempo, podendo ser expressa pela seguinte fórmula:

$$cadência = \frac{\text{número de passos}}{\text{tempo}} \quad (1)$$

Desta forma, pode-se interpretar que, por exemplo, um comprimento de passo mais curto vai resultar numa cadência aumentada em qualquer velocidade. Na marcha, a frequência típica de passos ou cadência é cerca de 110 passos/minuto para um homem adulto, sendo cerca de 116 passos/minuto para uma mulher em idade adulta. Se a cadência da marcha for superior a 180 passos por minuto o período de duplo apoio desaparece e o indivíduo encontra-se em corrida.

Por sua vez, a velocidade da marcha corresponde à velocidade linear do corpo para a frente que pode ser medida em centímetros/segundo, metros/minuto ou milhas/hora. O cálculo da velocidade da marcha pode ser dado pela expressão (2).

$$velocidade\ da\ marcha = \frac{dist\ancia\ percorrida}{tempo} \quad (2)$$

As variações na velocidade da marcha, podem resultar numa velocidade mais lenta ou mais rápida, tendo em consideração a marcha que é confortável para cada indivíduo. Desta forma, a cinemática estabelece que o aumento da velocidade pode ser dado tanto pelo aumento da cadência como pelo comprimento do passo. De forma geral, observa-se que alguns indivíduos para adquirir uma marcha de velocidade mais rápida aumentam a passada e diminuem a cadência, outros porém, diminuem o tamanho da passada e aumentam a cadência [15][16].

Por fim, temos a aceleração, que representa a variação das mudanças de velocidade em relação com o tempo. Este parâmetro assume uma grande importância para este estudo devido à finalidade de analisar e identificar o sinal de aceleração obtido num pé.

#### **2.4. ACELERAÇÃO NUM PÉ DURANTE O CICLO DA MARCHA**

Na marcha humana a velocidade de um corpo raramente é constante. Quando se considera um valor de velocidade apenas se considera a média da velocidade num intervalo de tempo. Tome-se o exemplo de numa corrida de fundo, em que o atleta pode correr distâncias consecutivas de 1000 metros em 3 minutos e 30 segundos, este valor pode apenas indicar a velocidade média. Mas, se o objetivo fosse proceder a uma análise detalhada para verificar a velocidade instantânea, iria-se verificar que o corredor aumentou e diminuiu a velocidade ao longo do percurso. Assim, pode-se constatar que se a velocidade muda continuamente [16].

A frequência da mudança da velocidade pode estar relacionada com as forças que causam o movimento, e a sua relação em função com o tempo é designada por aceleração. A aceleração pode ser determinada pela seguinte fórmula:

$$aceleração = \frac{mudança\ na\ velocidade}{mudança\ no\ tempo} \quad (3)$$

Em termos gerais,

$$aceleração = \frac{velocidade_f - velocidade_i}{tempo\ na\ posição_f - tempo\ na\ posição_i} \quad (4)$$

Quando a velocidade é calculada pelo deslocamento e pelo tempo, ou quando a aceleração é calculada pela velocidade e pelo tempo, o procedimento matemático é a diferenciação, que resulta na derivada.

No entanto, em certas situações podem estar reunidos dados acerca da aceleração, como no caso deste estudo. A partir desses dados, pode-se então, calcular as velocidades e as posições, com base num processo que é oposto da diferenciação e designado por integração. Desta forma, a velocidade é dada pela integral do tempo de aceleração, descrita pela seguinte equação:

$$velocidade = \int_{t_1}^{t_2} aceleração dt \quad (5)$$

Os termos  $t_1$  e  $t_2$  definem os pontos inicial e final em que é avaliada a velocidade. Do mesmo modo, a posição resulta da integral da velocidade:

$$posição = \int_{t_1}^{t_2} velocidade dt \quad (6)$$

Durante marcha humana é possível estudar o comportamento da aceleração ao longo do ciclo da marcha. Na Figura 9 é possível visualizar a relação da variação da aceleração num pé durante um ciclo da marcha. A partir do estudo da variação da aceleração é possível identificar a fase de apoio (1, 2, 3 e 4) e de balanço (A, B e C) do ciclo da marcha.

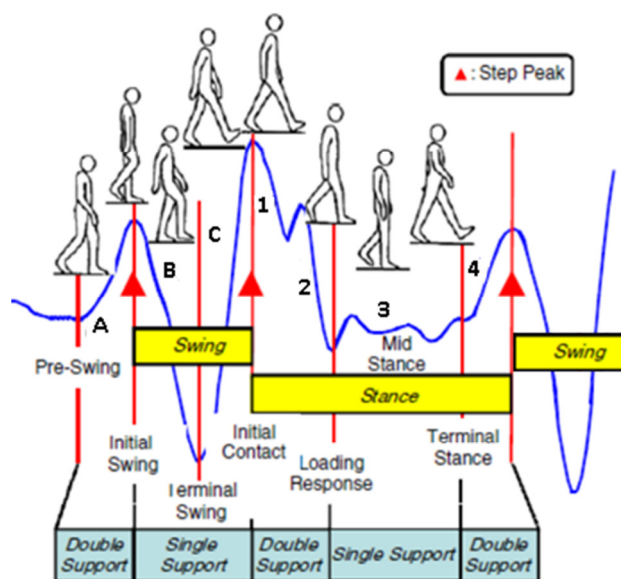


Figura 9 Variação da aceleração do pé durante o ciclo da marcha [19]

Através da análise da Figura 9 pode verificar-se que ocorrem dois picos de aceleração num ciclo da marcha. Estes picos ocorrem no momento da fase de balanço na subdivisão balanço médio (B) e no início da fase de apoio, ou seja na subdivisão contato inicial (1).

A marcha e a corrida são as principais formas de locomoção desempenhadas pelo ser humano. Apesar de serem movimentos da mesma natureza, estas duas atividades harmonizam algumas características distintas. Assim, passaremos a explicar a atividade da corrida.

## 2.5. CORRIDA



Figura 10 Sequência dos movimentos na corrida [17]

A corrida é uma atividade de locomoção semelhante à marcha (Figura 10), e o movimento dos segmentos pode ser considerada como uma ação harmónica para alcançar uma locomoção que apresente a translação do centro de massa com menor gasto energético [12][17][20].

No entanto, o facto de um indivíduo apresentar força muscular e amplitude de movimentos suficientes para desempenhar a marcha, não significa que este esteja apto para iniciar e desenvolver a corrida. Deve-se assim entender que, a corrida é uma atividade motora altamente complexa que engloba a ação conjunta de vários níveis do sistema nervoso, requerendo mais equilíbrio, força muscular e amplitude de movimento de todo o corpo, quando equiparada à marcha normal [15].

De facto, a ausência de um período de duplo apoio e presença de períodos de flutuação, nos quais ambos os pés estão fora de contacto com o solo, impõe a necessidade de maior equilíbrio na corrida. Por outro lado, durante a corrida é necessário igualmente que os músculos consigam gerir mais força para equilibrar e suportar o peso da cabeça, braços e

tronco, e ainda em conjunto com as estruturas articulares deve absorver mais energia para aceitar e controlar este peso [15,17].

Apesar de cada indivíduo apresentar um “estilo” de corrida própria, tal como acontece na marcha, os seus movimentos seguem um padrão comum. Desta forma, as fases da corrida são similares à da marcha, excetuando que na corrida não existe o duplo apoio. Como resultado, e pela análise da Figura 10, podemos constatar que ambos os ciclos diferem no tempo dos eventos chave do ciclo: enquanto na marcha ocorre dois períodos de duplo apoio (ambos os pés estão simultaneamente em contacto com o solo) na corrida existem dois períodos de duplo voo, no início e no fim da fase de oscilação do ciclo (nenhum pé se encontra em contacto com o solo). Comparativamente, o período de oscilação na marcha é aproximadamente 40% do ciclo total, enquanto na corrida constitui cerca de 62% (Figura 11) [17][20].

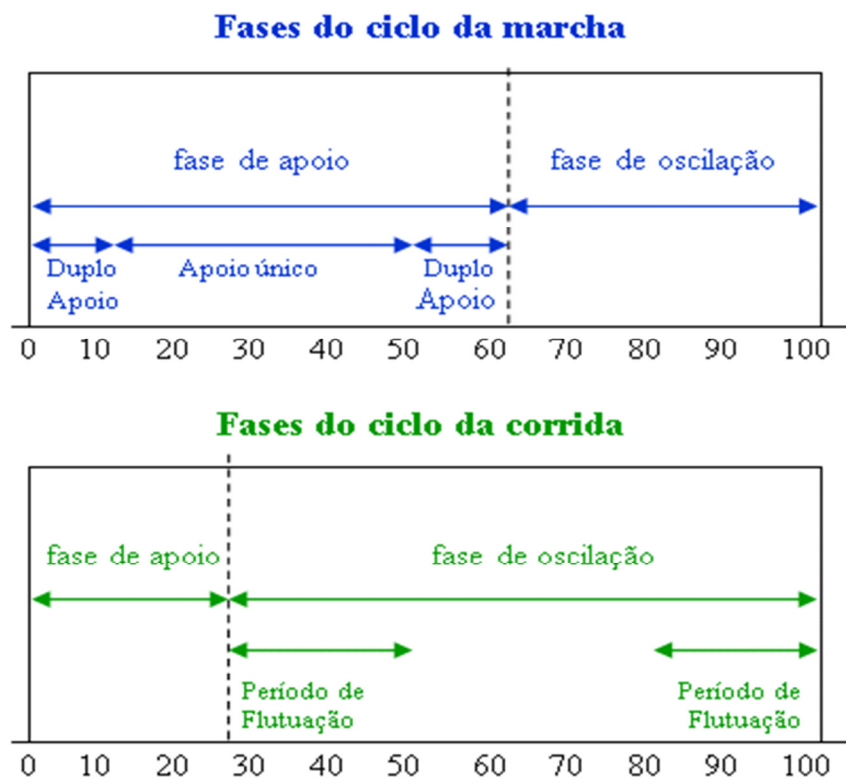


Figura 11 Comparação das fases do ciclo da marcha e da corrida [15]

Se atendermos à duração da fase de apoio, na corrida, esta depende da velocidade em que o indivíduo se desloca, pelo que, pouco tempo é gasto nesta fase se o indivíduo se deslocar rapidamente. Se nos reportamos a um atleta de alta competição, na modalidade de corrida de velocidade, este gasta muito menos tempo na fase de apoio. O esquema da Figura 12

compara a variação dos parâmetros do ciclo com a velocidade dos movimentos para a marcha, corrida normal, corrida de velocidade (*sprint*) e a corrida realizada por atletas de alta competição. Facilmente se depreende que quando transitamos da marcha para a corrida normal a percentagem da fase de apoio passa de 62 para 39. Já no que concerne à fase de oscilação, a percentagem aumenta quando se transita da marcha para a corrida de 38% para 61% [17].

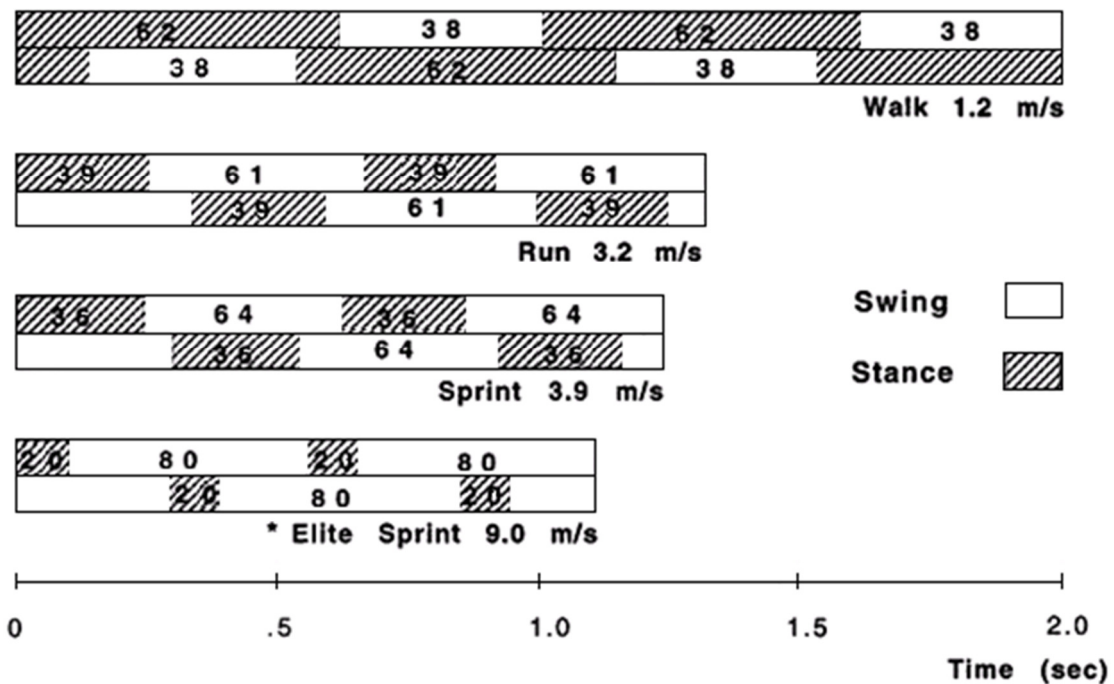


Figura 12 Variação dos parâmetros do ciclo da marcha de acordo com a velocidade [17]

Uma das características mais distintas da marcha é que é individualizada, cada pessoa tem uma forma própria de se movimentar. O padrão da marcha pode assim, refletir a profissão de um indivíduo, estrutura corporal, estado de saúde e personalidade, ou outros atributos físicos e psicológicos [16][21].

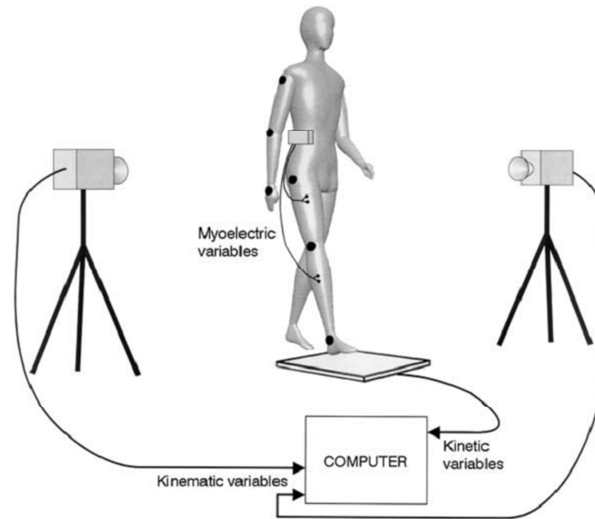
### 3. MÉTODOS DE DETECÇÃO DO PASSO

A análise da marcha tem vindo a ser objeto de estudo e de interesse de várias áreas científicas, geralmente, para descrever avaliações de formas de locomoção, como o andar e o correr.

A análise biomecânica do movimento, concretamente da marcha, pode incidir sobre aspetos cinemáticos e cinéticos. A cinética consiste no estudo das forças que atuam no corpo, tais como as forças internas (atividade muscular) e as forças externas (inércia, força de reação ao solo e da gravidade) que podem provocar movimento do corpo. Para a medição destes aspetos pode utilizar-se diferentes ferramentas, entre elas: as plataformas de força e palmilhas/tapetes de pressão para a avaliação das forças de reação ao solo e pressão plantar, respetivamente; o electromiógrafo para medição da atividade electromiográfica dos músculos, como se encontra visível na Figura 13 [7][12][22].

Por sua vez, a cinemática centra-se no estudo do movimento dos corpos sem referência a forças que provocam o movimento. Descreve o padrão e aspetos temporais do movimento, tais como posições, ângulos, velocidades e acelerações de segmentos do corpo e articulações durante o movimento. Para a avaliação da cinemática do corpo humano pode

recorrer-se a diferentes tecnologias: sistema de captação de imagem ou videogravação com ou sem marcadores (Figura 13); medição do trabalho fisiológico e potência para estudo do consumo de energia; acelerometria, entre outros métodos alternativos [6][7][12][23].



**Figura 13 Análise do movimento humano [12]**

Neste trabalho, recorre-se à acelerometria, uma vez que, possibilita medir as acelerações provocadas e sofridas pelo corpo humano [22][24]. Para o estudo do movimento, mais especificamente, para a medição e monitorização das acelerações que ocorrem durante a marcha, são cada vez mais utilizados os acelerómetros como um método não invasivo e fiável [12][25][26][27][28].

De acordo com a literatura, o recurso a acelerómetros tem sido muito utilizado e útil na medição das acelerações, durante o ciclo da marcha, e tem revelado precisão na estimativa do momento do contacto inicial do calcanhar e do contacto final, assim como os valores de pico de aceleração [6][19]. Recentemente, os acelerómetros MEMS, são muito aplicados para providenciar a medição da distância da marcha humana *indoor* [10].

Este capítulo inicia-se com uma breve descrição dos pedómetros e a sua importância como aparelhos mais utilizados para a contagem de passos no quotidiano. Seguidamente, são apresentados os acelerómetros como sensores do movimento, bem como o seu princípio de funcionamento e as suas aplicações em diferentes áreas.

Para alcançar o objetivo deste estudo, foi necessário proceder a uma revisão da literatura acerca dos algoritmos desenvolvidos para a deteção de passos e dos filtros mais utilizados.

Neste sentido, para concluir este capítulo, é apresentada uma descrição de alguns métodos que recorrem ao uso de acelerómetros para análise do movimento e contagem de passos, e alguns métodos de aplicação de filtros que permitem otimizar a leitura do sinal.

### 3.1. PEDÓMETROS

O vocábulo pedómetro provém do Latim *pedis* que significa “pé” e do Grego *metron* que significa “medida” [29]. O pedómetro é um aparelho que foi construído com o objetivo de medir o número passos, sendo que os mais modernos, para além de contabilizarem o número de passos, calculam também a distância percorrida e as calorias perdidas [30][31].

Atualmente, os pedómetros dependem de sensores inerciais MEMS e de *softwares* sofisticados para a deteção de passos, expressando, contudo, um erro que ronda os 5 a 10%. O conhecimento do princípio de funcionamento deste aparelho, o respeito pela sua colocação, e fatores como o tipo de fisionomia e o estilo de corrida da pessoa devem ser sempre tomados em consideração durante o estudo da contagem de passos.

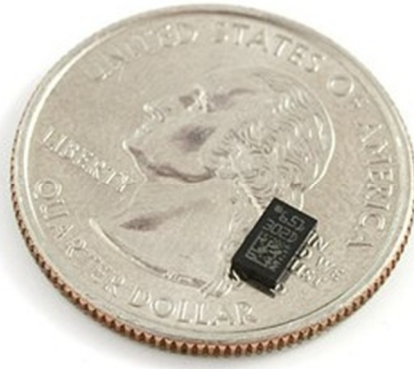
O pedómetro é um dispositivo leve, discreto e prático, geralmente colocado à cintura fixo no cinto das calças, embora também possa ser usado no pé, pulso ou coxa [32]. Recorrendo a este aparelho é possível fazer-se medições da marcha, uma das atividades mais frequentes no quotidiano, pelo que a sua utilização tem sido frequente para ajudar as pessoas a ganharem um estilo de vida saudável, inculcando hábitos de caminhar ou correr. Desta forma, os pedómetros têm vindo a ser mais utilizados para a monitorização diária do exercício físico ou dos programas de reabilitação, pois são bastantes motivadores ao proporcionarem um *feedback* imediato do exercício realizado. Embora os pedómetros sejam baratos e de simples utilização, as principais desvantagens residem no facto de não conseguirem refletir a intensidade do movimento e, portanto, facultarem estimativas imprecisas relativamente ao gasto de energia [30][32] [33][34].

Existem duas categorias principais de pedómetros: os mecânicos e os eletrónicos. Os pedómetros mecânicos ou analógicos, mais comuns, dependem da oscilação de um pêndulo. São constituídos por um contrapeso, uma mola e um braço no qual o contrapeso é anexo, para detetar as vibrações. Por sua vez, os pedómetros eletrónicos ou digitais melhoraram a precisão em relação aos mecânicos, através do uso de um acelerómetro para determinar o movimento. O acelerómetro não é simplesmente um sistema de “*on/off*” como os pedómetros mecânicos, conseguindo medir se um passo é forte ou leve. Por estas

razões, os pedómetros digitais com acelerómetros são os dispositivos mais precisos para contar passos [29].

### **3.2. ACELERÓMETRO E A SUA APLICAÇÃO**

Um grande número de aparelhos mecânicos e eletrônicos têm vindo a ser desenvolvidos para a avaliação do movimento, de forma a potenciar a objetividade e precisão das medições realizadas. Como se viu anteriormente, os pedómetros digitais quantificam o movimento através do uso de um acelerómetro para determinar o movimento. A Figura 14 ilustra um acelerómetro comum onde é possível visualizar o seu tamanho reduzido comparativamente a uma moeda.

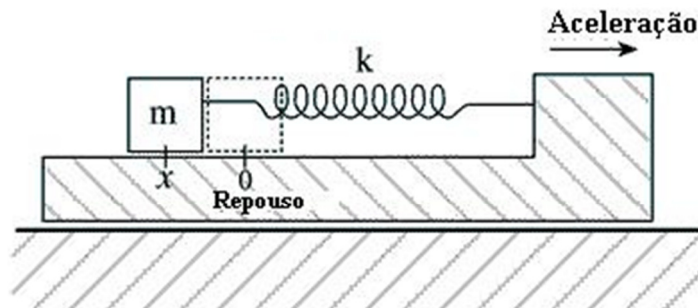


**Figura 14 Exemplo de um acelerómetro [35]**

Foi na década de 50 que se utilizou, pela primeira vez, um acelerómetro para avaliar os movimentos do corpo humano [5][24][35]. Desde então, a sua utilização para a análise da marcha humana tem vindo a crescer e vários estudos, recorrendo a diferentes tipos de acelerómetros colocados em diferentes partes do corpo, têm sido publicados. Estes dispositivos são, normalmente, colocados ao nível da cintura e pernas, podendo, ainda, ser colocados no pé (nomeadamente no sapato) [5] [19][21][24].

Sempre que um indivíduo se movimenta o seu corpo sofre uma aceleração, teoricamente proporcional à força exercida pelos músculos responsáveis por essa mesma aceleração [30]. Os acelerómetros são sensores que medem as acelerações sofridas por um corpo ao longo do seu eixo sensível, existindo acelerómetros com 1, 2 ou 3 eixos de análise. Estas acelerações medidas podem ser estáticas (como a força da gravidade) ou dinâmicas (como a vibração) [27][35].

Pode definir-se um acelerómetro como um transdutor massa-mola, que se encontra no interior de um sensor, e que por sua vez, se encontra unido ao corpo, como ilustra a Figura 15. Sempre que o corpo acelera a inércia faz com que a massa resista, sendo que a força exercida pela massa é equilibrada pela mola. Como o deslocamento permitido pela mola é proporcional à força aplicada, a aceleração do corpo é proporcional ao deslocamento da massa [5] [7] [12] [19][22][37].



**Figura 15 Princípio de funcionamento de um acelerómetro [36]**

O mecanismo básico de medição da aceleração é assente nos princípios da Lei de Hooke ( $F = kx$ ) e da Segunda Lei de Newton ( $F = ma$ ) sendo detetada e, posteriormente processada por circuitos externos, obtendo-se um sinal analógico ou digital [5][19] [22][26] [27].

Em movimentos de aceleração, como demonstrado na Figura 15, em que o corpo sofre uma aceleração para o lado direito, a mola estende-se para fornecer a força necessária para acelerar a massa. Esta aceleração é calculada igualando as equações referentes às leis anteriormente mencionadas [37]. A partir desta relação, a medição da aceleração pode ser reduzida a uma medida da extensão linear da mola (deslocamento linear), resultando na seguinte expressão:

$$ma = kx \Leftrightarrow a = \frac{kx}{m} \quad (7)$$

Por outras palavras, se a massa sofreu um deslocamento  $x$ , significa que a massa está sob uma aceleração relacionada com esse deslocamento (dado que o valor de  $k$  é a constante da mola e  $m$  é a massa do corpo). Em movimentos de desaceleração, o princípio físico de medição da aceleração faz-se segundo os mesmos princípios. No entanto, a mola em vez de sofrer uma extensão é comprimida. De notar, que este processo de medição de aceleração é realizado para cada eixo sensível do acelerómetro.

Os resultados obtidos por um acelerómetro devem ter em conta que estes provêm de diferentes fontes: da aceleração provinda do movimento do corpo, da aceleração gravitacional e das vibrações externas (não produzidas pelo próprio corpo). Dentro destas apenas as duas primeiras se encontram diretamente relacionadas com o movimento do corpo, sendo que o valor da aceleração gravitacional pode variar entre -1 e 1 G, dependendo da posição do acelerómetro dentro do campo gravitacional [38].

Contudo, importa ainda ressaltar as precauções na colocação do acelerómetro no corpo, uma vez que as suas medidas são influenciadas pelo ângulo a que este se encontra a cada momento, em relação a uma referência, e que pode variar ao longo do percurso, pelos movimentos do corpo. O erro de colocação do acelerómetro pode ser visível quando o dispositivo está estático à aceleração da gravidade [5][24].

Quando se recorre a acelerómetros para medir o movimento humano, mais especificamente a marcha e corrida, os resultados providenciam informações acerca da intensidade e da frequência do movimento. Sendo a intensidade do movimento humano verificada com a variação da amplitude do sinal [5] [38].

No andar a uma velocidade natural a amplitude e a frequência de locomoção contém valores inferiores quando comparado com a corrida, onde ocorrem acelerações mais abruptas. Estas acelerações que ocorrem durante o movimento humano são mais elevadas nos eixos longitudinal e anteroposterior do que no eixo mediolateral e aumentam de magnitude no sentido cranial para caudal [38].

Para análise do sinal recolhido pelo acelerómetro durante o movimento humano existem diferentes métodos, entre os quais o método de deteção de pico e o método de deteção de zero que são os mais referenciados na literatura como sendo os mais adequados para este estudo. O método de deteção de pico consiste na leitura dos pontos máximos da amplitude do sinal de aceleração, enquanto o método de cruzamento de zero consiste no momento em que o sinal cruza a origem [10][39][40][41].

Os acelerómetros estão cada vez mais disponíveis no mercado com menores dimensões, mais sensíveis, compactos e económicos, sendo por este motivo mais práticos e tecnologicamente mais sofisticados, providenciando informações mais precisas (Figura 16). Estas características devem-se à existência de sensores MEMS que recorrem a uma estrutura baseada em silicone, com interdigitações e em forma de pente constituída

por dentes fixos e móveis [5][7][8][9][24][27][35]. A deslocação dos elementos móveis que estão associados a diferentes eixos permite obter a aceleração do movimento em diferentes direções [9].

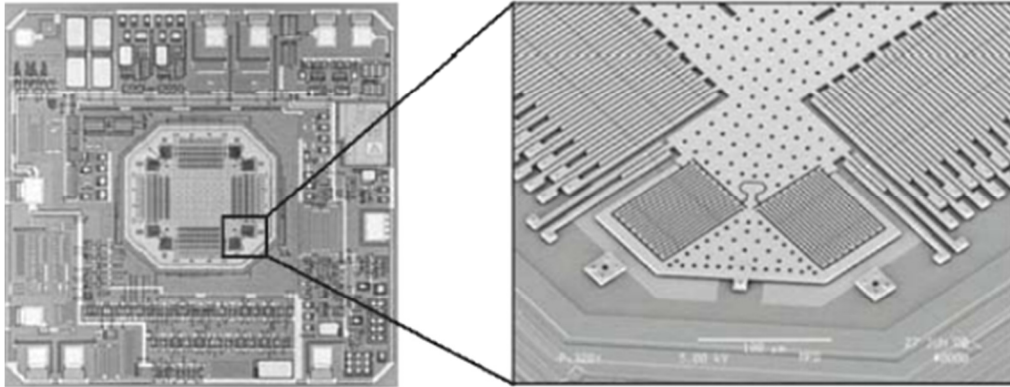


Figura 16 Exemplo da estrutura de um acelerómetro capacitivo de três eixos [35]

Existem acelerómetros com propriedades *piezo-resistivas*, *piezo-elétricos*, capacitivas, ressonantes ou térmicas [9][22][24][27][42]. A grande maioria é baseada em cristais *piezo-elétricos* mas, estes são demasiado grandes quando comparado aos capacitivos, que apresentam maior sensibilidade, são menos influenciados pelo ruído e temperatura, apresentam menores dissipações e têm uma estrutura mais simples [9].

A utilização dos acelerómetros nos estudos da marcha humana tem inúmeras vantagens, não só relacionadas com o baixo custo do sensor, mas principalmente porque possibilita a realização de testes em diferentes ambientes, não estando restrito apenas ao ambiente laboratorial. Por outro lado, a colocação do acelerómetro não influencia no que se pretende avaliar: a marcha do indivíduo [30].

Os acelerómetros têm inúmeras aplicações, sendo já indispensáveis ao nível da indústria automóvel (nos sistemas de *airbag*, controlo de cintos de segurança ou controlo de tração dos automóveis), na tecnologia audiovisual, mais especificamente nos *smartphones* (para contabilizar passos, alternar entre os modo de *portrait* e *landscape*, nas funções de atalho, como mudar a faixa no MP3player, atender ou recusar uma ligação, abrir ou fechar aplicativos). São também utilizados nos computadores (nos portáteis da Apple para a proteção dos discos rígidos de danificações), nos sistemas de captação de imagens (nas câmaras digitais para estabilização de imagem), nos brinquedos eletrónicos (como é o caso da Nintendo Wii com controlador de jogo sem contato), na medicina e reabilitação

(*pacemakers*), em aplicações robóticas, entre outras. Estes dispositivos são bastante sensíveis, compactos e económicos, permitindo dotar os acelerómetros de mais segurança e funcionalidades [9][27][35][42].

Tal como se tem vindo a mencionar, para além de se poder tirar partido da utilização de acelerómetros em sistemas de deteção e reconhecimento da marcha humana, estes também têm sido muito usados em sistemas de posicionamento e navegação, nomeadamente em sistemas de navegação inercial. Na literatura encontram-se muitos estudos realizados para determinar a localização e o deslocamento de pessoas recorrendo a sensores inercias. É de referir que os dados obtidos pelos sensores inercias não têm relação com o lugar onde os pedestres se encontram localizados. Uma grande parte dos estudos realizados, que usam acelerómetros para a localização pedestre no interior de edifícios, seguem uma técnica de *Pedestrian Dead Reckoning* (que consiste em somar coordenadas relativas, provenientes dos acelerómetros e giroscópio ou outros, à coordenada absoluta, dadas pelo GPS).

A ideia principal da utilização dos acelerómetros baseiam-se no estudo do sinal da aceleração para obter a distância percorrida pela pessoa, para o cálculo da posição relativa. Para ser possível determinar a posição existem diferentes métodos, alguns partem da análise da integração dupla da aceleração durante o movimento da marcha. Outros métodos baseiam-se na contagem do número de passos dados para calcular a distância percorrida através da estimativa do comprimento do passo. No estudo desenvolvido em 2010, o autor Neil Zhao [31] demonstra uma correlação entre o número de passos e o comprimento do passo para o cálculo da distância percorrida, dada pela seguinte expressão:

$$\text{Distância} = \text{número de passos} \times \text{distância do passo} \quad (8)$$

Para o cálculo da distância do passo a cada 2 segundos é realizada a contagem do número de passos dados. Tendo em conta que esta distância é influenciada pela velocidade e pela altura da pessoa, a sua estimativa deve ter em conta estas variáveis. A Tabela 2 ilustra a distância do passo em função do número de passos e da altura. Pela análise da tabela, pode-se constatar que o comprimento do passo será maior quanto mais alta for a pessoa, ou maior a velocidade para marcha rápida ou corrida.

Não obstante à existência de diferentes métodos utilizados para a determinação da posição de pessoas em ambientes *indoor*, quando se recorre à utilização de acelerómetros o seu

estudo baseia-se essencialmente na contagem de passos dados. Para tal, torna-se fulcral a implementação de métodos dirigidos para o estudo da deteção de passos. O desenvolvimento de algoritmos é um recurso a utilizar na construção de programas para a contagem de passos, que são explorados de forma mais detalhada na seção seguinte.

**Tabela 2 Passo como função da velocidade e da altura [31]**

<b>Passos por 2 segundos</b>	<b>Comprimento de passo</b>
1	Altura/5
2	Altura/4
3	Altura/3
4	Altura/2
5	Altura/1.2
6 ou 7	Altura
$\geq 8$	Altura x 1.2

### **3.3. ALGORITMO PARA DETEÇÃO DE PASSO**

Um algoritmo pode ser definido como uma sequência finita de instruções para resolver um determinado problema. Sempre que se desenvolve um algoritmo estabelece-se um padrão de comportamento ou uma norma de execução de ações que deverá ser seguida até atingir a conclusão pretendida.

Para o desenvolvimento de um algoritmo para deteção de passos tornou-se importante proceder-se a um levantamento de estudos existentes na literatura que partilhassem o mesmo objetivo. Esse levantamento permitiu, desta forma, uma tomada de decisões mais fundamentada para a análise do sinal proveniente do acelerómetro que se pretende estudar.

O estudo realizado em 2010 por Neil Zhao [31] apresenta um algoritmo para o estudo do passo durante a marcha ou corrida, bem como para o cálculo da distância, velocidade e calorias consumidas. Este algoritmo baseia-se no método de deteção de pico e de um *threshold dinâmico* (para os três eixos de aceleração), utilizando um acelerómetro ADXL345 de 3 eixos<sup>3</sup>.

---

<sup>3</sup> Deste artigo será apenas apresentado o método de deteção de passo dado ser a parte de maior interesse para o desenvolvimento do nosso estudo.

Para a análise do sinal em primeiro lugar, um filtro digital é aplicado para filtrar os sinais obtidos. De seguida, é calculado o *threshold dinâmico* por atualizações contínuas dos valores máximos e mínimos dos três eixos de aceleração a cada 50 amostras. Considera-se o valor do *threshold dinâmico* como um valor médio, calculado pela seguinte expressão:

$$threshold = \frac{Max + Min}{2} \quad (9)$$

Na Figura 17 é apresentado o sinal de aceleração filtrado do eixo com maior oscilação periódica. É ainda mostrado o resultado do *threshold dinâmico*, em relação aos valores máximos e mínimos do sinal de aceleração filtrado.

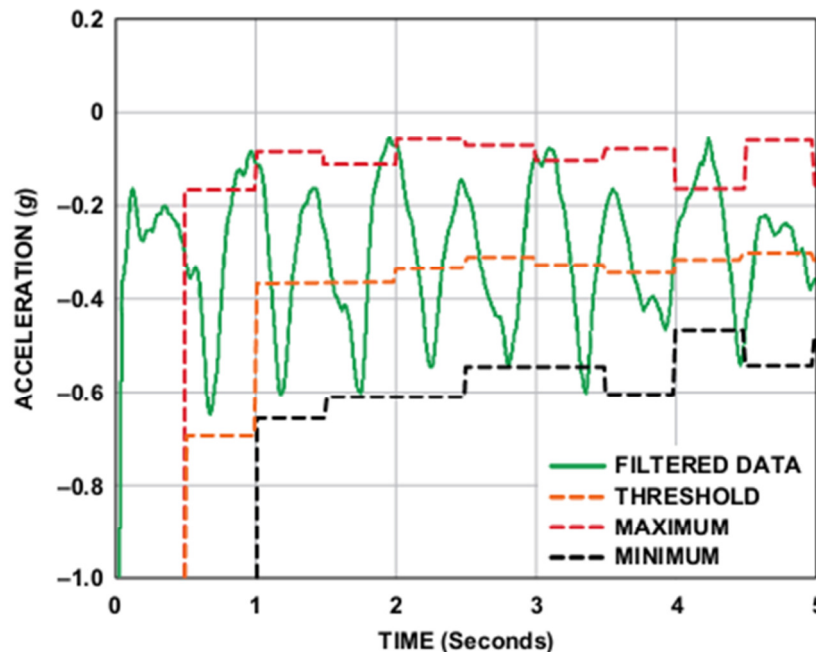


Figura 17 Sinal filtrado no eixo mais ativo [31]

Quando uma nova amostra de informação chega o valor da variável *sample\_new* é passado para a variável *sample\_old*, incondicionalmente, eliminando assim, o valor de *sample\_old* anterior (Figura 18). Contudo, o valor da variável *sample\_result* só passará para a variável *sample\_new* quando as mudanças nos valores de aceleração são maiores do que o valor de precisão do acelerómetro (definido pelo fabricante). Caso não se verifique esta condição, a variável *sample\_new* não sofre qualquer modificação.

De seguida, ocorre a deteção de um passo quando se verifica uma inclinação negativa do sinal de aceleração ( $sample\_new < sample\_old$ ) e quando esta ultrapassa o valor de *threshold dinâmico*, como é observado na Figura 18.

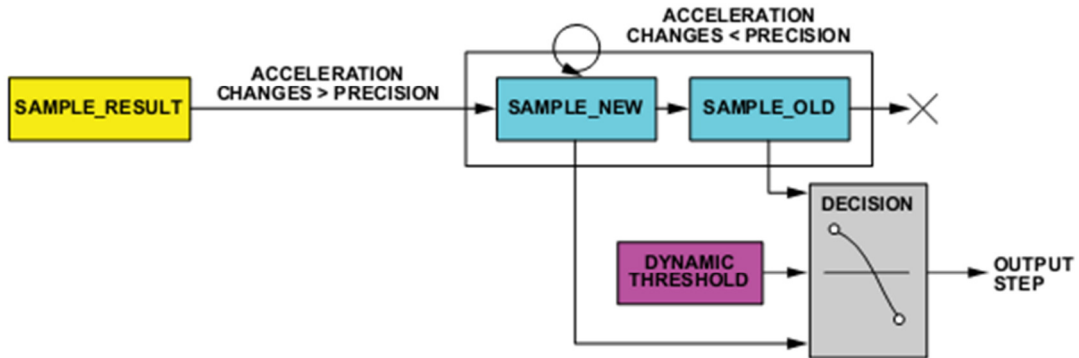


Figura 18 Método de deteção do passo [31]

Ainda em 2010, o estudo realizado por Tom Ahola [32] apresenta o desenvolvimento de um pedómetro para a corrida a ser utilizado num *Nokia Wrist-Attached Sensor Platform*, sob o projeto NUADU. O destaque do algoritmo apresentado neste estudo (Figura 19) é a utilização de um método de espera, que pretende evitar contagens excessivas.

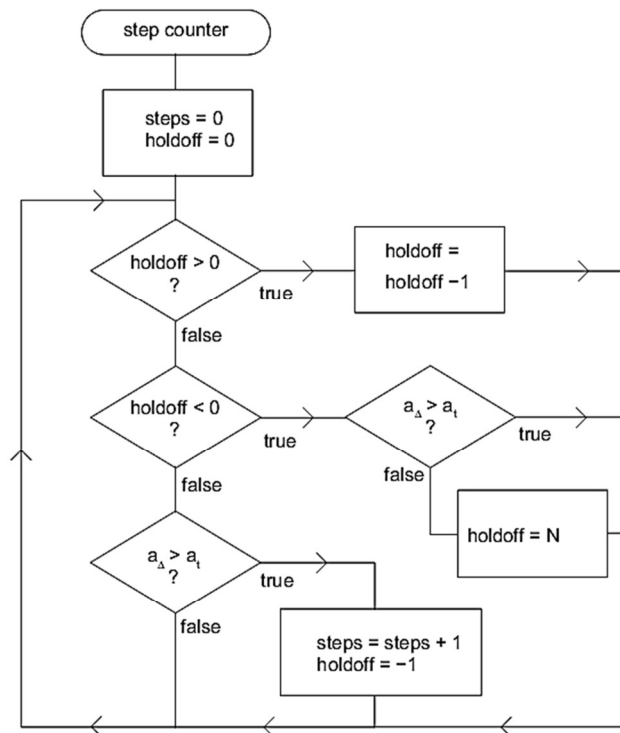


Figura 19 Algoritmo para deteção do passo [32]

Quando se começa a aplicação do pedómetro no algoritmo as variáveis *steps* e *holdoff* são inicializadas com um valor zero. Para cada nova amostra de aceleração, se a variável *holdoff* for igual a zero e se o sinal  $a_{\Delta}$  exceder o *threshold*  $a_t$ , a variável *steps* é incrementada, sendo o *holdoff* ajustado para o valor de -1. Este valor coloca o algoritmo num estado de espera.

Quando uma nova amostra é lida, e se *holdoff* for inferior a zero e  $a_{\Delta} > a_t$ , a variável *holdoff* assume um valor de N, passando a ter um valor superior a zero. Como a variável *holdoff* detém agora um valor superior a zero, o algoritmo não contará passos, mas decrementa a variável *holdoff*, ou seja diminui o de tempo de espera para cada período de amostra até que seja zero. O tempo de espera é definido pela variável N, sendo neste estudo usado o valor de  $N = 1$  com sucesso.

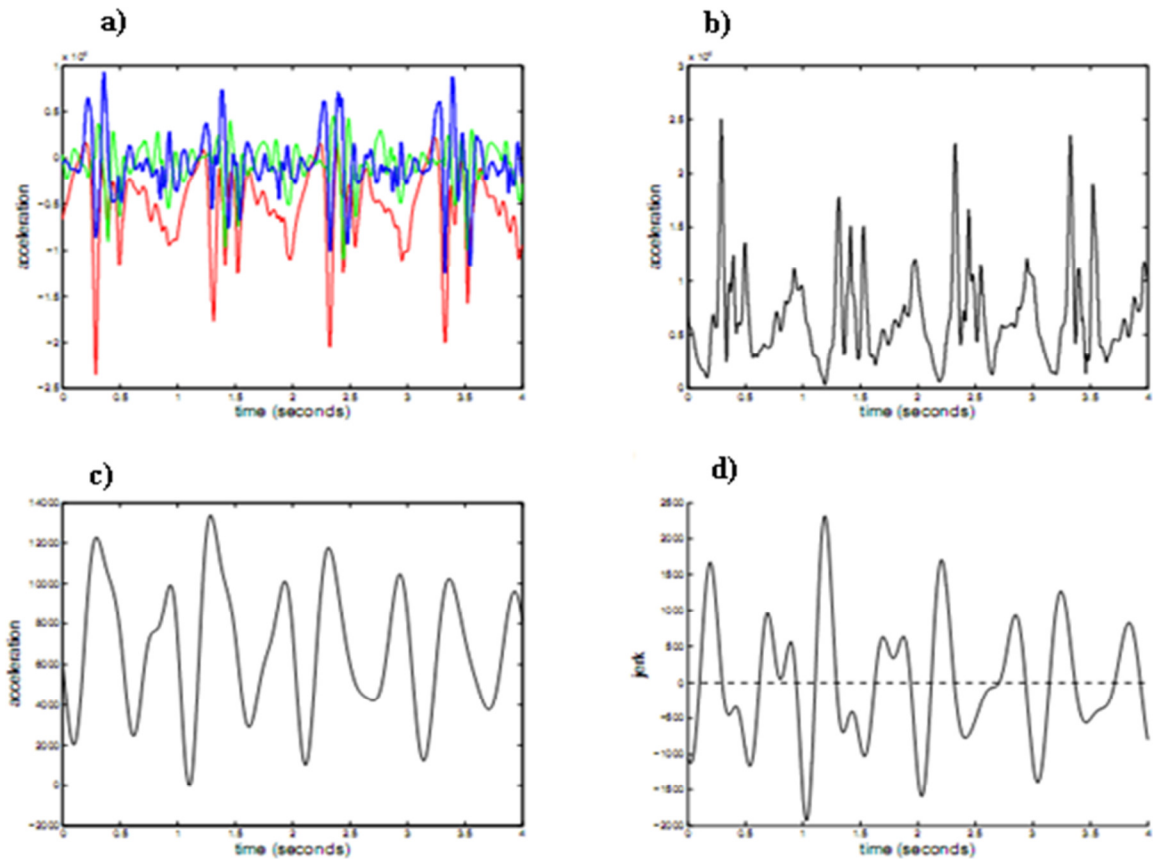
Com o objetivo de apresentar um método de deteção de um passo apropriado para sistemas embebidos equipados com acelerómetros tri-dimensionais de forma a serem incorporados e disponíveis em alguns telemóveis, foi desenvolvido um estudo em 2008 por Ryan Libby [44].

O sinal tri-axial da aceleração é recolhido por um acelerómetro ST Micro LIS3L02DS, que é visualizado na Figura 20-a, onde se apresenta a azul, vermelho e verde as acelerações dos eixos X, Y e Z, respetivamente. De forma a ser possível a deteção de passos, o autor realiza a soma dos vetores das três acelerações, como é mostrado na Figura 20-b. De seguida, é realizado a aplicação de um filtro passa-baixo ao sinal da aceleração com o objetivo de o suavizar. A comparação do resultado desta aplicação do filtro no sinal de aceleração é visível entre a Figura 20-b e a Figura 20-c.

Posteriormente, é efetuada a diferenciação do sinal (Figura 20-d) para aferir quando o sinal cruza o eixo da origem no sentido positivo para negativo do sinal, sendo assim detetado um passo. A operação de diferenciação utilizada neste estudo é realizada com base na expressão (10), onde  $x$  representa o sinal de aceleração previamente filtrado e  $y$  o resultado desta operação.

$$y(n) = \frac{1}{8} [2x(n) + x(n - 1) - x(n - 2) - x(n - 3) - 2x(n - 4)] \quad (10)$$

Os resultados apresentados pelo autor sugerem que a implementação do algoritmo representado na Figura 20, mostraram que este é possível ser integrado num sistema móvel para a contagem de passos. Os resultados foram mais consistentes para os dados de aceleração provenientes da marcha e da corrida, do que para os dados provenientes do movimento de andar de bicicleta.



**Figura 20 Ilustração do procedimento de análise do sinal para deteção do passo [44]**

Em 2006 [40] foi realizado um estudo pelos autores Cho e Park, com o objetivo de apresentar um sistema de navegação pedestre (PNS) recorrendo à tecnologia MEMS (acelerómetro biaxial da *Analog Devices* modelo ADXL202E e uma bússola magnética biaxial), para colocação num pé. Neste estudo, para a deteção do passo é proposto uma nova técnica de análise da fase de apoio durante o ciclo da marcha para a contabilização dos passos dados.

De acordo com os autores, constata-se que a aceleração num pé aproxima-se de zero durante a fase de apoio na marcha, contudo devido ao efeito da gravidade este valor não assume exatamente o valor de zero, como se verifica no gráfico da Figura 21.

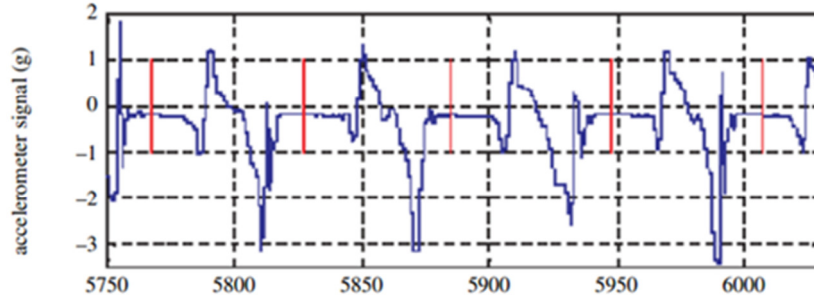


Figura 21 Sinal da aceleração com o efeito da gravidade [40]

Desta forma, é necessário proceder-se à eliminação do efeito da gravidade, que é possível através do seguinte cálculo, onde  $\mathbb{Z}_0$  é uma variável que corresponde à aceleração

$$\Delta \mathbb{Z}_0(t) = \mathbb{Z}_0(t) - \mathbb{Z}_0(t-1) \cong 0 \quad (11)$$

O resultado deste método no sinal da aceleração é visualizado no gráfico da Figura 22. Posteriormente a fase de apoio é assim detetada comparando o valor da  $\mathbb{Z}_0$  com o *threshold* ( $\delta_{SWP}$ ) estabelecido que, geralmente é menor. Ou seja, se o valor da  $\mathbb{Z}_0$  exceder o valor *threshold* o algoritmo para deteção de passos é iniciado.

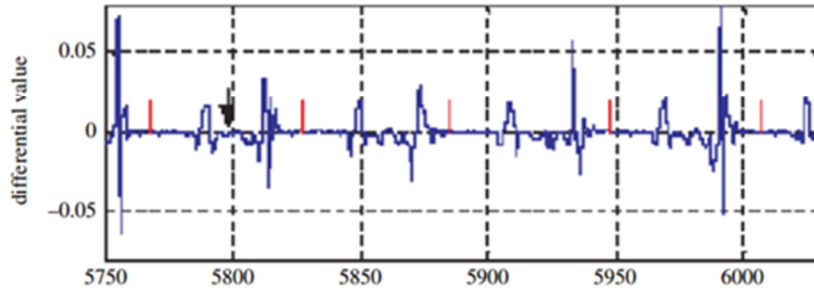
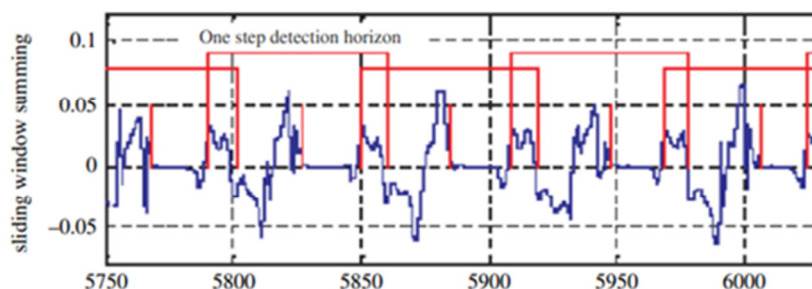


Figura 22 Sinal da aceleração sem o efeito da gravidade [40]

É no entanto de notar que durante a fase de balanço a aceleração no pé é igual a zero nos momentos da fase de aceleração e desaceleração, pelo que a sua existência poderá levar à deteção e contabilização errada do número de passos efetuados. De forma a remover este erro, o autor sugere a utilização da técnica de *sliding window summing* (SWS), como expresso na expressão (12), onde  $N$  representa o tamanho da janela que é estabelecido de forma a ser menor do que o tamanho da duração da fase de balanço.

$$SWS(t) = \sum_{k=t-N+1}^t \Delta a_0(k) \quad (12)$$

A Figura 23 ilustra o sinal após o cálculo da técnica *sliding window summing*.

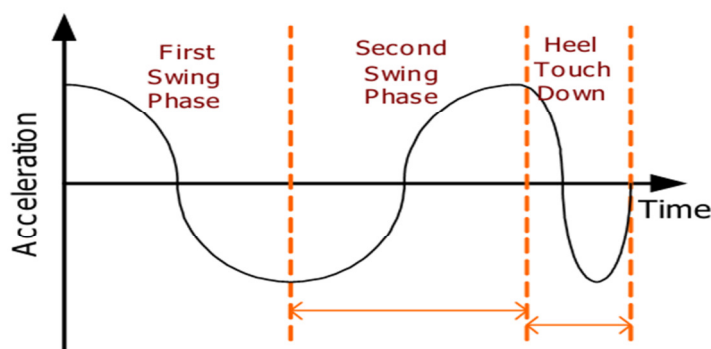


**Figura 23** Efeito da *sliding window summing* no sinal da aceleração [40]

O resultado deste algoritmo de detecção demonstrou ser robusto na análise de detecção de passo em diferentes condições tais como: inclinação do solo, diferentes velocidades de locomoção e diferenças nas características dos indivíduos no andar.

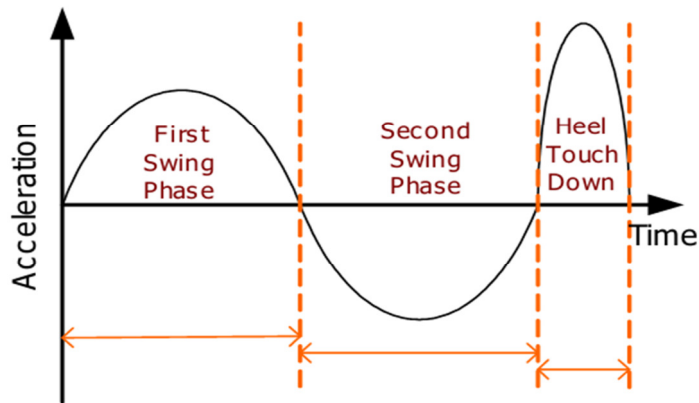
Outro estudo 2004 [43] realizado por Kim, *et al.*, para detecção de passo, comprimento de passo e a direção do movimento propõe uma análise para identificação do sinal num ambiente *indoor*, sendo as recolhas para a sua validação efetuadas num edifício no 4º andar<sup>4</sup>.

Antes do desenvolvimento empírico do estudo os autores realizam e apresentaram uma observação detalhada do padrão do sinal da aceleração obtido num pé e concluem que, a conjugação da aceleração vertical e horizontal analisadas durante um passo permitem obter o padrão do comportamento da marcha. O sinal da aceleração vertical e horizontal é representado nas Figuras 24 e 25, respetivamente.



**Figura 24** Padrão da aceleração vertical [43]

<sup>4</sup> É de referir que apenas será descrito a parte do estudo [43] que refere a forma como foi realizado a detecção do passo, tendo em conta que partilha o mesmo objetivo com o presente trabalho.



**Figura 25 Padrão da aceleração horizontal [43]**

Pela análise das figuras, é possível perceber a existência da demarcação de três fases no padrão de aceleração, de acordo com o comportamento observado deste sinal. Ou seja, analisando o sinal da aceleração horizontal na fase de balanço registam-se um pico de aceleração (*First Swing Phase*) e outro de desaceleração (*Second Swing Phase*), e na fase de apoio observa-se um pico de aceleração (*Heel Touch Down*). No sinal de aceleração vertical, observa-se o inverso do descrito para a aceleração horizontal. Desta forma, um passo é contado quando estas três fases, mencionadas pelos autores no ciclo da marcha, são detetadas.

De forma a avaliar o método construído no estudo para deteção e comprimento de passo e a direção do movimento, foi solicitado ao indivíduo participante da avaliação que caminhasse sobre um caminho pré-determinado. As conclusões deste estudo revelam que este método reduz a probabilidade de erro na deteção de passo aumentando a fiabilidade dos resultados. Para além disso, permite também diminuir a probabilidade de detetar comportamentos que não constituem o padrão da marcha, tais como o virar, sentar, saltar, etc.

No campo médico e terapêutico podemos destacar vários estudos que utilizaram o acelerómetro com o intuito de a partir da avaliação do movimento inferir acerca de distúrbios no padrão de marcha, de variáveis fisiológicas, alterações no sono, na deteção de quedas, entre outras [27][36][45]. Na área da medicina foi desenvolvido por Standaert e Speybrouck um estudo em 2011, com o intuito de detetar a doença de Parkinson, utilizando os sinais de um acelerómetro no pé de um paciente [45].

Através do recurso a um dispositivo Shimmer (com microcontrolador, um acelerómetro tridimensional MMA7361, entre outros) é possível armazenar os dados em tempo real, enviando-os para um computador através do *Bluetooth*. O programa desenvolvido no programa Matlab recorre ao seguinte algoritmo, ilustrado na Figura 26, que se revelou adequado para a prevenção da progressão da doença de Parkinson em fases iniciais.

Pela leitura e análise do algoritmo, visualiza-se que a primeira etapa consiste em distinguir se o indivíduo se encontra a andar ou se está parado. Para tal, nesta primeira etapa o sinal da marcha é dividido em blocos de um segundo, sendo calculado o valor do desvio padrão ( $X_{stdv}$ ) e comparado com um valor *threshold* ( $X_{th}$ ). Se o desvio padrão do bloco de um segundo for superior ao valor de *threshold* ( $X_{stdv} > X_{th}$ ), então o indivíduo encontra-se em movimento.

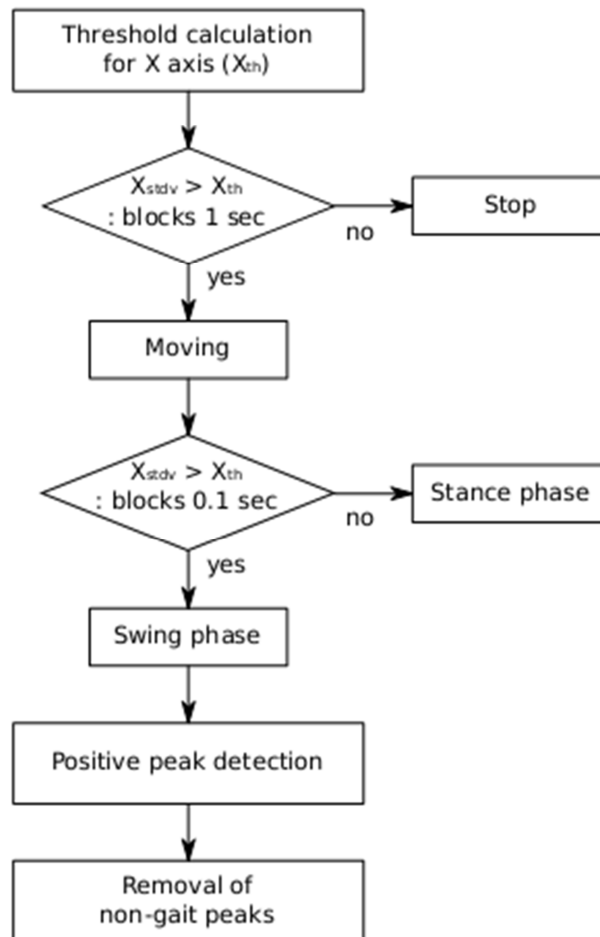


Figura 26 Algoritmo para deteção de quedas [45]

Uma vez detetado que o indivíduo se encontra em movimento, a próxima etapa será proceder à divisão dos blocos de um segundo em blocos mais pequenos de 0,1 segundo cada. Estes blocos são utilizados para distinguir se o membro de referência, encontra-se na fase de balanço ou na fase de apoio. Novamente, será calculado o valor do desvio padrão de cada bloco e comparado com um valor *threshold*, como efetuado na etapa anterior. Valores acima do *threshold* indicam que se encontra na fase de balanço, caso contrário indica a fase de apoio.

Após a deteção da fase de balanço a etapa seguinte será a deteção de pico. Esta deteção só ocorre se verificar simultaneamente um sinal de pico na aceleração vertical e horizontal.

Foi realizado um estudo pelo autor Chih-Ning Huang, *et al*, em 2010, com o objetivo de implementar um algoritmo de deteção de quedas em tempo real em residências para a terceira idade [8]. Neste estudo recorreu-se a um acelerómetro tri-axial (MMA7260Q  $\pm$  6G) para colocação na cabeça para captar a informação dos movimentos do corpo e desenvolver um método de deteção de quedas que distinga os movimentos de queda dos movimentos diários. Desta forma, é possível providenciar informação da localização do utilizador em caso de emergência e disparar um sinal sonoro informando os cuidadores do ocorrido. O estudo experimental consistiu numa amostra de cinco participantes saudáveis.

Com as amostras recolhidas foi possível desenvolver o seguinte algoritmo (Figura 27).

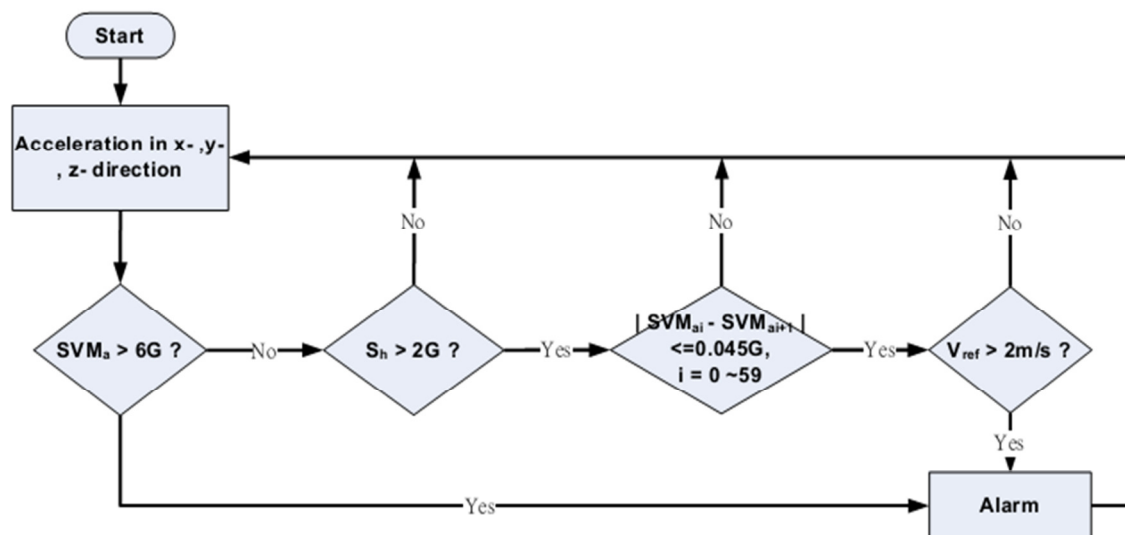


Figura 27 Algoritmo para deteção de quedas [8]

Pela visualização do algoritmo desenvolvido o somatório dos vetores das acelerações ( $SVM_a$ ) é dado pela seguinte expressão, onde  $a_x$ ,  $a_y$  e  $a_z$  representam as acelerações dos três eixos do acelerómetro:

$$SVM_a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (13)$$

Este cálculo é continuamente calculado e assim que esta variável for superior a 6 G é monitorizado uma queda dando sinal de alerta, atuando assim um alarme, isto porque, durante a realização das atividades diárias o  $SVM_a$  é inferior a 6 vezes a aceleração da gravidade.

Outra forma de disparo do sinal de alerta é delineada no algoritmo pela conjugação simultânea de três condições. A primeira condição, considera a variação da aceleração no plano horizontal ( $S_h$ ) que indica a existência de uma inclinação do corpo para a frente ou para trás, através da expressão:

$$S_h = \sqrt{a_x^2 + a_z^2} \quad (14)$$

Se o registo for superior a 2 G, uma vez que poderá indicar uma possibilidade de queda, o algoritmo irá verificar uma segunda condição, ou seja o calculo de 60 pontos contínuos do  $SVM_a$  para verificar se o utilizador se encontra a descansar ou não. Finalmente o alarme será disparado se for registado uma velocidade de referência ( $V_{ref}$ ) na cabeça superior a 2 m/s, esta velocidade é definida pela expressão:

$$V_{ref} = \int_{T_{rs}}^{T_{ri}} [SVM_a(t) - 1] dt \quad (15)$$

Os resultados experimentais demonstraram que o esquema proposto assume todos os requisitos para deteção de quedas com alta fiabilidade e sensibilidade.

### 3.4. FILTROS

Na aquisição e processamento de dados existem diversos parâmetros para a correta interpretação do objeto em estudo. Quando se refere a sinais provindos de sensores estes normalmente encontram-se “contaminados” por ruídos causados por diferentes interferências. Mais concretamente, durante a análise do movimento a ocorrência de uma

pequena ação involuntária durante a avaliação poderá provocar pequenas alterações ou deformações no sinal recolhido, as quais se podem considerar de ruído [36][37].

Desta forma, no processamento de sinais recorre-se frequentemente ao uso de filtros para tornar o sinal mais suave e mais próximo do que é produzido pelo objeto em estudo. O filtro tem a função de remover partes que não são desejáveis ou extrair aquelas que são úteis, podendo ser implementados de forma analógica (através de componentes eletrónicos) ou de forma digital (através de um sistema microprocessado) [37].

Várias são as vantagens de se utilizarem filtros digitais, tais como:

- são programáveis, podendo ser alterados facilmente sem afetar o circuito eletrónico;
- são facilmente concebidos, podendo ser testados e implementados num computador ou outro equipamento;
- não se encontram sujeitos às variações da temperatura, ou às variáveis de construção dos componentes utilizados nos circuitos (como se verifica no caso dos filtros analógicos), pelo que são muito estáveis, resultando em medições mais precisas.

Os filtros podem ser, por exemplo, caracterizados pela sua resposta em frequência, nomeadamente: filtro passa-baixo, passa-alto, passa-banda e rejeita-banda, que recorrem à frequência de corte para a deteção e eliminação do ruído. Os filtros também podem ser definidos de acordo com a sua função de transferência: Butterworth, *Bessel*, *Cauer*, *Chebyshev*, entre outros. De forma geral, estes filtros executam certas operações para limitar o sinal de vibração numa faixa ou banda de frequências.

Na análise da marcha encontram-se referências a estudos que mobilizam diferentes métodos para o estudo do sinal de aceleração obtido. A Tabela 3 sintetiza alguns estudos que utilizam diferentes filtros para se proceder às análises do sinal de aceleração recolhido com recurso ao acelerómetro.

Em suma, pela análise realizada conclui-se que é proposto que se aplique um filtro a cada componente de aceleração proveniente do acelerómetro antes de efetuar qualquer análise aos dados. A aplicação do filtro mais citado é o filtro de mediana e o filtro Butterworth

passa-baixo. Na utilização do filtro de mediana é frequente a utilização de um filtro de ordem 3. No filtro Butterworth a frequência de corte e a ordem utilizadas difere nos vários autores.

**Tabela 3 Descrição de estudos com utilização de filtros para análise do sinal.**

<b>Referência</b>	<b>Filtro aplicado</b>
[38]	Acelerómetro tri-axial: acelerações recolhidas de forma síncrona a uma frequência de 400 Hz, seguidamente processado por reamostragem a 50 Hz. Aplicação de um filtro de mediana a cada sinal da aceleração com um comprimento da janela de três amostras para reduzir a quantidade de ruído presente nos dados. Posteriormente, utilização de um filtro Butterworth de segunda ordem, um passa-baixo ou um passa-alto, com frequência de corte $f_c = 0,25$ Hz;
[39]	Aplicação filtro Butterworth com uma frequência de corte $f_c = 2$ Hz e de ordem 10;
[40]	Aplicação do filtro Butterworth passa-baixo com uma $f_c = 3$ Hz de segunda ordem;
[41]	Acelerómetro tri-axial: frequência de amostragem de 100 Hz. Aplicação do filtro Butterworth $f_c = 20$ Hz de ordem 4;
[42]	Acelerómetro tri-axial. Aplicação filtro de mediana de forma a remover algum ruído a cada sinal da aceleração. De seguida, cada sinal submetido a um filtro passa alto, com $f_c = 0,25$ Hz de forma a remover a componente gravitacional do sinal;
[43]	Utilização de filtro de mediana com comprimento de janela de cinco amostras. Este sinal foi previamente filtrado com recurso a um filtro analógico aplicado à saída do sinal do acelerómetro;
[44]	Aplicação de um filtro de mediana de comprimento de janela de 3 amostras. Para encontrar a componente gravitacional do sinal da aceleração foi utilizado um filtro passa-baixo com $f_c = 0,25$ Hz de ordem 3. Seguidamente foi subtraído ao sinal original;
[31]	Acelerómetro com frequência de amostragem de 512 Hz. Aplicação de um filtro passa-baixo com frequência de corte dinâmica.



## 4. PROCEDIMENTO DO ESTUDO

A marcha humana constitui um fenómeno extraordinariamente complexo, pelo que, como entidade funcional, a sua análise exige uma compreensão cuidada dos vários processos envolvidos. O recurso a sistemas com sensores MEMS e o desenvolvimento de aplicações específicas tem vindo a assumir-se como uma ferramenta importante para o estudo da marcha, mais concretamente na contagem de passos dados e distância percorrida.

Neste sentido, tendo em conta o objetivo do presente estudo, a primeira fase visou apresentar uma revisão sobre a literatura, de forma a elaborar o quadro teórico de referência. De seguida, partindo das indicações encontradas na literatura, foi possível progredir para a fase metodológica ou empírica do estudo. Esta fase é marcada pelo desenvolvimento e implementação de um algoritmo capaz de efetuar a identificação do sinal de aceleração, determinando o número de passos efetuados durante a marcha/corrída e a duração do passo e da passada.

Os sinais a analisar foram obtidos com recurso a um módulo de *hardware*, previamente desenvolvido, constituído por um microcontrolador, um acelerómetro e um módulo *Bluetooth*. Recorreu-se, de igual forma, a um *software*, já elaborado anteriormente, para

uma aplicação móvel com sistema Android, para recolher os dados provenientes do acelerómetro.

Assim sendo, o estudo empírico deste projeto é composto por duas fases, tendo em conta os objetivos que cada uma pretende almejar. A primeira fase visa apresentar, neste capítulo, o resultado do estudo inicial e exploratório de um conjunto de 12 dados de aceleração recolhidos e apresentação dos pressupostos que permitiram desenvolver um algoritmo. A segunda etapa diz respeito à validação do algoritmo proposto, recorrendo a um conjunto de dados mais alargados (33 dados) para marcha normal, rápida e corrida, que será explanada no capítulo 5 - Testes e Resultados.

Neste capítulo apresenta-se, inicialmente, a descrição do *hardware* e *software* utilizados para as recolhas de dados. Seguidamente é realizada uma análise exploratória do sinal obtidos para a construção do algoritmo e estudo da aplicação de filtros que melhoram a qualidade de informação recebida. No final, segue-se a descrição dos resultados alcançados neste estudo exploratório.

#### 4.1. DESCRIÇÃO DO SISTEMA

Tal como referido, anteriormente, para o desenvolvimento deste estudo recorreremos ao dispositivo móvel para monitorizar a aceleração num pé realizado pelo aluno Rui Terra [11], em 2011, no curso de Engenharia Eletrotécnica e de Computadores do ISEP. Na Figura 28, encontra-se representado um esquema que ilustra o projeto desenvolvido.

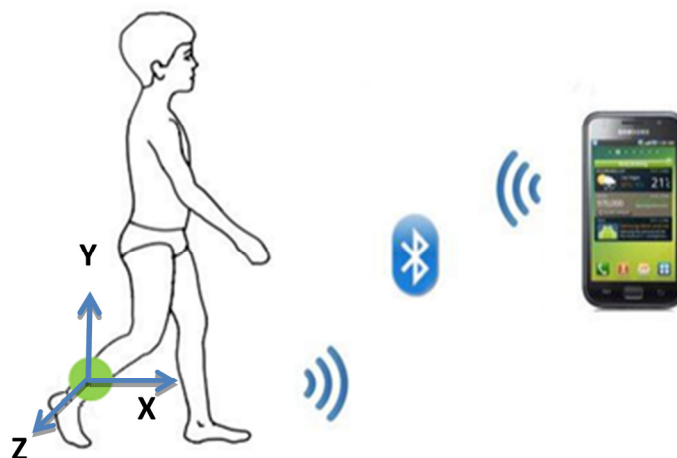


Figura 28 Sistema desenvolvido [11]

O pedómetro usado, de forma genérica, caracteriza-se por um circuito em que os elementos fundamentais são um microcontrolador, um acelerómetro e um módulo *Bluetooth*, de forma a obter as acelerações e enviá-las para um sistema móvel. Como se pode verificar, na Figura 29, o microcontrolador comunica com o acelerómetro por I<sup>2</sup>C e utiliza a interface UART para estabelecer ligação com o módulo *Bluetooth*.

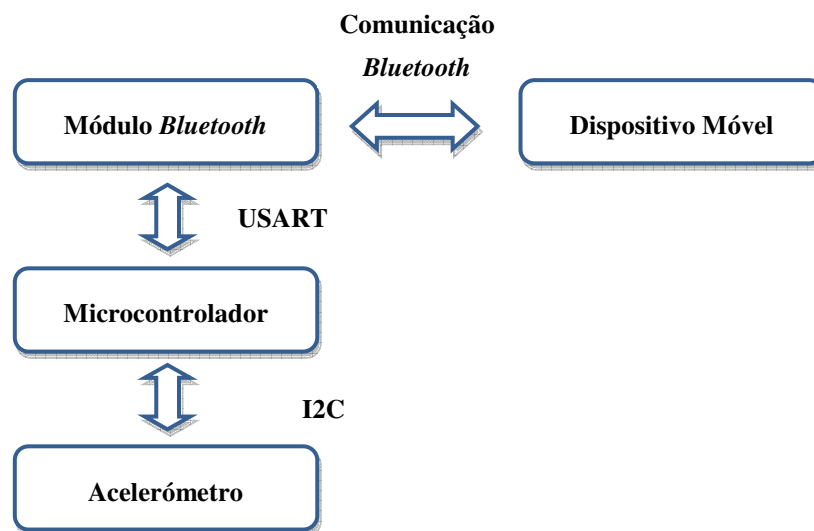


Figura 29 Arquitetura do sistema [11]

Na placa principal, onde é colocado o microcontrolador (confrontar Anexo. A), são fixadas separadamente duas PCBs que contêm o acelerómetro (confrontar Anexo. B) e o módulo *Bluetooth* (confrontar Anexo. C). A ligação com a placa principal é mediada através de conectores. O recurso a estes conectores permite a reutilização dos vários módulos para outras aplicações e a fácil substituição em caso de avaria.

Para o presente estudo, o pedómetro foi colocado na zona lateral da perna (Figura 28), obtendo-se a seguinte leitura, de acordo com posição do acelerómetro:

- O eixo do X corresponde às acelerações ocorridas no eixo ântero-posterior;
- O eixo de Y corresponde às acelerações ocorridas no eixo longitudinal (coincidente com o sentido da força da gravidade);
- O eixo do Z corresponde às acelerações ocorridas no eixo médio-lateral.

Seguidamente, são apresentadas as principais características e o modo de funcionamento de cada componente que constituem o *hardware* descrito.

#### 4.1.1. ACELERÓMETRO

Neste trabalho, foi utilizado um acelerómetro digital MEMS da ST Microelectronics© modelo LIS3LV0DL. Este sensor inercial triaxial exibe a possibilidade de representação dos dados de 12 ou 16 bits, e com as suas saídas pré-calibradas comunica com o exterior através do protocolo de comunicações I<sup>2</sup>C (*Integrated Circuit*) ou SPI (*Serial Peripheral Interface*) [46].

O acelerómetro linear LIS3LV0DL apresenta baixa potência com tensão de alimentação de 3,3V, consumo nominal de 0,65 mA e uma escala seleccionável de  $\pm 2$  g,  $\pm 6$  g. Opera numa gama de temperaturas entre os  $-40$  °C a  $+85$  °C e efetua medições da aceleração numa largura de banda de 640 Hz para os três eixos, podendo esta ser seleccionada de acordo com os requisitos da aplicação. Possibilita mais que uma frequência de leitura da aceleração e evidencia um comportamento estático e dinâmico bastante satisfatório.

O diagrama de blocos é apresentado na Figura 30 e a descrição dos pinos do acelerómetro na Figura 31.

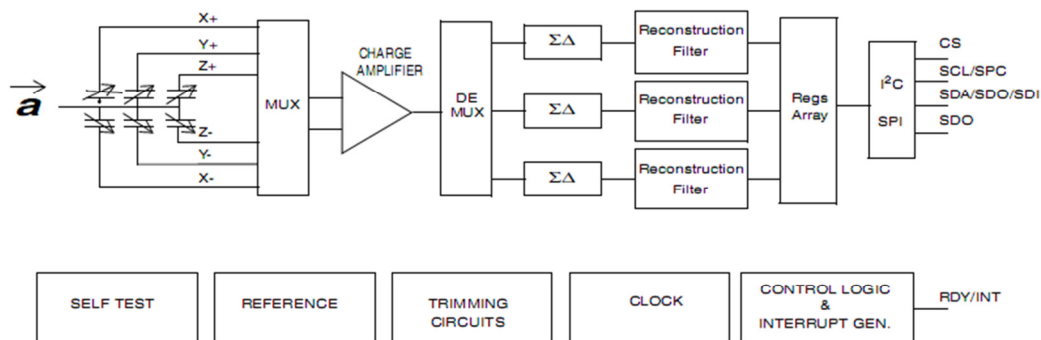


Figura 30 Acelerómetro LIS3LV02DL [46]

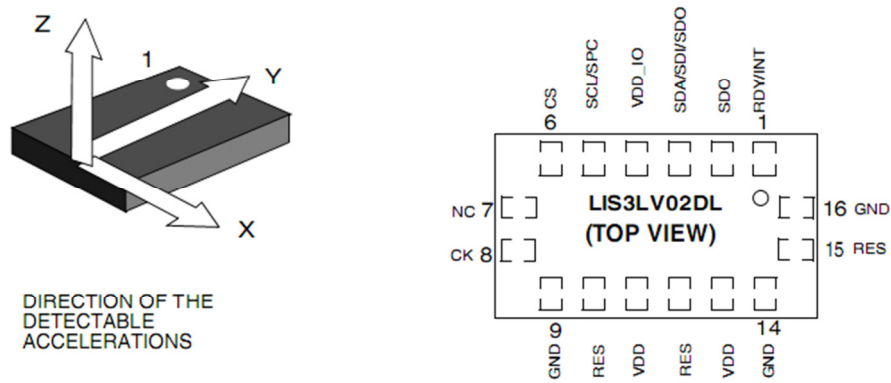


Figura 31 Arquitetura do instrumento [46]

#### 4.1.2. MICROCONTROLADOR

Os dados obtidos pelo acelerómetro foram recebidos pelo microcontrolador que por sua vez os enviou para um dispositivo móvel através de uma comunicação sem fios *Bluetooth*.

O microcontrolador pode ser considerado como um componente eletrónico “inteligente” que contém um processador, memória e periféricos de entrada/saída (pinos I/O). Isto significa que um único dispositivo abrange todos os circuitos necessários para realizar um sistema digital programável completo. Para este trabalho foi utilizado o microcontrolador PIC® (*Peripheral Interface Controller*) da Microchip Technology Inc, modelo PIC18F25J50, como ilustrado na Figura 32.

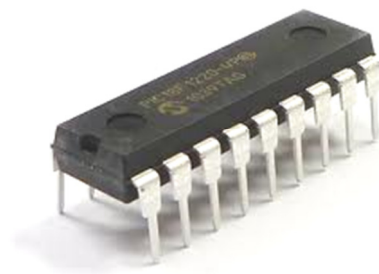


Figura 32 Microcontrolador PIC 18F25J50 [47]

As principais características deste microcontrolador são [47]:

- Tensão de Alimentação de 3,3V;
- Arquitetura de 8-bits RISC;
- 28 pinos;
- 2 Módulos USART (*Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter*);

- Tensão típica de alimentação de 3,3 V;
- Corrente típica de modo *sleep* e modo *deep sleep* de 3,2  $\mu$ A e 33 nA, respectivamente;
- Relógio de tempo real e calendário.

Neste sentido, a comunicação entre o microcontrolador e os outros dois componentes do circuito é estabelecida através de uma porta de comunicação série síncrona do tipo I<sup>2</sup>C (com o acelerómetro) e através do módulo USART (com o *Bluetooth*).

#### 4.1.3. MÓDULO *BLUETOOTH*

A tecnologia *Bluetooth* consiste numa comunicação sem fios, de baixo custo e de baixo consumo de energia. A comunicação é realizada por ondas de rádio na frequência de 2,4 GHz de curto alcance (atualmente até 200 m). Os níveis de protocolo podem ser implementados tanto a nível de *hardware* como de *software*, podendo repartir funcionalidades entre si [48].

Recorrendo à tecnologia *Bluetooth* é possível estabelecer-se comunicações sem fio entre diferentes aparelhos eletrónicos, tais como: computadores, impressoras, PDAs, câmaras, entre outros. Os dispositivos *Bluetooth* comunicam-se assim, formando uma rede que se chama *piconet* na qual podem existir até oito dispositivos conectados entre si. Necessariamente um deles é o *master*, ou seja o principal, sendo os demais os dispositivos *slave* (escravos), como se mostra na Figura 33.

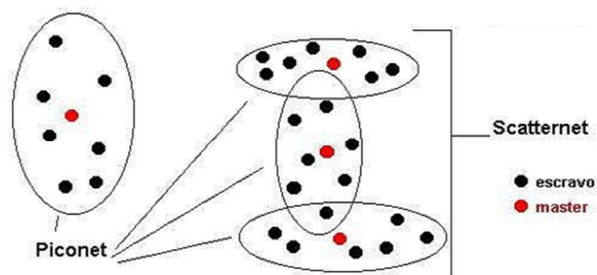
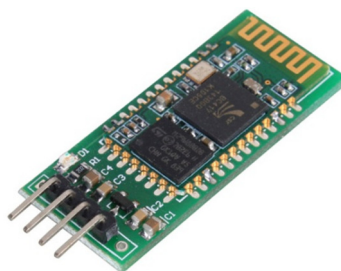


Figura 33 Exemplo de redes *Bluetooth* [48]

O módulo *Bluetooth* que foi integrado no *hardware* foi o modelo BC417143 da CSR disponibilizado pela WIDE.HK (Figura 34).



**Figura 34** Módulo *Bluetooth* BC417143 [49]

Este módulo, com antena integrada, permite uma transferência de dados sem fios, detendo as seguintes configurações [49]:

- Operação *Bluetooth Full Speed* com *Piconet* completa e suporte *Scatternet*;
- *Enhanced Data Rate* (EDR) compatível com V2.0.E.2 da especificação para ambos os modos de modulação 2 Mbps e 3 Mbps;
- Baixa potência de operação – 1,8 V;
- Interface USB, UART e PCM;
- Suporte para 802.11Co-Existência.

#### **4.1.4. DISPOSITIVO MÓVEL**

Um dispositivo móvel pode corresponder ao equipamento que é transportado pelo utilizador. No estudo [11] foi desenvolvido um *software* específico, na plataforma *Android*, para receber num sistema móvel os dados provenientes do acelerómetro. A escolha do *Android* deve-se ao facto deste ser de simples interação, bem como, ter cada vez mais presença no mercado de novas tecnologias.

A Figura 35 mostra uma ilustração do *software* desenvolvido, salientando-se na imagem da direita a receção dos dados pelo sistema móvel.

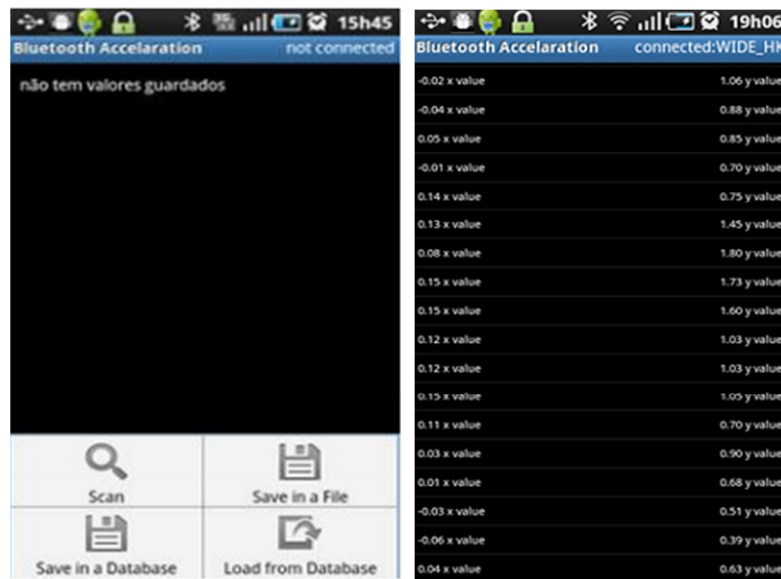


Figura 35 *Software* do sistema móvel [11]

## 4.2. FASE EXPLORATÓRIA

Concluída a descrição do *hardware* utilizado para a recolha de dados referentes à marcha e corrida de uma pessoa, segue-se a apresentação dos métodos utilizados no processamento do sinal das acelerações obtidas pelo acelerómetro.

Antes de iniciar o desenvolvimento de um algoritmo, capaz de analisar os sinais obtidos para fornecer dados sobre o número de passos e tempo de passo, tornou-se importante estudar diversos fatores que podem influenciar a análise a efetuar, tais como: o comportamento e intensidade do sinal, o tipo de ruído existente e o grau de precisão esperado dos resultados. Neste sentido, procedeu-se a um estudo exploratório pela recolha de sinal com os seguintes dados:

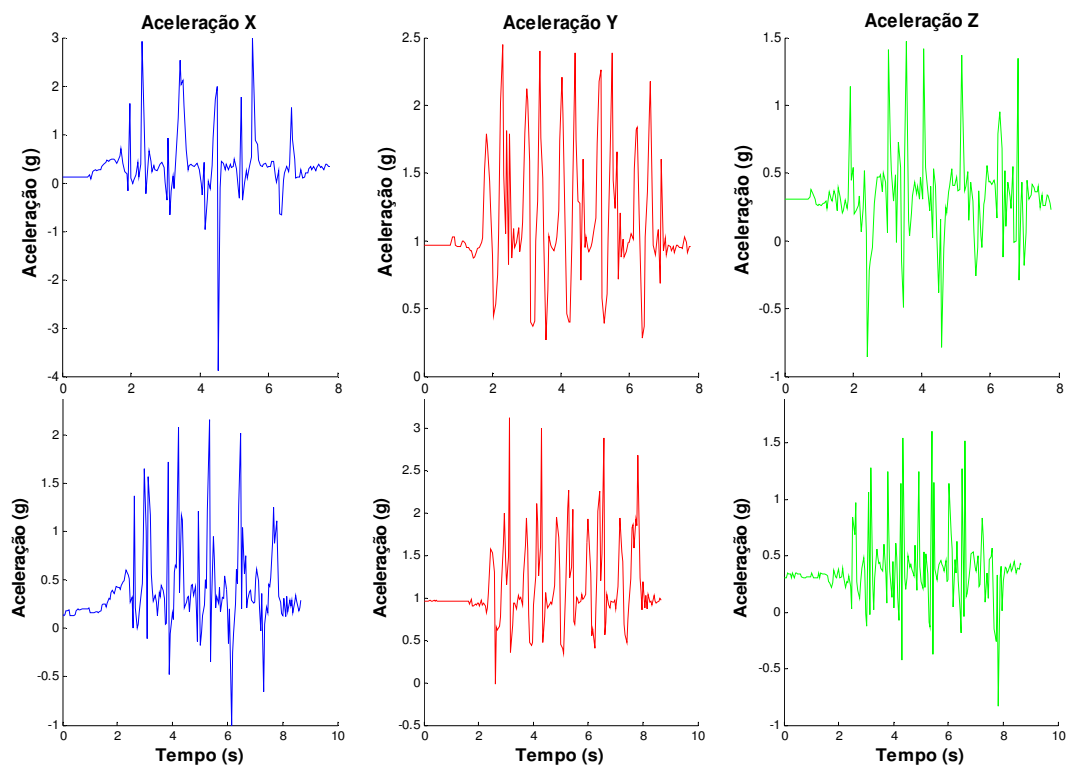
- 2 dados de 10 passos de marcha normal: Dados 1 e 2;
- 2 dados de 10 passos de marcha rápida: Dados 3 e 4;
- 2 dados de 10 passos de corrida: Dados 5 e 6;
- 2 dados de 100 passos de marcha normal: Dados 7 e 8;
- 2 dados de 100 passos de marcha rápida: Dados 9 e 10;
- 2 dados de 100 passos de corrida: Dados 11 e 12.

De forma a estudar o padrão do comportamento das três acelerações (X,Y e Z) obtidas em cada amostra recolhida, utilizou-se o *software* MATLAB® que, nesta fase, permitiu exportar gráficos para uma leitura inicial do sinal.

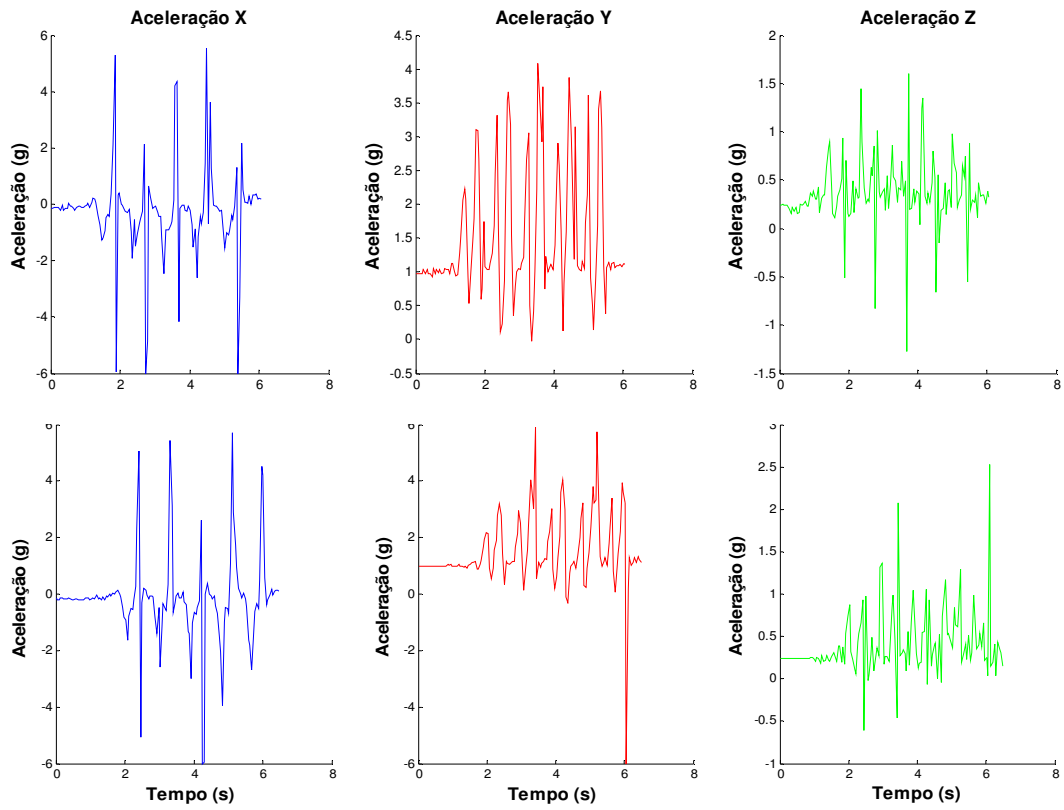
É de notar que as variáveis em estudo neste trabalho, e que refletirão os resultados obtidos, são definidas por:

- Contagem do número de passos dados;
- Tempo médio de passo;
- Tempo médio de passada;
- Percentagem de erro obtido.

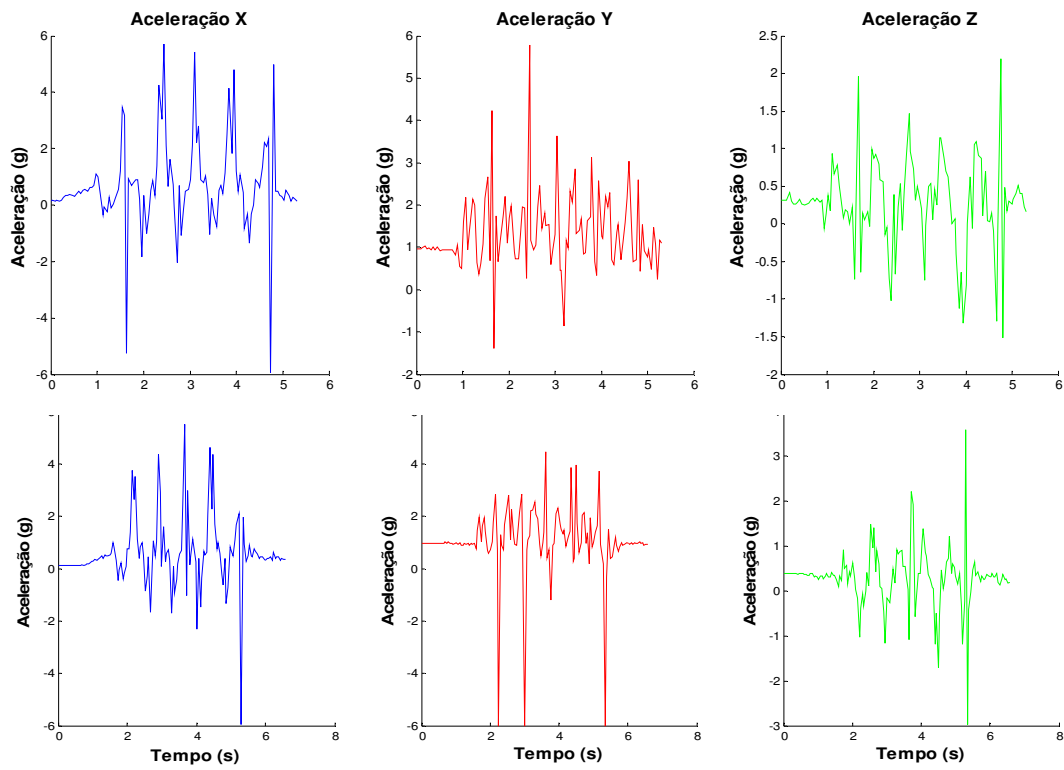
Os sinais recolhidos nas amostras para marcha normal, rápida e corrida de 10 passos são visíveis nas Figuras 36, 37 e 38, respetivamente.



**Figura 36** Aceleração de dados 1 e 2



**Figura 37** Aceleração de dados 3 e 4



**Figura 38** Aceleração de dados 5 e 6

As Figuras 39, 40 e 41 apresentam os sinais obtidos nas amostras de 100 passos para marcha normal, rápida e corrida, respetivamente.

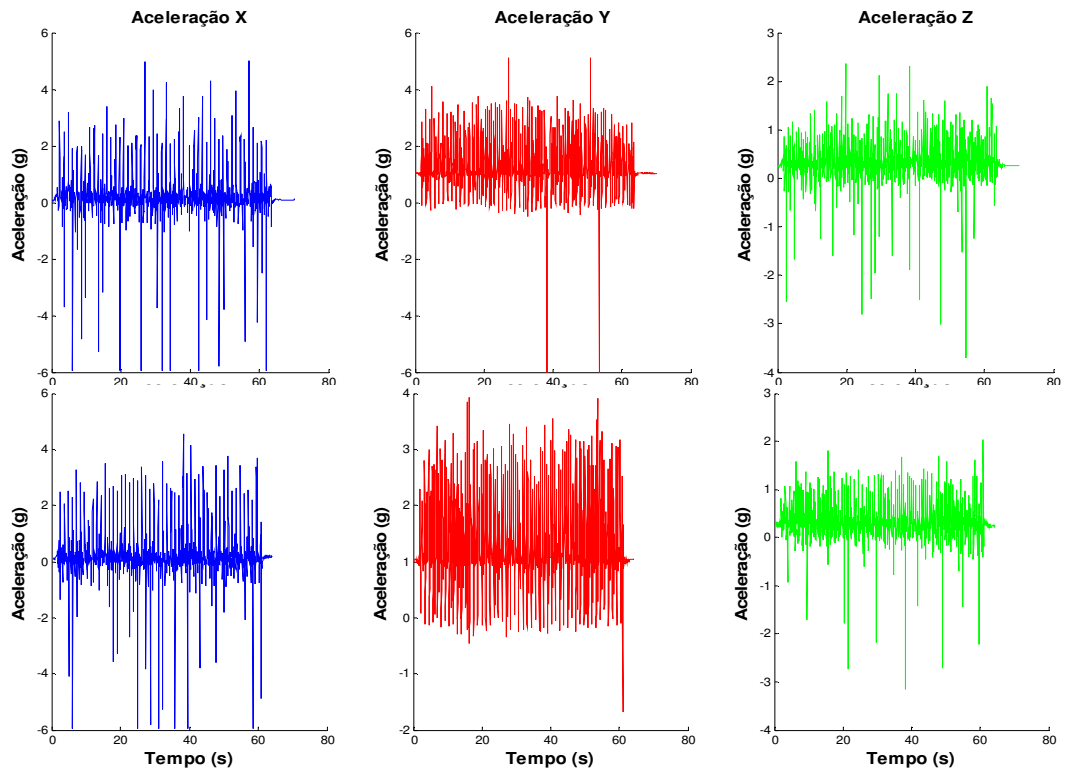


Figura 39 Aceleração de dados 7 e 8

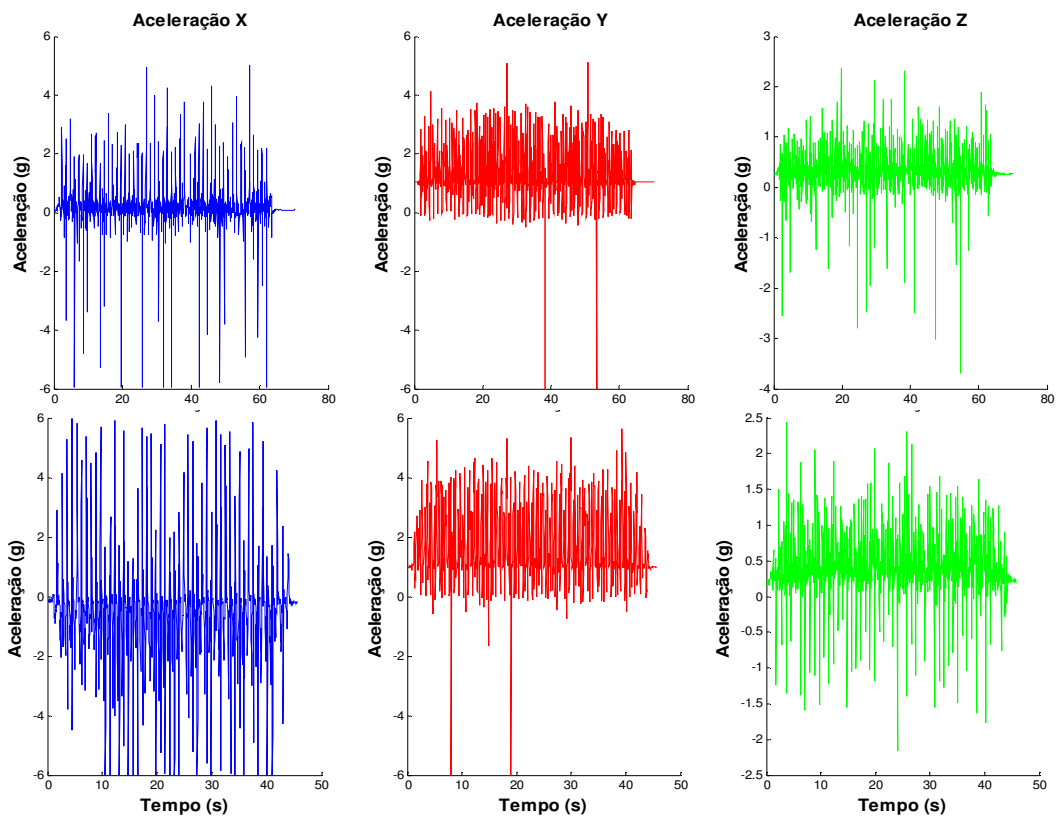
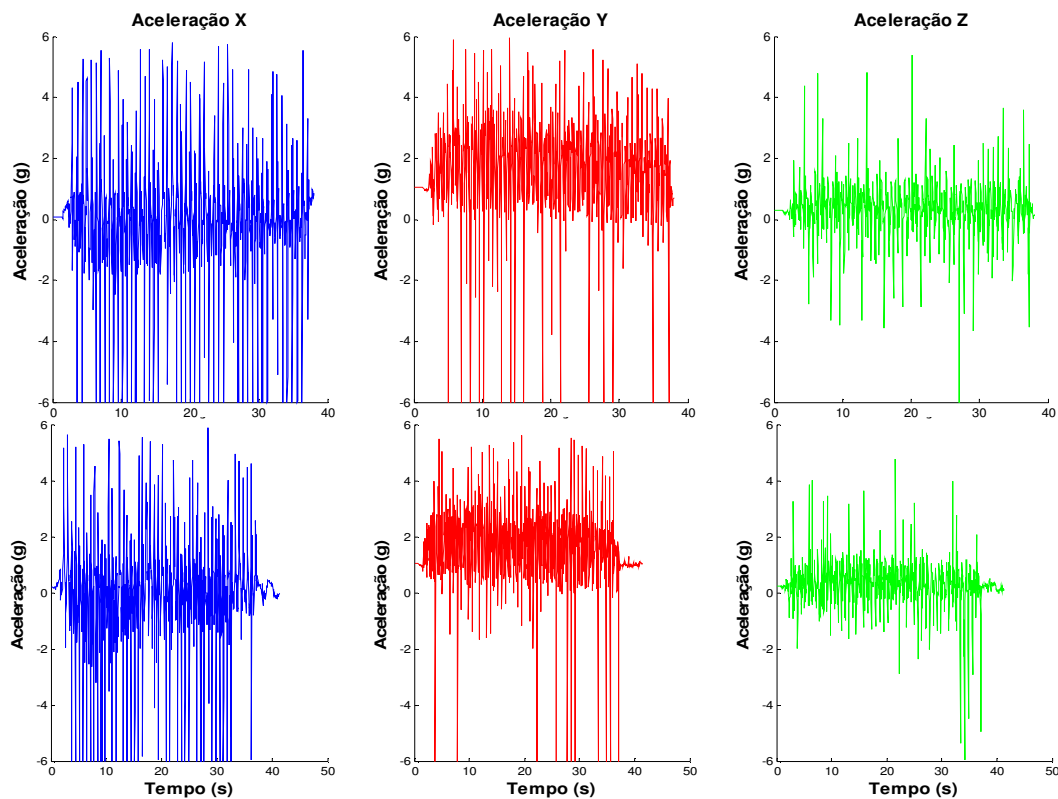


Figura 40 Aceleração de dados 9 e 10



**Figura 41** Aceleração de dados 11 e 12

Pela análise do sinal bruto observável nos gráficos anteriores, e tendo em conta que se pretende criar um algoritmo que estime o número de passos dados em cada amostra, verificou-se que, para proceder à contabilização do passo, a melhor opção seria o método de deteção de pico. Os motivos desta escolha prendem-se com o facto de no sinal recolhido ser mais fácil detetar o pico do sinal do que precisar o momento em que o sinal cruza a origem, pois existe uma grande variação do sinal em torno da origem.

Quando se recorre à deteção do pico para estudo do sinal, a existência de um ponto máximo na amplitude da aceleração corresponde a um passo. Dos estudos encontrados na literatura [40][41], que recorrem a este método, verificou-se a referência a três métodos para análise do sinal: analisar cada eixo de aceleração de forma individual, analisar apenas a aceleração com maior intensidade do sinal ou através do cálculo da aceleração composta das três acelerações.

Tendo em conta que quando se opta pelo estudo do eixo de aceleração com maior intensidade (geralmente o eixo vertical) o erro de contagem é maior, pode existir a deteção de falsos passos ou a omissão de passos [43]. Desta forma, neste estudo, optou-se por tirar

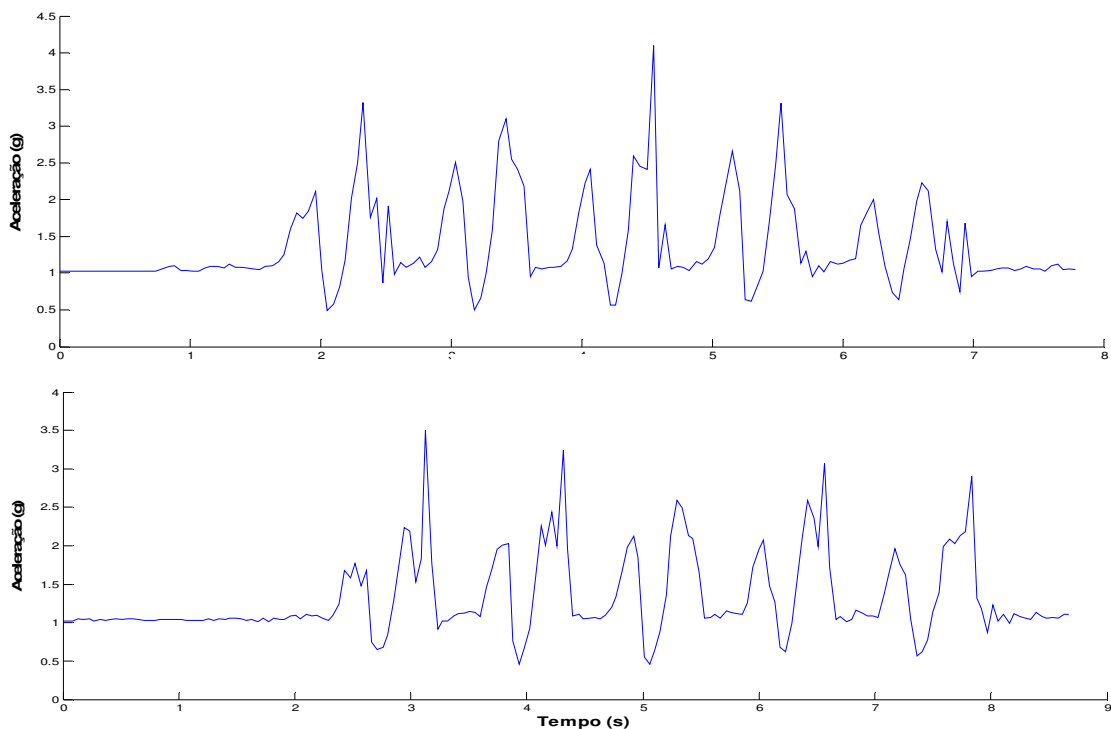
partido dos valores das três acelerações que são recolhidas pelo acelerómetro de forma individual ou composta.

O cálculo da aceleração composta (*Acc*) das três acelerações,  $a_x$ ,  $a_y$  e  $a_z$ , correspondentes a cada eixo, pode ser efetuado pela seguinte expressão:

$$Acc = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (16)$$

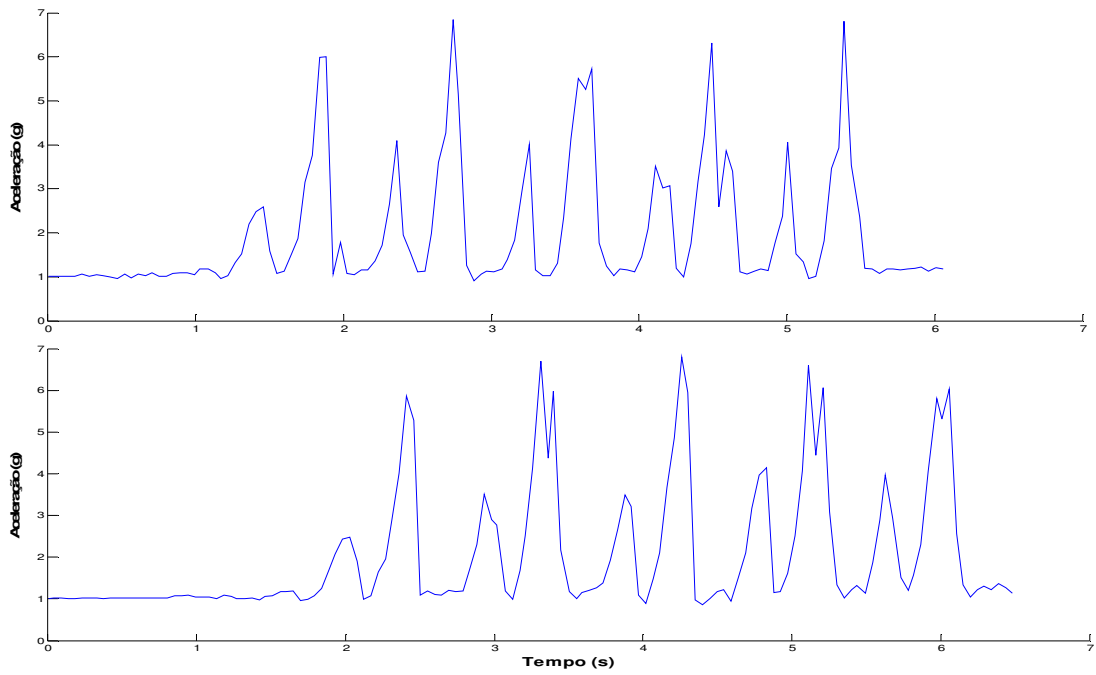
A resultante da aplicação desta expressão nos sinais das acelerações recolhidas é visível nas Figuras 42, 43 e 44<sup>5</sup>.

Comparando os sinais obtidos em cada eixo de aceleração (Figuras 36, 37 e 38) com o sinal da aceleração composta nos dados de 1 a 6 (Figuras 42, 43 e 44) verifica-se que o sinal torna-se mais límpido no caso da *Acc*, proporcionando uma observação mais pormenorizada. Desta forma, prossegue-se o estudo recorrendo ao método da aceleração composta.

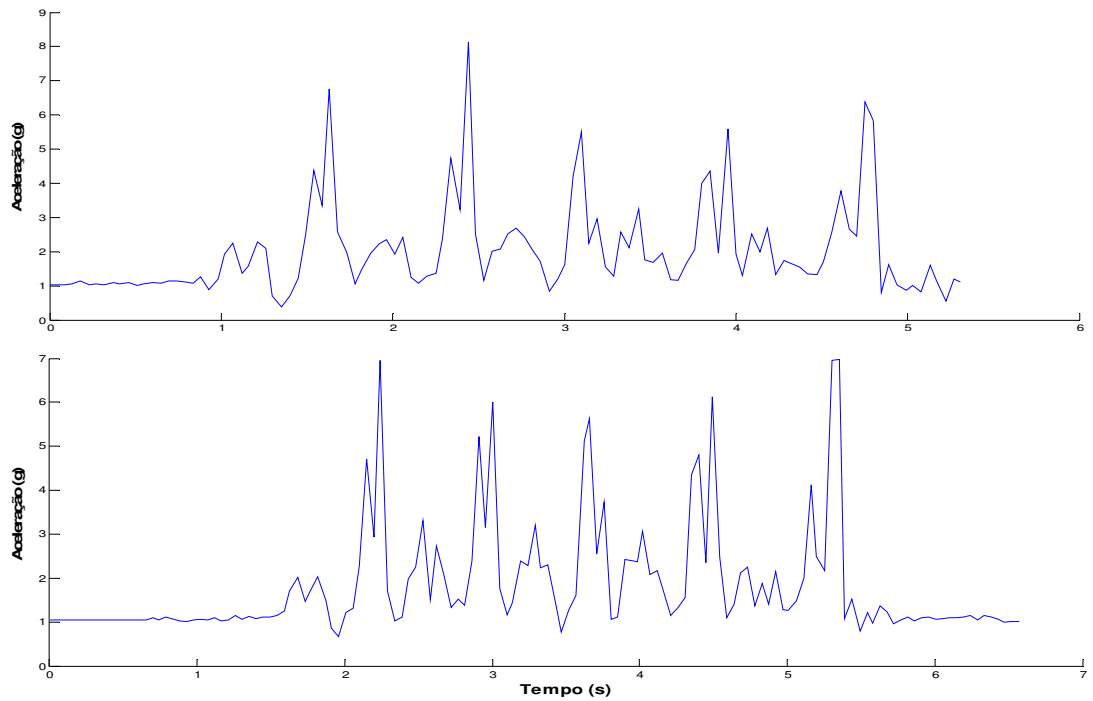


**Figura 42 Aceleração composta de dados 1e 2**

<sup>5</sup> Note-se que apenas são escolhidos, de forma aleatória, para ilustrar os sinais recolhidos, os dados relativos a 10 passos (para marcha normal, rápida e corrida), uma vez que as recolhas de 100 passos são compostas por um grande número de amostras, tornando a sua visualização difícil.



**Figura 43** Aceleração composta de dados 3 e 4



**Figura 44** Aceleração composta de dados 5 e 6

Dado que o método de contagem de passos selecionado para este estudo foi o de detecção de picos, torna-se necessário, de seguida, implementar o cálculo de um *threshold* sensível à existência dos picos de amplitude mais elevada. A aplicação do cálculo de *threshold* está dependente das variações do sinal de *Acc* a analisar contudo, não procura fazer modificações neste sinal.

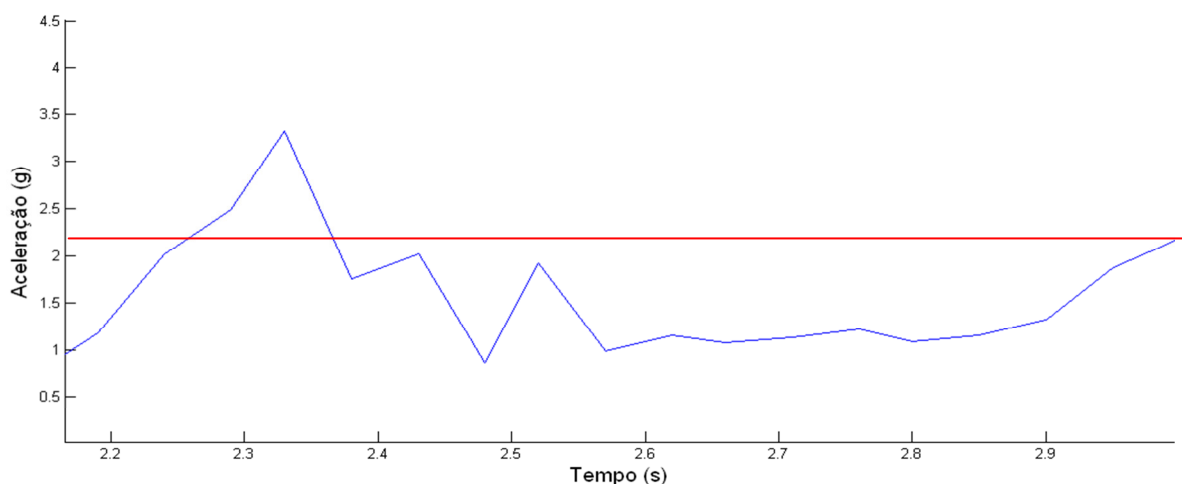
A partir do cálculo da *Acc*, e por comparação com um valor determinado de *threshold*, é possível determinar os picos de maior amplitude do sinal. O cálculo deste *threshold* consiste em encontrar a média do valor máximo e mínimo, dada pela seguinte expressão:

$$threshold = \frac{Amáx + Amin}{2} \quad (17)$$

Executando este cálculo numa amostra selecionada aleatoriamente dos dados 1, com o valor de  $Amáx = 3,45 \text{ g}$  e de  $Amin = 0,95 \text{ g}$  o *threshold* assume o valor de  $2,2 \text{ g}$ :

$$threshold = \frac{Amáx + Amin}{2} = \frac{3,45 \text{ g} + 0,95 \text{ g}}{2} = 2,2 \text{ g}$$

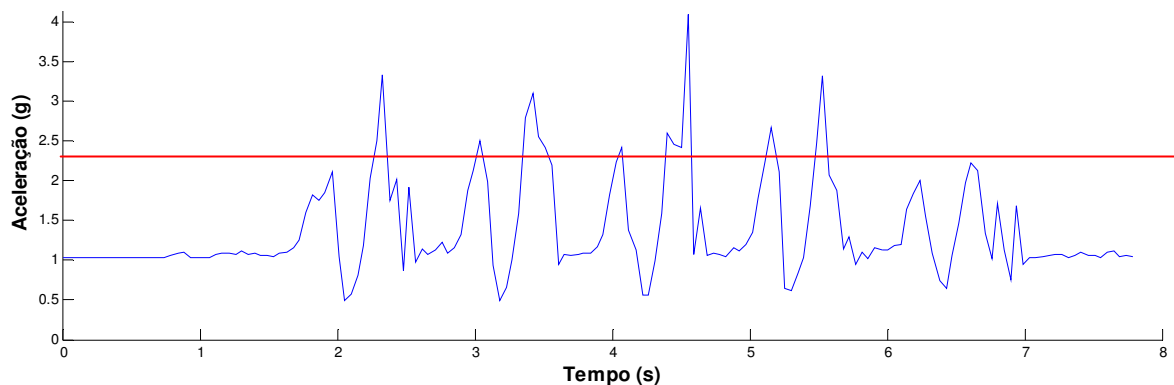
Desta forma, verifica-se que a implementação do *threshold*, no sinal da aceleração da amostra selecionada, possibilita detetar um pico acima deste valor ( $2,2 \text{ g}$ ), o que corresponde a um passo, como se visualiza na Figura 45.



**Figura 45** Representação do cálculo do *threshold* numa amostra de sinal

Partindo deste resultado, pretende-se agora perceber se a aplicação deste *threshold*, ao longo de todo o sinal recolhido, possibilita verificar com sucesso a existência de todos os picos de amplitude mais elevada. Desta forma, procedeu-se à aplicação do cálculo do *threshold* no sinal recolhido nos dados 1 (referente a 10 passos).

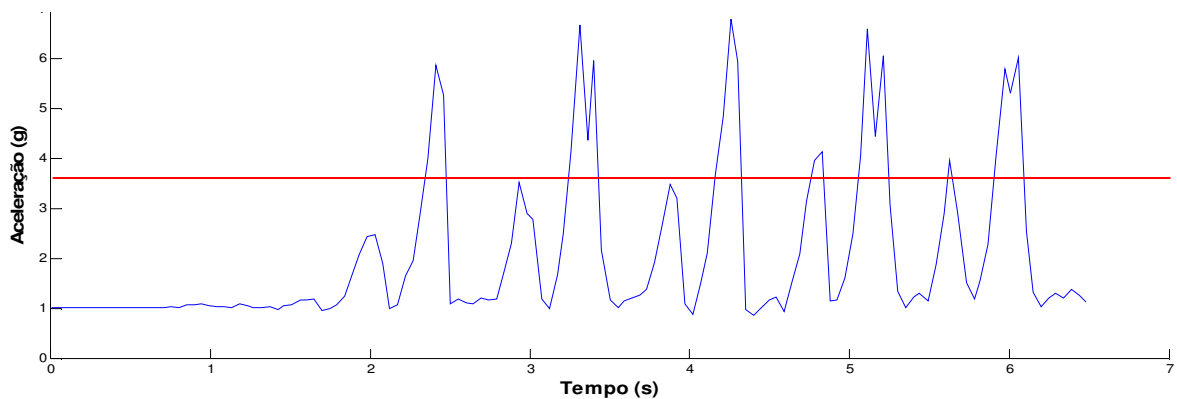
$$threshold = \frac{Amáx + Amin}{2} = \frac{4,1 \text{ g} + 0,49 \text{ g}}{2} = 2,30 \text{ g}$$



**Figura 46 Representação do cálculo do *threshold* no sinal completo**

Como se verifica na Figura 47, a aplicação deste método não foi bem-sucedida uma vez que, existem picos que são omissos e não detetados quando o sinal é cruzado pelo valor *threshold*. Para corroborar estes resultados escolheu-se, de forma aleatória, outro ficheiro de dados (dados 4 nomeadamente) para a aplicação deste método.

$$threshold = \frac{Amáx + Amin}{2} = \frac{6,79 \text{ g} + 0,85 \text{ g}}{2} = 3,82 \text{ g}$$



**Figura 47 Representação do cálculo do *threshold* no sinal – dados 4**

Também pela aplicação do *threshold* nos dados 4 conclui-se que este não é capaz de delimitar todos os pontos de máxima amplitude do sinal recolhido. Partindo deste pressuposto, e tendo como referência o estudo [31], procedeu-se ao cálculo do *threshold dinâmico* que, neste caso, demonstrou ser adequado para o propósito deste estudo.

O cálculo do *threshold dinâmico* consiste em recolher, sucessivamente, um número de amostras do sinal de aceleração em estudo através do valor médio da *Amáx* e da *Amin* das respetivas amostras.

É necessário salientar que, quando se opta pelo método de deteção de pico, a análise do valor de *threshold* é um processo fundamental para a correta contagem do número de passos dados. Tendo em conta esta potencialidade, um entendimento detalhado deste método é importante, nesta fase, no sentido de prevenir erros de leitura que possam condicionar os resultados futuros.

Desta forma, considerando esta relevância, procedeu-se, de seguida, a uma leitura mais detalhada do sinal obtido. Pela análise do sinal *threshold* em torno de *Acc*, visível nos diferentes gráficos obtidos, tornou-se possível constatar dois pressupostos importantes:

1) Por um lado, verificou-se que nos momentos iniciais e finais do sinal recolhido, coincidente com os períodos em que o indivíduo não se encontra em movimento, a amplitude do sinal de *Acc* toma valores circundantes de 1 g, obtendo-se de igual forma um *threshold* de cerca 1 g. Uma ilustração do sinal do *threshold dinâmico* nos momentos em que não existe/existe movimento é apresentada na Figura 48, relativa aos dados 1.

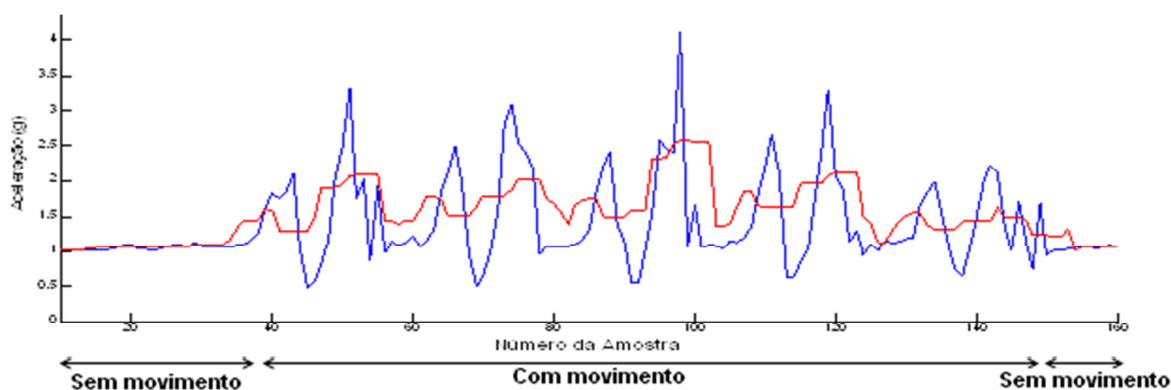
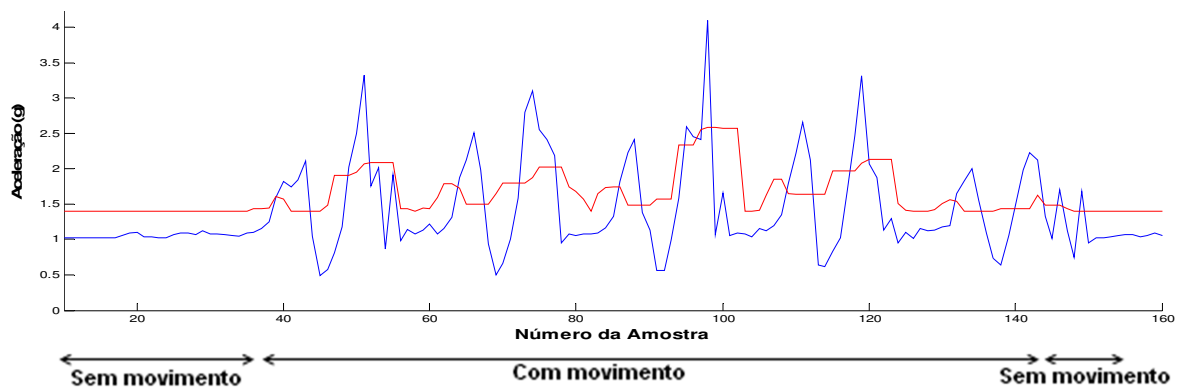


Figura 48 Representação do *threshold dinâmico* nas fases de com e sem movimento

Comparando com os momentos em que há o registo de movimento, facilmente se percebe que o valor de *threshold* toma sempre valores superiores a 1,4 g. Assim, definiu-se *à priori*, para um determinado intervalo de tempo, a seguinte condição:

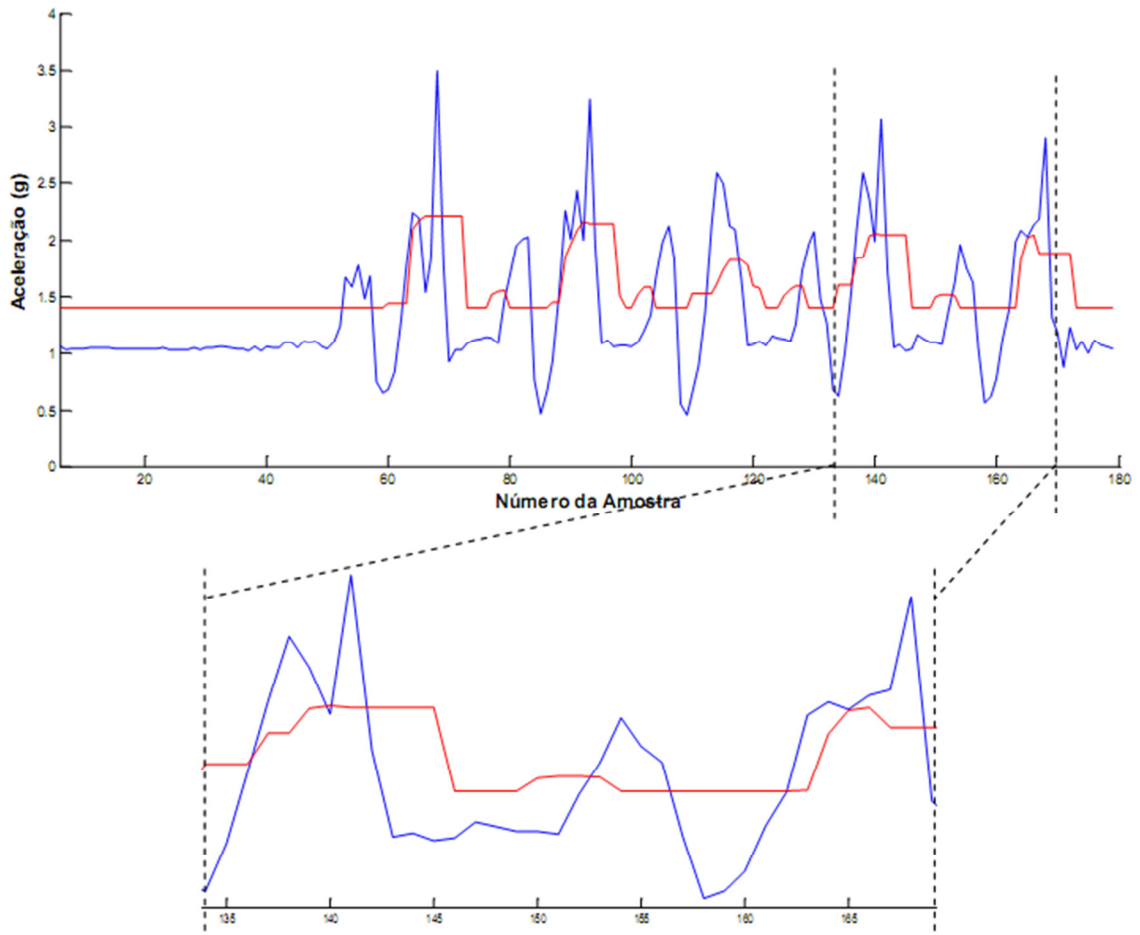
- Se o resultado *threshold* < 1,4 g (sem movimento), então o *threshold* = 1,4 g;
- Se o resultado *threshold* > 1,4 g (com movimento), então o *threshold* = Cálculo do valor médio.

A Figura 49 ilustra a aplicação desta condição nos dados 1, onde se pode conferir que foi possível distinguir os momentos onde não existem movimentos, traçando o valor do *threshold* em 1,4 g.



**Figura 49** Representação da “correção” do *threshold* dinâmico na fase sem movimento

2) Por outro lado, verificou-se que o sinal resultante do cálculo de *threshold*, por vezes, apresenta variações que podem contaminar os resultados e prejudicar as conclusões futuras. Na Figura 50 (referente à análise dos dados 2) é apresentado o sinal do *threshold*, destacando-se um exemplo elucidativo da existência de variações abruptas.



**Figura 50** Análise do sinal de *threshold*

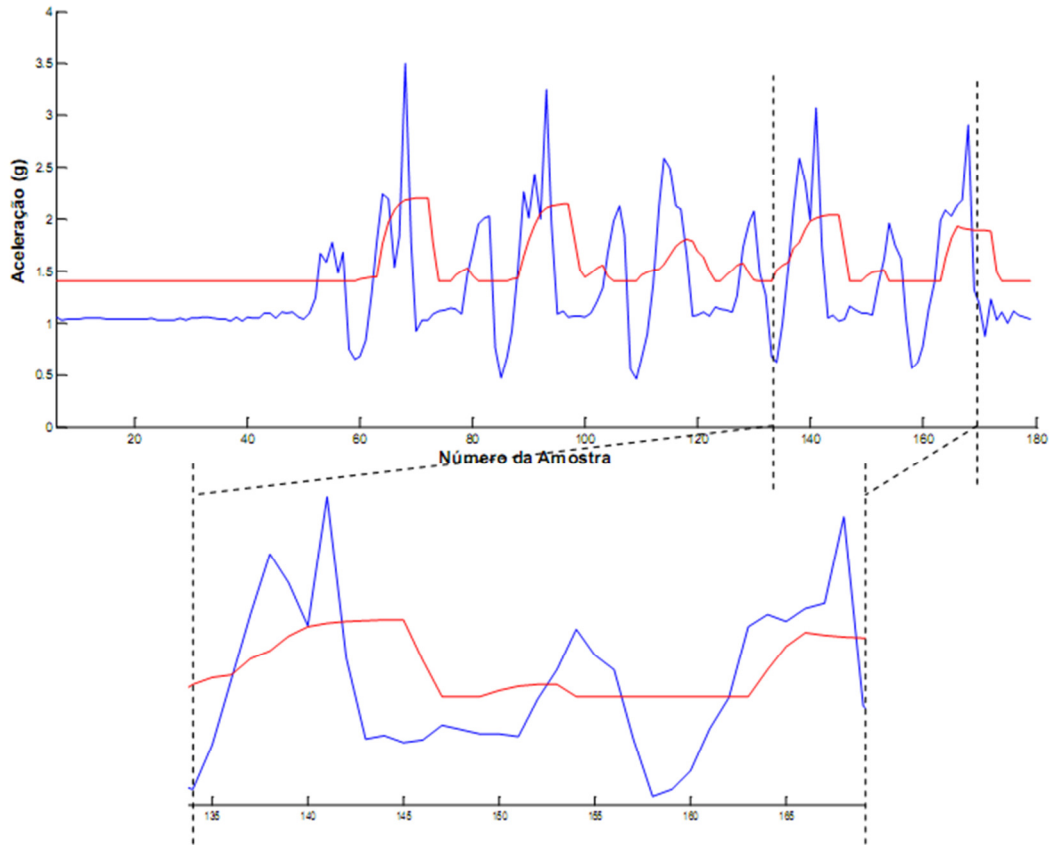
Tendo em conta a observação das variações demasiado oscilantes no sinal do *threshold* (devido à sua correlação com o sinal de *Acc*), para diminuir esta ocorrência será calculado um novo valor *threshold*. Este cálculo é dado pela seguinte fórmula:

$$threshold_i = \frac{threshold_{i-1} + threshold_i}{2} \quad (18)$$

O resultado desta expressão consiste em efetuar o cálculo da média entre o valor do *threshold* ( $threshold_i$ ) com o valor do *threshold* anterior ( $threshold_{i-1}$ ). A aplicação desta expressão no sinal do *threshold* é mostrada na Figura 51.

O valor do *threshold* visa separar, de forma precisa, as amplitudes máximas das mínimas, salientando o pico do sinal em análise. Realizando uma comparação entre a Figura 50 e 51 facilmente se depreende que a aplicação do cálculo do novo valor de  $threshold_i$ , numa mesma amostra em estudo, permite obter um sinal mais suave.

Na Figura 51, o *threshold* cruza o sinal da *Acc* em dois momentos (entre a amostra 135 a 145), não conseguindo demarcar um momento de alta amplitude. Já com o cálculo do novo  $threshold_i$  foi possível melhorar esta situação, o permite efetuar análises mais válidas.



**Figura 51** Representação da aplicação do novo *threshold*

De forma a sintetizar o procedimento efetuado para o cálculo do *threshold dinâmico* explicitado até aqui, é apresentado na Figura 52 um fluxograma com toda a interação das condições descritas.

No fluxograma da Figura 52 é possível constatar que o valor de *threshold dinâmico* inicia-se com o bloco  $N_{thres} Amostras$ , que realiza a recolha sucessiva de um número de amostras, conferindo um carácter cíclico ao processo de análise até ao final do sinal. Para o presente trabalho, o número de amostras foi igual a 9 ( $N_{thres} Amostras = 9$ ), dado que um número demasiado pequeno mostrou grandes oscilações no sinal do *threshold* e um valor grande de amostras evidenciaram o oposto. Um número de amostra igual a 9 demonstrou ser a escolha mais apropriada ao que se pretendia obter para este estudo.

De seguida, a continuidade do cálculo do *threshold dinâmico* é realizado de acordo com os passos descritos anteriormente em (17) e (18) e tendo como referência os valores de *threshold* igual a 1,4 g para distinguir-se se encontra em fase de movimento ou não. O bloco *Final do Sinal?* tem a finalidade de, como o próprio nome indica, verificar a existência do final do sinal, voltando ao início do algoritmo sempre que não se verifique a condição.

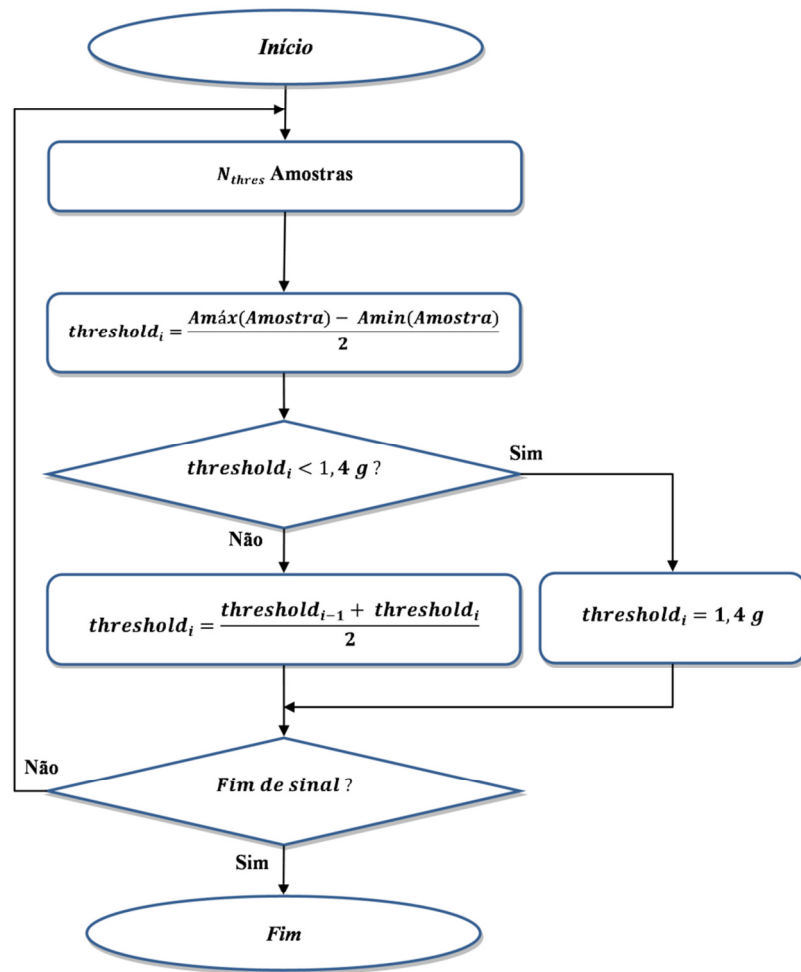
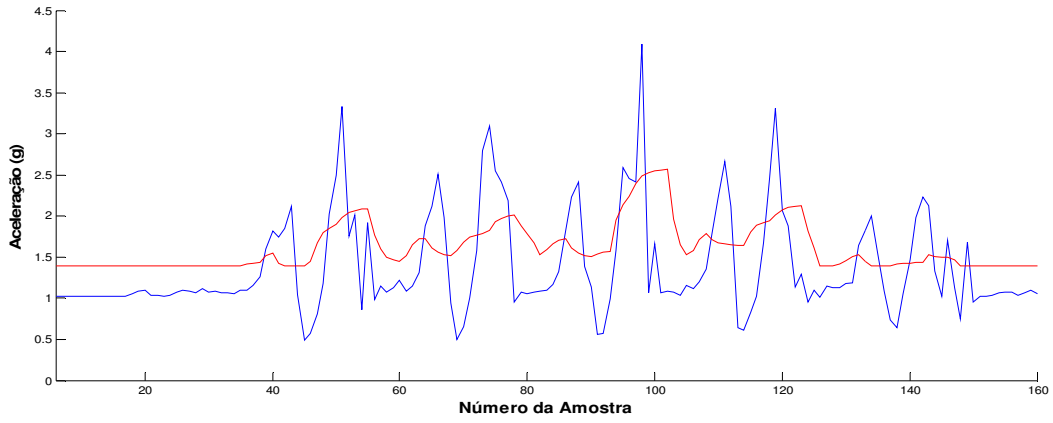
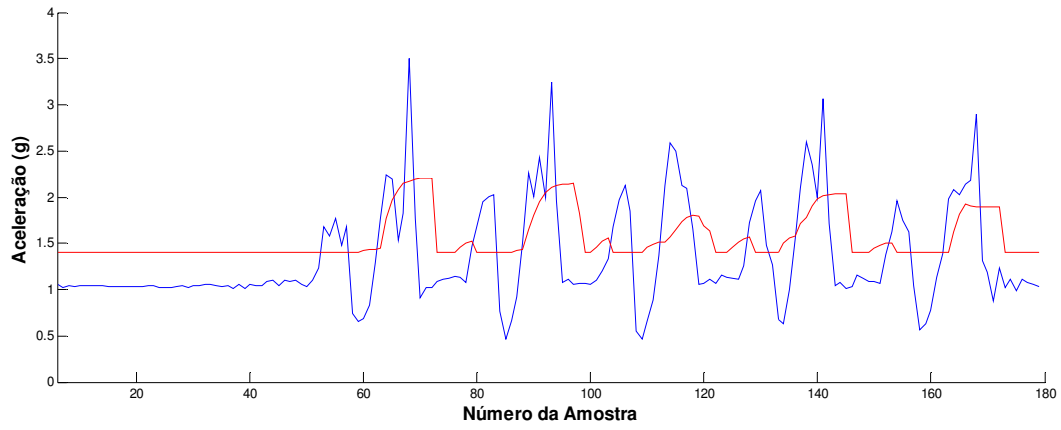


Figura 52 Fluxograma do *threshold dinâmico*

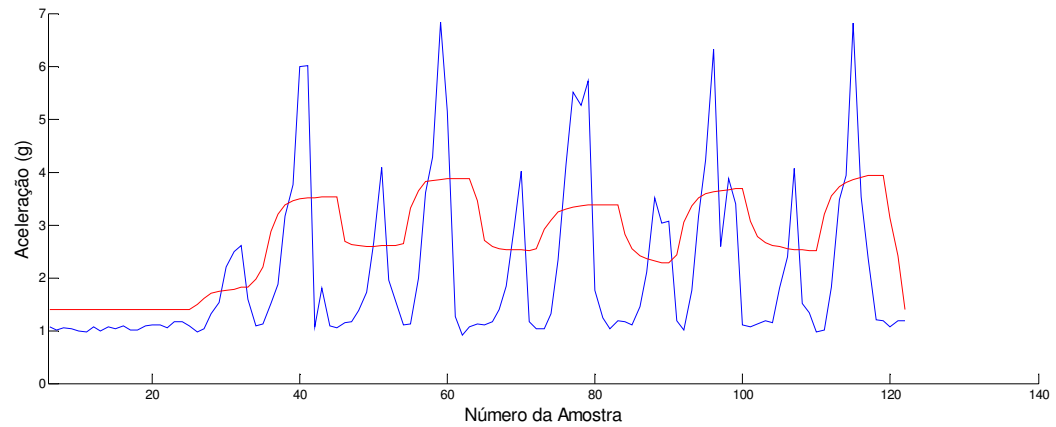
As Figuras 53-58 mostram a aplicação do estudo do *threshold dinâmico* no sinal de aceleração dos dados de 1 a 6, respetivamente.



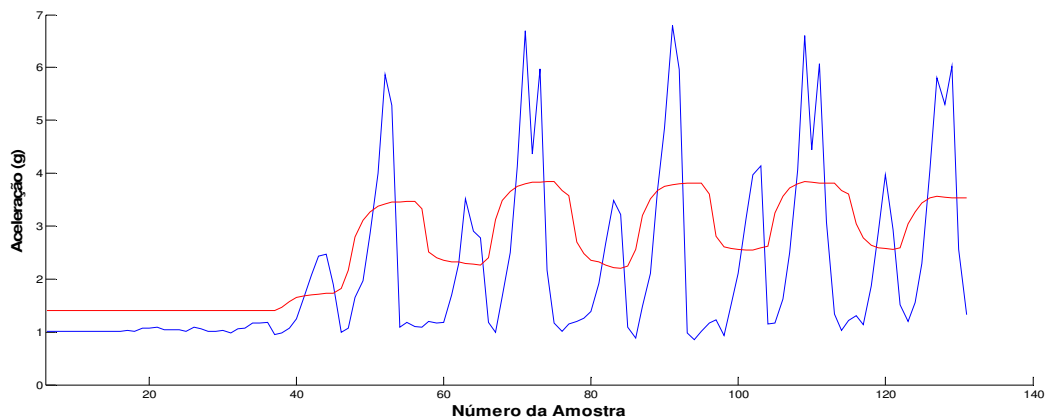
**Figura 53** *Threshold dinâmico de dados 1*



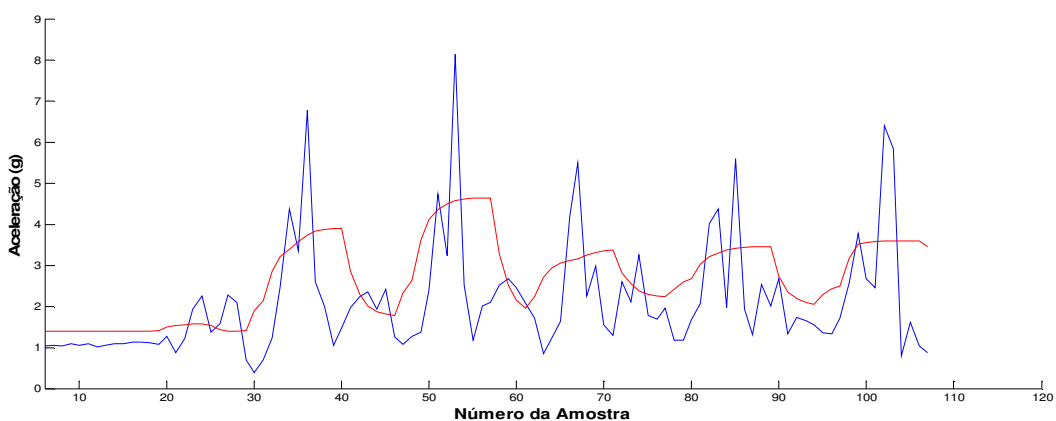
**Figura 54** *Threshold dinâmico de dados 2*



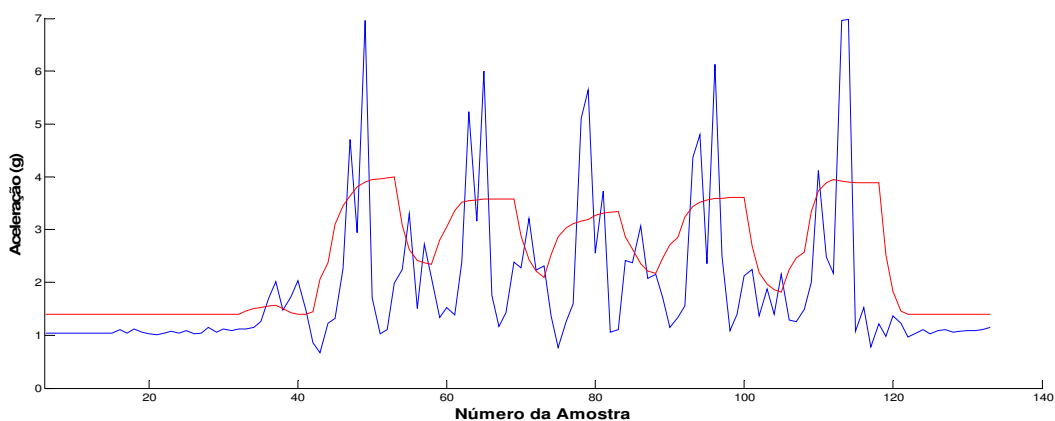
**Figura 55** *Threshold dinâmico de dados 3*



**Figura 56** *Threshold dinâmico de dados 4*



**Figura 57** *Threshold dinâmico de dados 5*



**Figura 58** *Threshold dinâmico de dados 6*

Com a visualização das Figuras 53-58 verifica-se que os valores acima do valor do *threshold* correspondem a picos do sinal de aceleração, nomeadamente ao momento em que ocorre os passos, tal como referido anteriormente.

Assim, pode-se definir que:

$$\text{Valor da } Acc_i > threshold_i \ \& \ Acc_i > Acc_{i+1} \Rightarrow \text{Deteção de um passo.}$$

Nesta lógica, o momento do passo ocorre quando se verifica a ocorrência do maior valor de aceleração, correspondente ao maior pico de amplitude. Para ser possível elaborar um método para a contagem de passos, elaborou-se o fluxograma da Figura 59 que se baseia no algoritmo do método de deteção de pico.

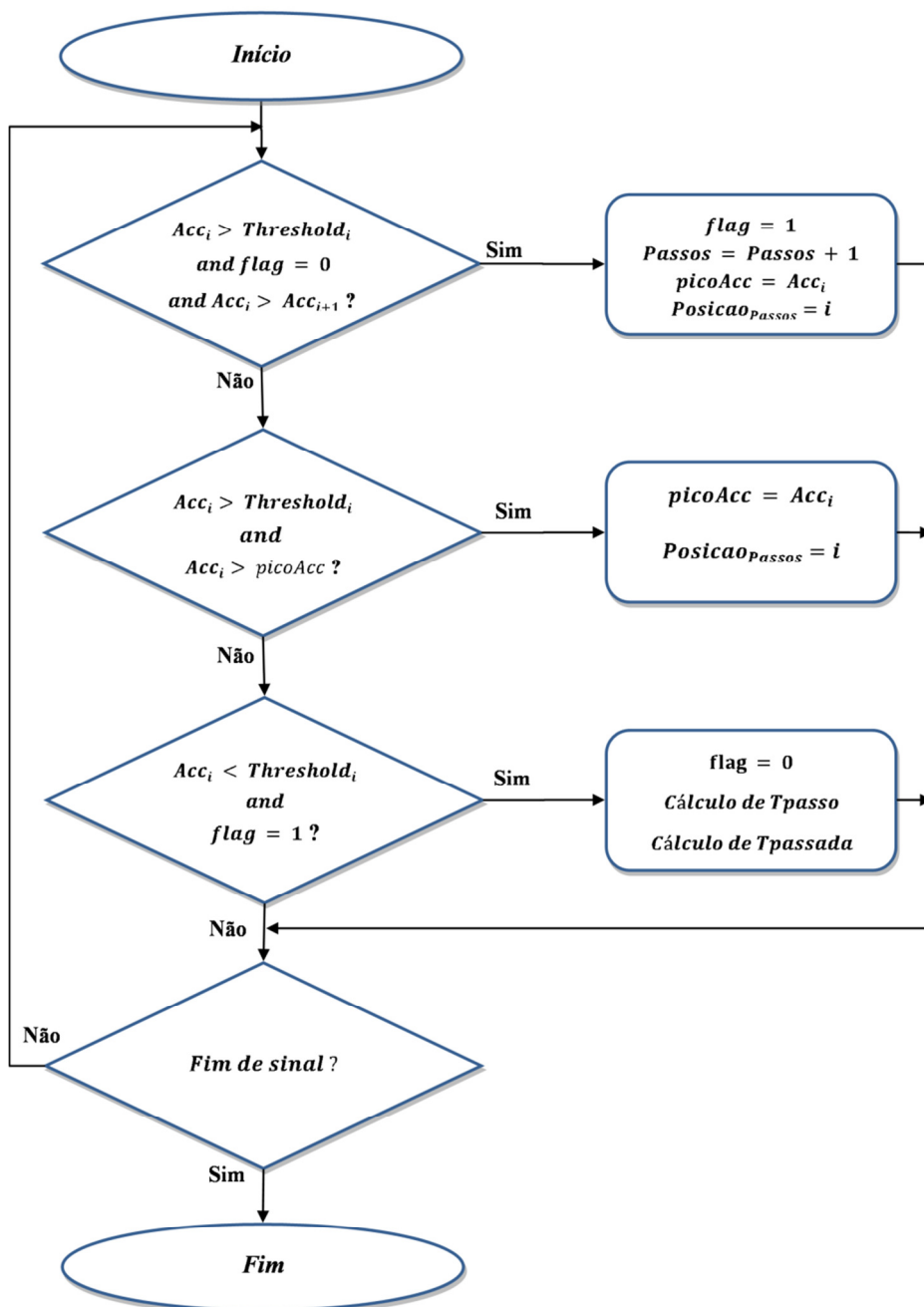


Figura 59 Fluxograma ilustrativo do algoritmo de deteção do passo

Na Figura 59 são apresentadas diversas variáveis presentes no fluxograma sendo, seguidamente, descritas:

- A variável  $Acc_i$  representa o valor da aceleração composta na amostra  $i$  das três acelerações provenientes do acelerómetro;
- A variável  $Passos$  permite a contabilização dos passos, quando a primeira condição patenteada no fluxograma se verifica. Esta é iniciada com valor igual a zero;
- A variável  $flag$  permite o controlo do momento em que é detetado um passo, sendo também inicializada a zero;
- A variável  $picoAcc$  permite registar o valor da aceleração máxima, ou seja, quando ocorre o passo. Esta variável é, posteriormente, comparada com o valor da  $Acc_i$  de forma a indicar o momento em que ocorre o passo;
- A variável  $Posicao$  é um vetor que memoriza o número da amostra onde ocorreu o passo. Esta variável será útil para o cálculo posterior do tempo da passada e de passo.
- A variável  $Tpasso$  representa o tempo que medeia entre cada passo realizado, sendo o seu cálculo expresso pela seguinte fórmula, onde a variável  $T$  indica o tempo de cada amostra do sinal.

$$Tpasso = T(Posicao_j) - T(Posicao_{j-1}) \quad (19)$$

- A variável  $Tpassada$  representa o tempo entre dois pontos de contacto com o solo sucessivos da mesma extremidade, ou seja, o tempo entre cada dois passos realizados. O cálculo da variável  $Tpassada$  é dado pela seguinte expressão:

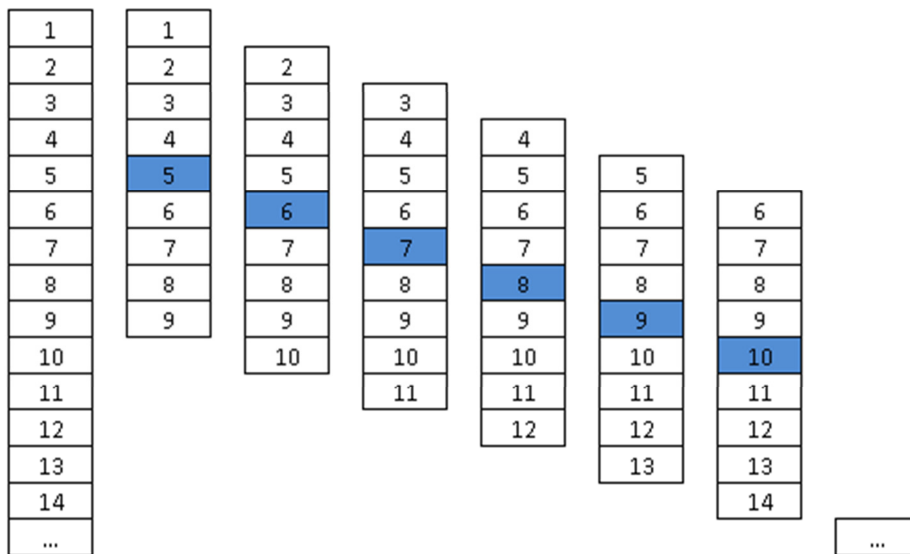
$$Tpassada = T(Posicao_j) - T(Posicao_{j-2}) \quad (20)$$

Tendo em conta que o desenvolvimento deste estudo pretende implementar um algoritmo capaz de contabilizar o número de passos dados por um pessoa, de forma a ser futuramente implementado num dispositivo móvel, optou-se por desenvolver um método mais

adequado para este objetivo. Desta forma, aquando do seu recurso para um dispositivo móvel será mais fácil a sua implementação e correta análise.

Este “complemento”, adicionado à implementação do algoritmo, relaciona-se com um processo cíclico de recolhas de um número de amostras analisadas, com os métodos descritos anteriormente.

O estudo dos valores de *Acc* encontra-se dependente da recolha sucessiva de um número de amostras a analisar. Tome-se, a título de exemplo, a Figura 60, que mostra a aplicação deste método para um número de amostra igual a 9. Neste caso, verifica-se que o algoritmo recolhe um conjunto de 9 valores e, deste conjunto, será definido o valor da posição central, com 4 valores anteriores e 4 posteriores. Este processo é implementado de forma a garantir que o estudo do sinal compreenda sempre todos os valores consecutivos, e que os seus valores tenham uma interferência nas análises posteriores.



**Figura 60 Ilustração da recolha sucessiva de um número de amostras**

A Figura 61 representa o fluxo de procedimentos implementados que constituem o algoritmo elaborado para a contagem do número de passos. Na primeira etapa desta interação é realizada uma leitura do ficheiro texto que contém os dados recolhidos pelo sistema móvel. Seguidamente, é analisado, de forma sequencial, *N amostras*, efetuando o processo descrito anteriormente na Figura 60. Para cada conjunto de dados é calculado a *Acc* e o *threshold* de forma a proceder-se à deteção do passo.

Novamente, o bloco *Final do Sinal?* tem a finalidade de averiguar se diz respeito à final do sinal, voltando ao início do algoritmo sempre que não se verifique a condição.

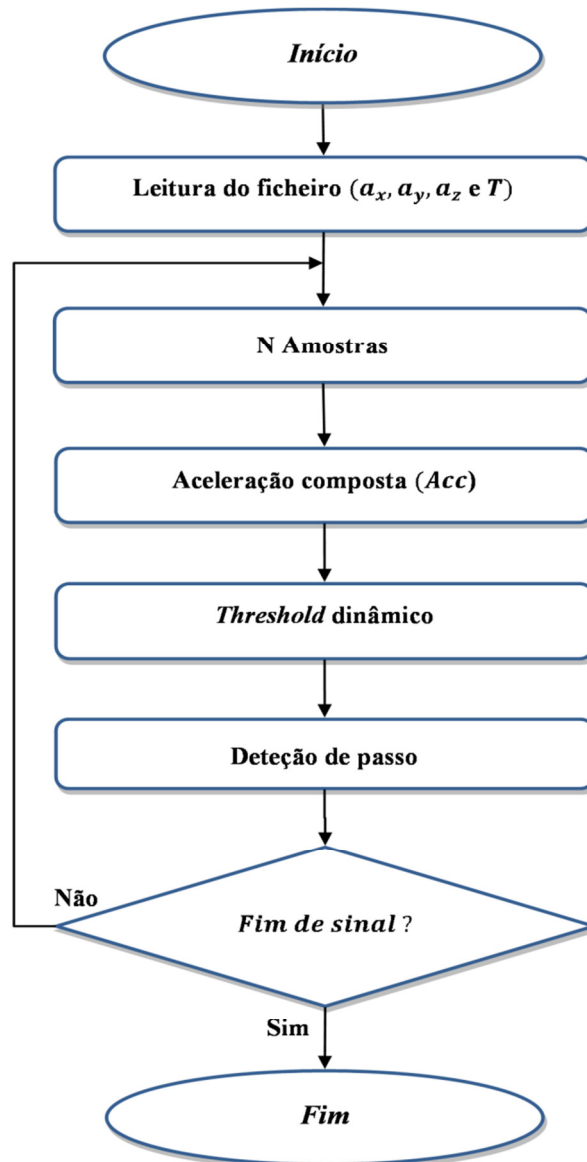


Figura 61 Fluxograma representativo do algoritmo final de identificação do passo

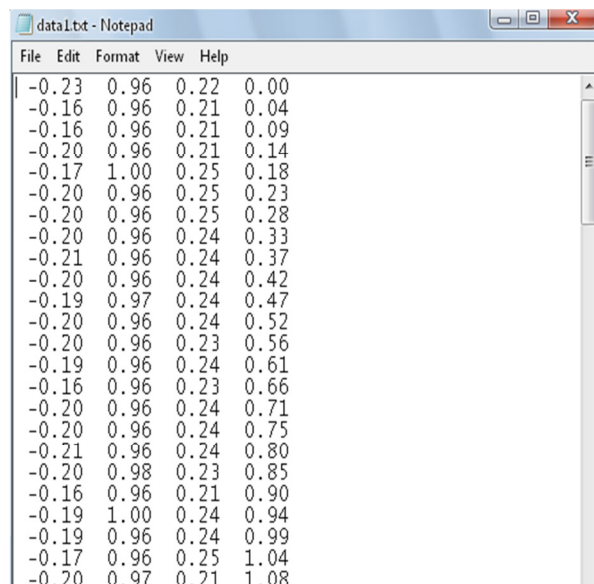
De seguida, prossegue-se com a descrição do desenvolvimento do *software* construído para este estudo.

#### 4.3. DESENVOLVIMENTO E IMPLEMENTAÇÃO DO ALGORITMO

Nesta secção será realizada uma descrição mais detalhada do procedimento e respetiva implementação do código do algoritmo desenvolvido. De seguida, são apresentados os resultados alcançados para o estudo exploratório.

Para a simulação do programa construído utilizou-se o *software* Matlab. Os motivos que levaram à escolha deste *software* depreendem-se com o seu potencial para cálculo numérico e a facilidade em criar representações gráficas, tornando-se numa ferramenta versátil, interativa e com ambiente de fácil de utilização. Assim, para este estudo, o Matlab permite obter de uma forma fiável um conjunto de análises numéricas, cálculo com matrizes, processamento de sinais e construção de gráficos, entre outros.

O ficheiro de texto onde os dados, procedentes do sistema móvel, são guardados assume o formato visível na Figura 62. Na primeira, segunda e terceira coluna é possível ler-se, respetivamente, os valores da aceleração do eixo X, Y e Z, sendo que a última coluna é referente à variável tempo (T) de cada amostra.



X	Y	Z	T
-0.23	0.96	0.22	0.00
-0.16	0.96	0.21	0.04
-0.16	0.96	0.21	0.09
-0.20	0.96	0.21	0.14
-0.17	1.00	0.25	0.18
-0.20	0.96	0.25	0.23
-0.20	0.96	0.25	0.28
-0.20	0.96	0.24	0.33
-0.21	0.96	0.24	0.37
-0.20	0.96	0.24	0.42
-0.19	0.97	0.24	0.47
-0.20	0.96	0.24	0.52
-0.20	0.96	0.23	0.56
-0.19	0.96	0.24	0.61
-0.16	0.96	0.23	0.66
-0.20	0.96	0.24	0.71
-0.20	0.96	0.24	0.75
-0.21	0.96	0.24	0.80
-0.20	0.98	0.23	0.85
-0.16	0.96	0.21	0.90
-0.19	1.00	0.24	0.94
-0.19	0.96	0.24	0.99
-0.17	0.96	0.25	1.04
-0.20	0.97	0.21	1.08

**Figura 62** Ficheiro de dados

A primeira etapa deste programa consiste na iniciação da leitura deste ficheiro para as variáveis X, Y, Z e T, como se visualiza no seguinte excerto do código.

```
[filename, pathname] = uigetfile('*.txt');
fid = fopen([pathname,filename], 'rt');
tab = fscanf(fid, '%f %f %f %f\n', [4,inf]);
rtab = tab';
fclose(fid);

for I = 1 : max(size(rtab))
    X(I) = rtab(I,1);
    Y(I) = rtab(I,2);
    Z(I) = rtab(I,3);
    T(I) = rtab(I,4);
end;
```

O próximo passo relaciona-se com a definição da recolha de um número de amostras  $nSample$  analisadas (método descrito na Figura 60).

No código definiu-se que:

- a)  $nSample$  é sempre número ímpar, assume neste estudo o valor fixo de 11;
- b)  $K$  representa a posição central do conjunto analisado.

O seguinte excerto representa o ciclo que permite esta recolha para o estudo sequencial dos dados.

```
nSamples = 11;
K = (nSamples + 1)/2;
for J = K : max(size(rtab)) - K - 1

    Xn = zeros(); Yn = zeros(); Zn = zeros();
    for I = 1 : nSamples + 1
        Xn(I) = X(J - K + I);
        Yn(I) = Y(J - K + I);
        Zn(I) = Z(J - K + I);
    end;

    (...)

end;
```

De seguida, é implementado o cálculo da aceleração composta  $nAcc$ , de acordo com a expressão (16) e traduzida no seguinte extrato de código:

```
nAcc = zeros();
for I = 1 : nSamples
    nAcc(I) = sqrt((Xn(I))^2 + (Yn(I))^2 + (Zn(I))^2);
end;
```

Para a aplicação do método do *threshold* dinâmico foi criada uma função cujo resultado é devolvido para a variável  $nThreshold$ . Nesta função é definido o valor de 1,4 na variável  $N$  para os momentos em que não existe registo de movimento. A variável  $N$  define o conjunto de amostras para o cálculo do *threshold*, como se mostra no seguinte código:

```
N = 9; L = 1.4;
nThreshold = threshold(nAcc, N, L, nThreshold);
```

A função *threshold* é apresentada no código abaixo (confrontar Anexo. D), que foi evidenciado no fluxograma da Figura 61.

```

function f = threshold(x, a, b, f1)

    Amostra = zeros();
    for J = 1 : a + 1
        Amostra(J) = x((max(size(x))-1)/2 - a/2 + J);
    end;
    f2 = (max(Amostra) + min(Amostra)) / 2;
    f = (f1 + f2) / 2;
    if f < b
        f = b;
    end;

return

```

Por último, é representado, no seguinte excerto de código, o método de deteção de pico e o cálculo do tempo entre cada passo e da passada, tendo em conta o fluxograma ilustrado na Figura 59. O primeiro bloco de decisão mostrado no fluxograma corresponde ao seguinte excerto de código:

```

if nAcc(K) > nThreshold && flag == 0 && nAcc(K)
    >= nAcc(K+1)
    flag = 1;
    nPassos = nPassos + 1;
    picoAcc = nAcc(K);
    Posicao(nPassos) = J;

```

A implementação do código para a execução do segundo bloco de decisão é dado por:

```

elseif nAcc(K) > nThreshold && nAcc(K) > picoAcc
    picoAcc = nAcc(K);
    Posicao(nPassos) = J;

```

Para o terceiro bloco de decisão implementou-se o seguinte código:

```

elseif nAcc(K) < nThreshold && flag == 1
    flag = 0;
    if nPassos > 1
        T_Passo(nPassos - 1) = T(Posicao(nPassos)) -
            T(Posicao(nPassos - 1));
    end;
    if nPassos > 2
        T_Passada(nPassos - 2) =
            T(Posicao(nPassos)) - T(Posicao(nPassos - 2));
    end;
end;

```

Com aplicação deste método no conjunto dos 12 dados recolhidos, foi possível obter-se os seguintes resultados, expressos na Tabela 4 de acordo com as variáveis de estudo.

**Tabela 4 Resultados obtidos com o algoritmo inicial**

	<b>Contagem dos Passos</b>	<b>Tempo médio de passo (s)</b>	<b>Tempo médio de passada (s)</b>	<b>Erro (%)</b>
<b>Dados 1</b>	12	0,4527	0,9450	17%
<b>Dados 2</b>	12	0,4827	0,9540	17%
<b>Dados 3</b>	11	0,3930	0,7844	9%
<b>Dados 4</b>	10	0,4478	0,9063	0%
<b>Dados 5</b>	14	0,2831	0,5900	29%
<b>Dados 6</b>	17	0,2294	0,4673	41%
<b>Dados 7</b>	122	0,4553	0,9093	18%
<b>Dados 8</b>	113	0,4485	0,8995	12%
<b>Dados 9</b>	105	0,4102	0,8204	5%
<b>Dados 10</b>	105	0,4129	0,8254	5%
<b>Dados 11</b>	104	0,4138	0,8314	4%
<b>Dados 12</b>	134	0,2662	0,5316	25%

No cálculo do erro foi utilizado a seguinte expressão:

$$Erro(\%) = \frac{|Passo_{Estimado} - Passo_{Observado}|}{Passo_{Observado}} \times 100 \quad (21)$$

Partindo da observação dos resultados, que não são totalmente satisfatórios, de seguida procede-se à implementação e verificação de filtros para se tentar obter uma melhoria das análises efetuadas.

#### **4.4. APLICAÇÃO DOS FILTROS**

Após a implementação do algoritmo que mostrou ser capaz de contabilizar o número de passos dados, torna-se agora importante perceber se a aplicação de um filtro para análise do sinal permitirá obter resultados mais rigorosos.

O sinal em “bruto”, proveniente do acelerómetro, possui diferentes tipos de ruído (o ruído mecânico provocado por vibrações, ruído elétrico dos componentes do circuito, e outros), pelo que a aplicação de um filtro pode tornar-se uma ferramenta valiosa para obter a eliminação destes ruídos no sinal.

Existe uma variedade de opções de aplicação de filtros digitais, o que influencia a capacidade do filtro para responder a alterações nos dados em “bruto”. No levantamento da bibliografia acerca da utilização de filtros, mais concretamente durante a análise dos sinais de aceleração da marcha humana, verificou-se que os mais comumente mencionados são o filtro de mediana e filtro de Butterworth. Desta recolha também foi possível perceber que o filtro mais utilizado pelos autores, é inicialmente, o filtro de mediana, seguido da aplicação do filtro de Butterworth.

Por outro lado, a utilização mais frequente do filtro de mediana deve-se ao facto deste permitir uma maior eficácia na eliminação do ruído de sinais de curta duração. Este filtro consiste em ordenar as amostras de uma janela ao redor da amostra alvo, para então fazer o cálculo da mediana desta janela. A mediana  $m$  de um conjunto de valores é tal que metade dos valores do conjunto são menores do que  $m$  e a outra metade são maiores. Desta forma, é possível corrigir um ponto de um sinal, que apresenta uma variação demasiado abrupta, através da estimativa para cada ponto, da mediana do valor nesse ponto juntamente com os seus valores imediatamente adjacentes, o que resulta num atenuar desta variação brusca do sinal.

Tendo em conta estas características do filtro de mediana e as características do sinal recolhido das três acelerações, será aplicado este filtro, na fase inicial, em cada sinal da aceleração, de forma a obter um sinal mais suave, eliminando, tanto quanto possível, as resultantes da existência de ruído.

No Matlab é possível fazer a implementação deste filtro através da função “*medfilt1*” conduzido para vetores de uma dimensão. A sua sintaxe é representada por:  $Y = \text{medfilt1}(X, N)$ , onde a variável  $X$  assume a entrada dos dados a serem filtrados e a ordem do filtro é apresentado pela variável  $N$ .

A definição da ordem a utilizar é um parâmetro importante na aplicação do filtro. Neste estudo, foi efetuada uma análise recorrendo a uma ordem de tamanho entre 2 a 5. Para avaliar o desempenho do filtro de mediana foi executado a aplicação deste filtro em todos os dados recolhidos. Nas Figuras 63 e 64 segue a exemplificação da sua utilização num excerto de sinal recolhido, de dados seleccionados aleatoriamente. A Figura 63 diz respeito aos dados 1 e a Figura 64 é referente aos dados 5.

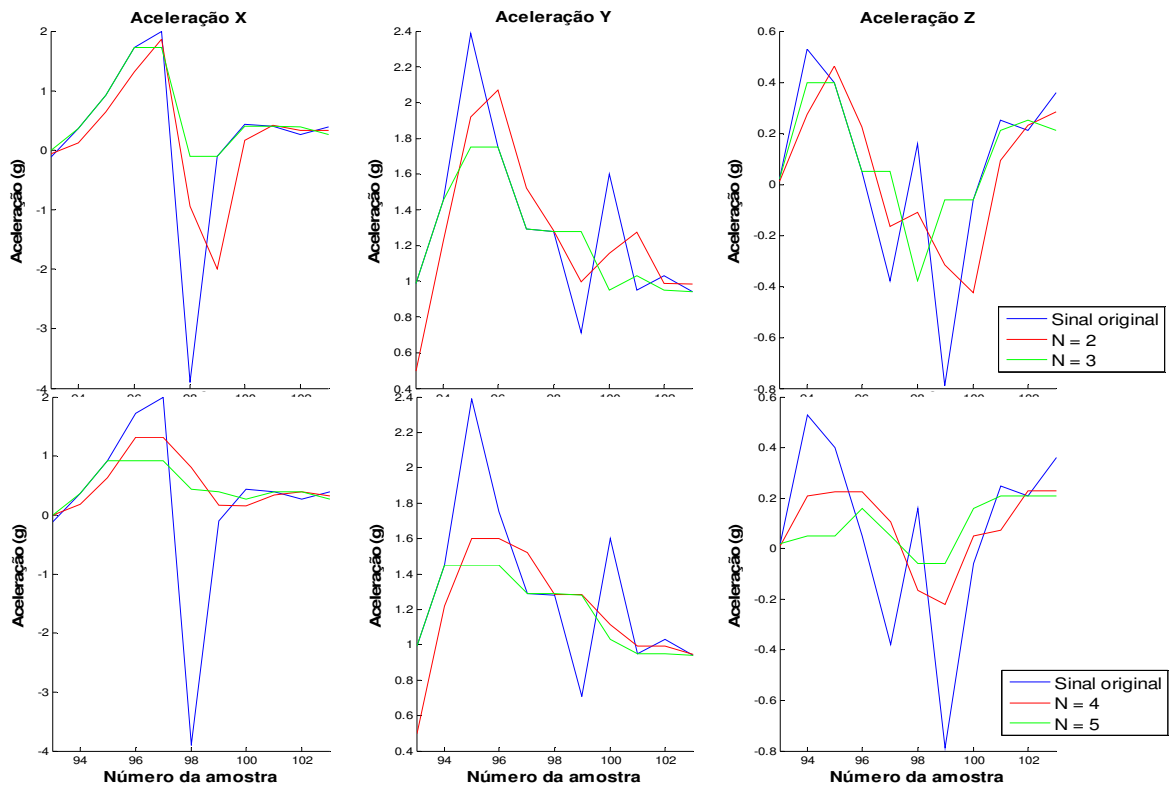


Figura 63 Aplicação do filtro de mediana de ordem 2 a 5 – dados 1

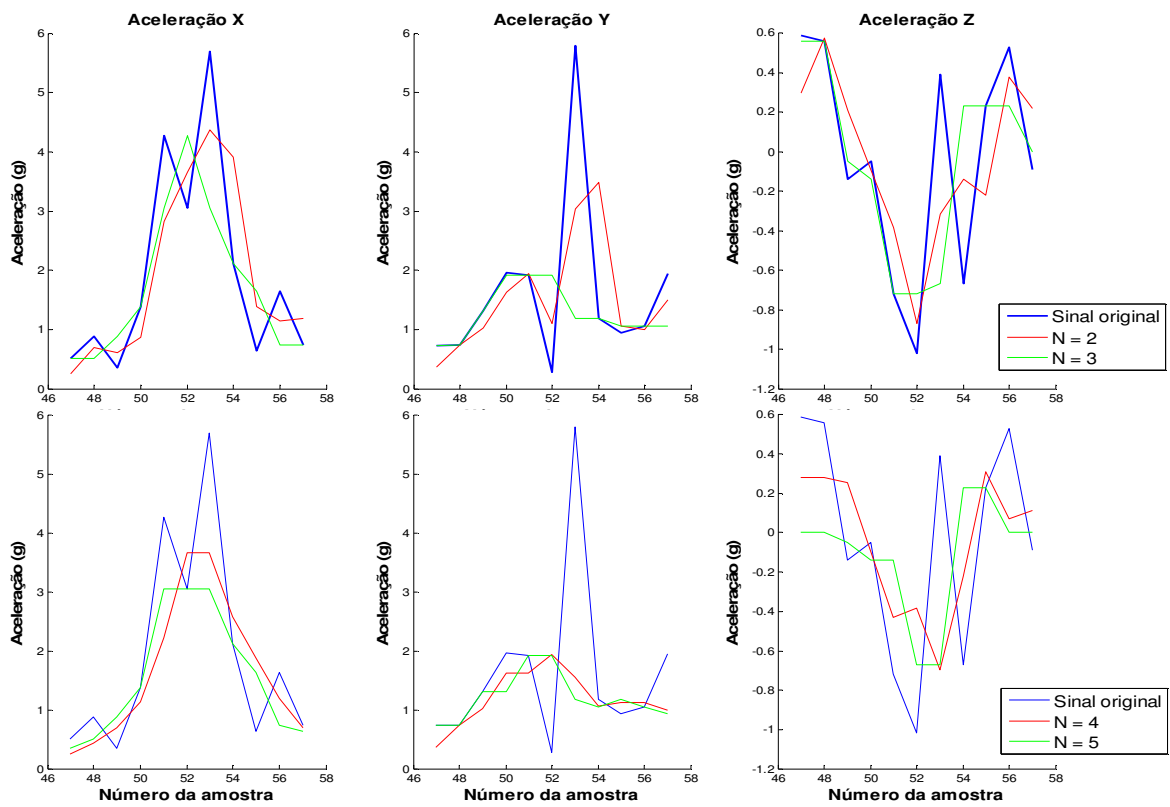


Figura 64 Aplicação do filtro de mediana de ordem 2 a 5 – dados 5

É de notar que o conjunto de amostras exemplificadas diz respeito à ocorrência de um pico de sinal, o que se traduz na ocorrência de um passo. Pela leitura dos gráficos é possível verificar que:

- a) Comparando os sinais obtidos para  $N = 2$  e  $N = 3$ , observa-se que aplicação do filtro de ordem 3 é a melhor opção, uma vez que este é capaz de reduzir o ruído de forma adequada, sem atenuar excessivamente a amplitude do sinal;
- b) Para  $N = 4$  e  $N = 5$  verifica-se que ambos são capazes de eliminar o ruído com êxito mas, atenuando em excesso as amplitudes do sinal, o que poderá dificultar as análises posteriores. Pelo que se torna desnecessário prosseguir a implementação do filtro de mediana com ordens superiores a 5.

Por outro lado, tendo em conta os resultados obtidos nos estudos de referência, anteriormente enunciados, a aplicação do filtro de ordem 3 é referenciada como a melhor opção. Neste sentido, tendo em conta estes resultados, para este estudo irá recorrer-se à implementação do filtro de ordem 3, para cada componente de aceleração proveniente do acelerómetro. Esta execução é traduzida no seguinte excerto de código:

```
N = 3;  
Xn_filt = medfilt1(Xn, N);  
Yn_filt = medfilt1(Yn, N);  
Zn_filt = medfilt1(Zn, N);
```

O filtro Butterworth, expresso pela sua resposta em frequência, é uma ferramenta convencional que tem sido comumente utilizado nas análises de marcha [46][51][52]. Este é caracterizado como sendo um filtro recursivo que utiliza as informações dos pontos anteriores para prever acerca dos pontos posteriores suavizados [51]. A função de transferência deste filtro é descrita pela seguinte expressão:

$$G_n(\omega) = |H_n(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2n}}} \quad (22)$$

A operação do filtro Butterworth depende, principalmente, da escolha da frequência de corte ( $\omega_c$ ) e da ordem do filtro ( $n$ ) a aplicar [46]. Para configurar a implementação deste filtro executou-se no Matlab a função: `[b, a] = butter (n, Wc, 'low')`, que representa um filtro passa-baixo. O resultado desta função é dado por dois vetores:  $b$  e  $a$ ,

onde o primeiro vetor retorna os coeficientes do filtro referente ao numerador e o segundo ao denominador. Neste estudo, para a implementação do filtro Butterworth passa-baixo, definiu-se a frequência de corte de  $\omega_c=10$  Hz e a ordem do filtro de  $n = 5$ .

```
n = 5;
fc = 10;
Wc = 2*pi*fc;
[b, a] = butter(n,Wc, 'low', 's');
Hs = tf(b,a);
```

O resultado da função de transferência de  $H(s)$  é dado pelos seguintes valores:

$$H(s) = \frac{9.793e008}{s^5 + 203.3 s^4 + 2.067e004 s^3 + 1.299e006 s^2 + 5.044e007 s + 9.793e008} \quad (23)$$

Para a implementação digital do filtro torna-se necessário aplicar um método de discretização. Para tal, neste trabalho recorreu-se ao método de Tustin em que a sua implementação em  $H(s)$  encontra-se patente no seguinte código:

```
Ts = 0.05;
Hz = c2d(Hs,Ts, 'tustin');
[bz az] = tfdata(Hz, 'v');
```

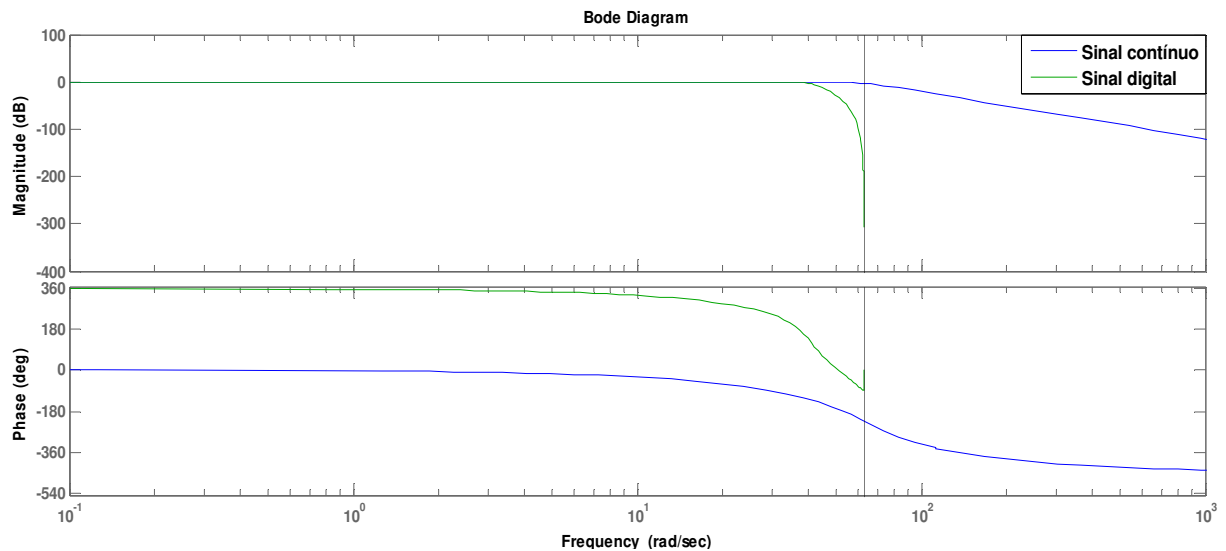
Os vetores  $bz$  e  $az$  correspondem aos valores do numerador e do denominador de  $H(z)$ , respectivamente. O resultado da função de transferência  $H(z)$  é dado pela expressão:

$$H(z) = \frac{0.1395 z^5 + 0.6974 z^4 + 1.395 z^3 + 1.395 z^2 + 0.6974 z + 0.1395}{z^5 + 1.372 z^4 + 1.295 z^3 + 0.6074 z^2 + 0.1703 z + 0.01924} \quad (24)$$

Na Figura 65 é possível visualizar a resposta em frequência do filtro passa-baixo contínuo e o correspondente digital, onde se pode verificar que a frequência de corte é igual a 62,8 rad/s.

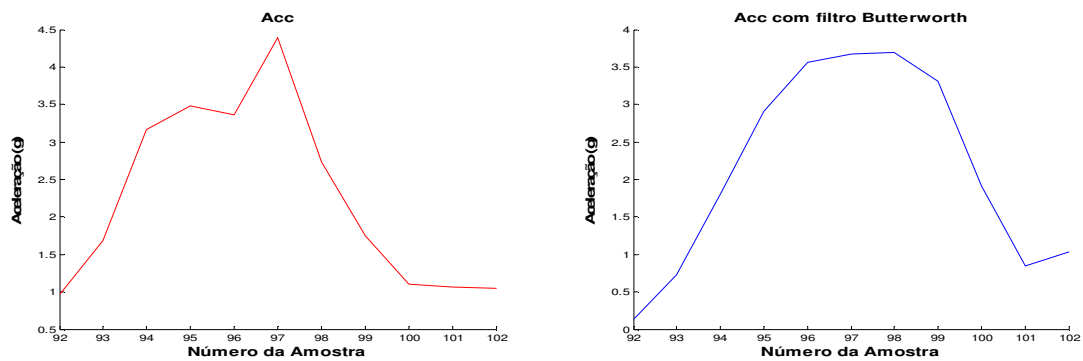
A seguinte linha de código mostra a aplicação do filtro Butterworth no sinal da aceleração composta representada por  $nAcc$ :

```
nAcc_filt = filter(bz,az,nAcc);
```

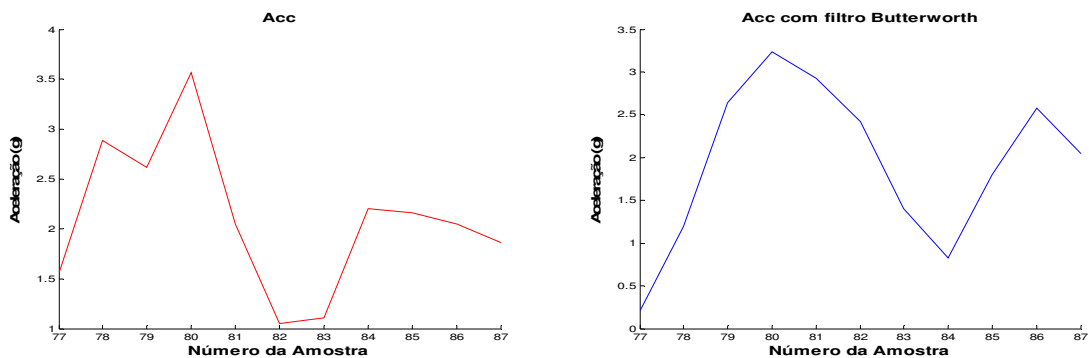


**Figura 65 Diagrama de bode filtro Butterworth contínuo e digital**

O resultado da implementação deste código no sinal de *Acc* (confrontar Anexo. E) é visível nas Figuras 66 e 67. Nestas figuram uma comparação do sinal com e sem a aplicação do filtro Butterworth, num excerto de sinal dos dados 3 e 6, respetivamente. É de notar que o sinal de *Acc* mostrado já resulta da aplicação prévia do filtro de mediana a cada uma das três componentes de aceleração, como explicitado anteriormente.



**Figura 66 Comparação da aplicação do filtro Butterworth no sinal *Acc* - dados 3**



**Figura 67 Comparação da aplicação do filtro Butterworth no sinal *Acc* - dados 6**

Pela leitura das figuras é possível constatar que a implementação deste filtro na aceleração composta permite uma suavização do sinal, o que se pode ser traduzido numa melhoria de análise do comportamento e do padrão do sinal obtido.

Nas Figuras 68 - 73 apresenta-se uma comparação entre o sinal “bruto” da aceleração composta e as melhorias obtidas pela implementação dos filtros de mediana e Butterworth nos dados de 1 a 6. Nas figuras apresentadas o sinal traçado a vermelho refere-se à aplicação do *threshold* e a azul o valor da *Acc*. Em cada figura observa-se um conjunto de gráficos onde: o sinal de *Acc* representa a aceleração composta sem aplicação de um método de filtragem do sinal; *Acc* com filtro de mediana mostra as melhorias obtidas pela implementação deste filtro no sinal e; *Acc* com filtro de mediana e Butterworth ostenta a suavização do sinal resultante da aplicação dos dois filtros.

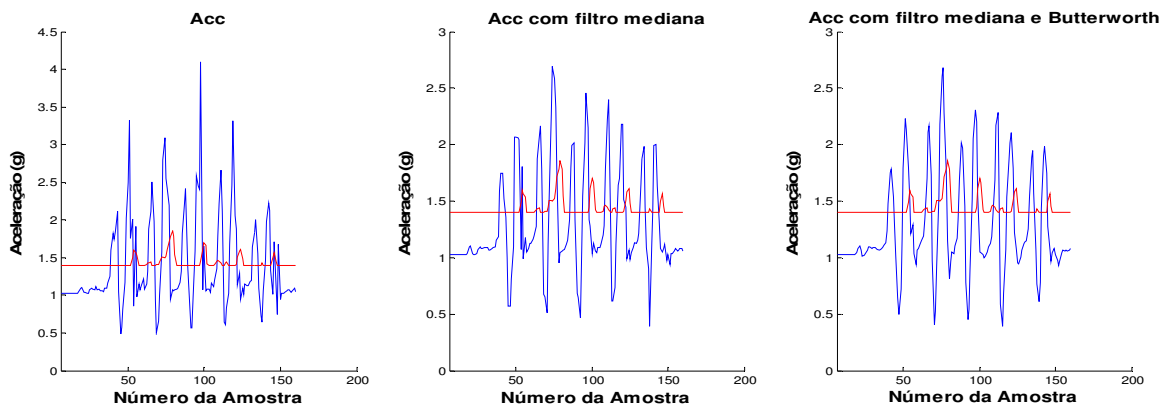


Figura 68 Aplicação dos filtros – dados 1

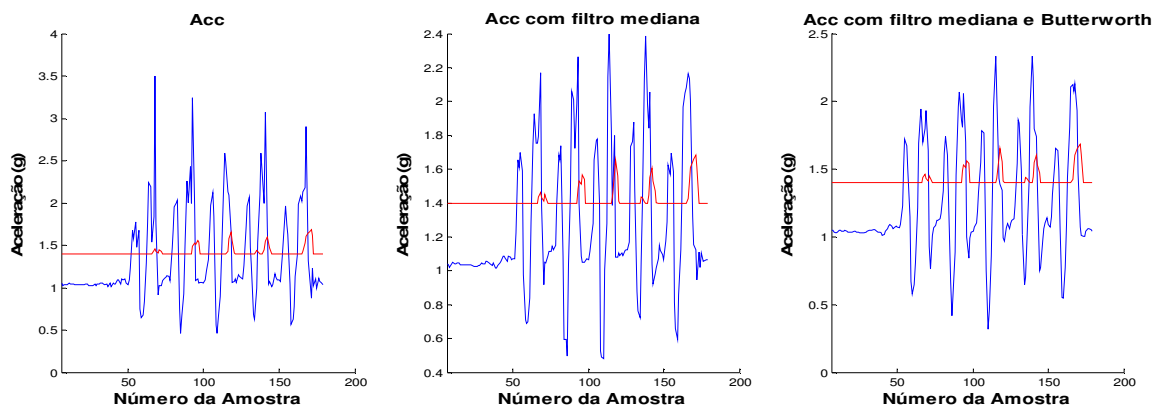


Figura 69 Aplicação dos filtros – dados 2

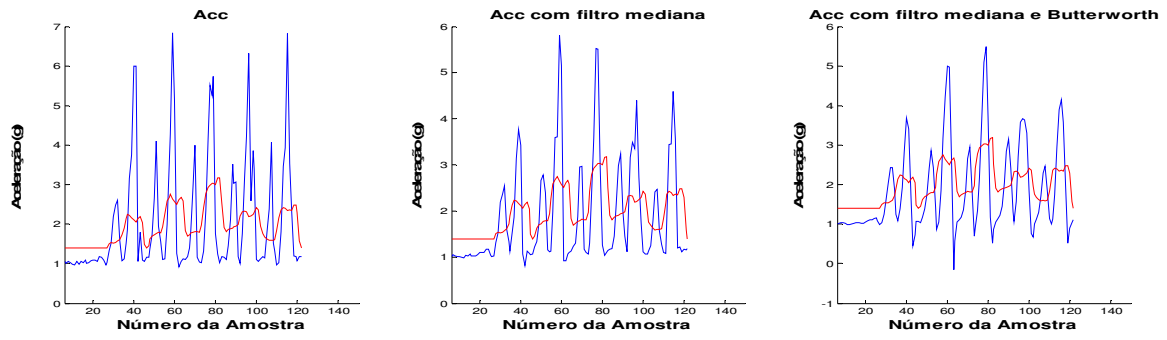


Figura 70 Aplicação dos filtros – dados 3

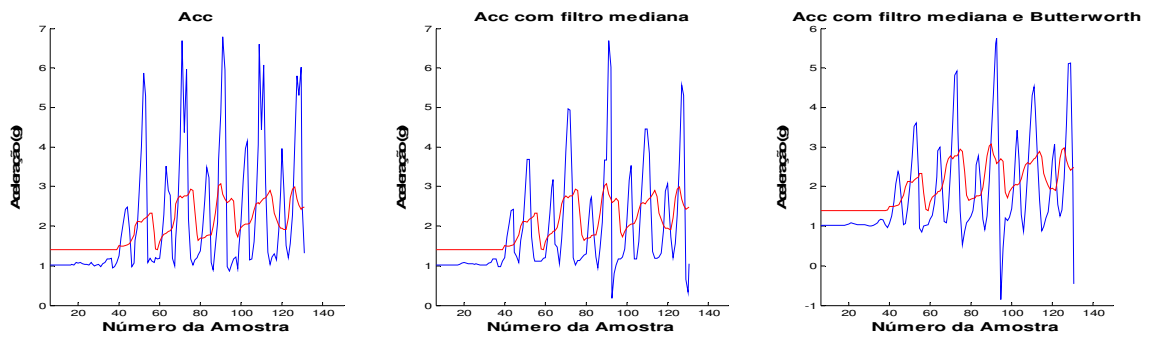


Figura 71 Aplicação dos filtros – dados 4

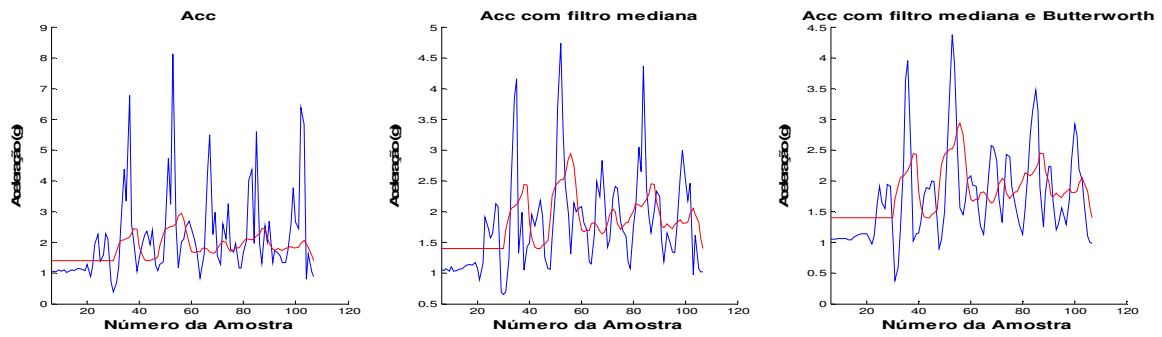


Figura 72 Aplicação dos filtros – dados 5

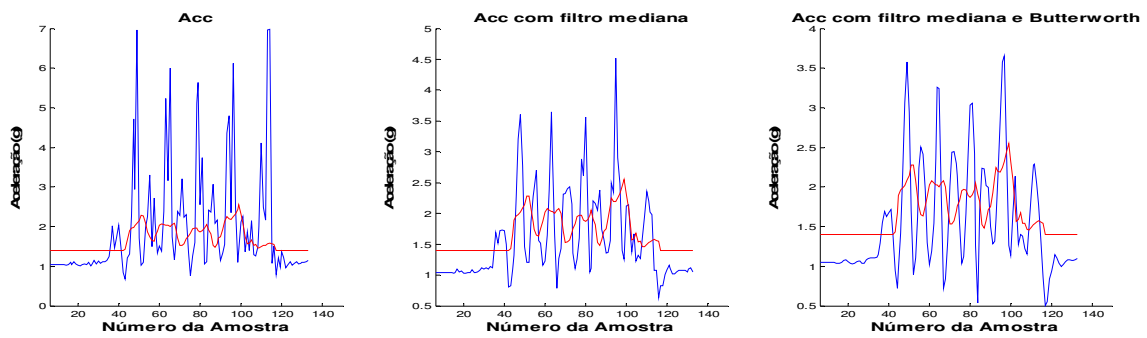


Figura 73 Aplicação dos filtros – dados 6

Tendo em conta o conjunto de passos descritos nesta secção, onde se procedeu à implementação de filtros capazes de eliminar o ruído existente no sinal da aceleração proveniente do acelerómetro, é apresentado o fluxograma na Figura 74. Este fluxograma visa contemplar as alterações realizadas no algoritmo proposto anteriormente na Figura 61 (confrontar Anexo. F).

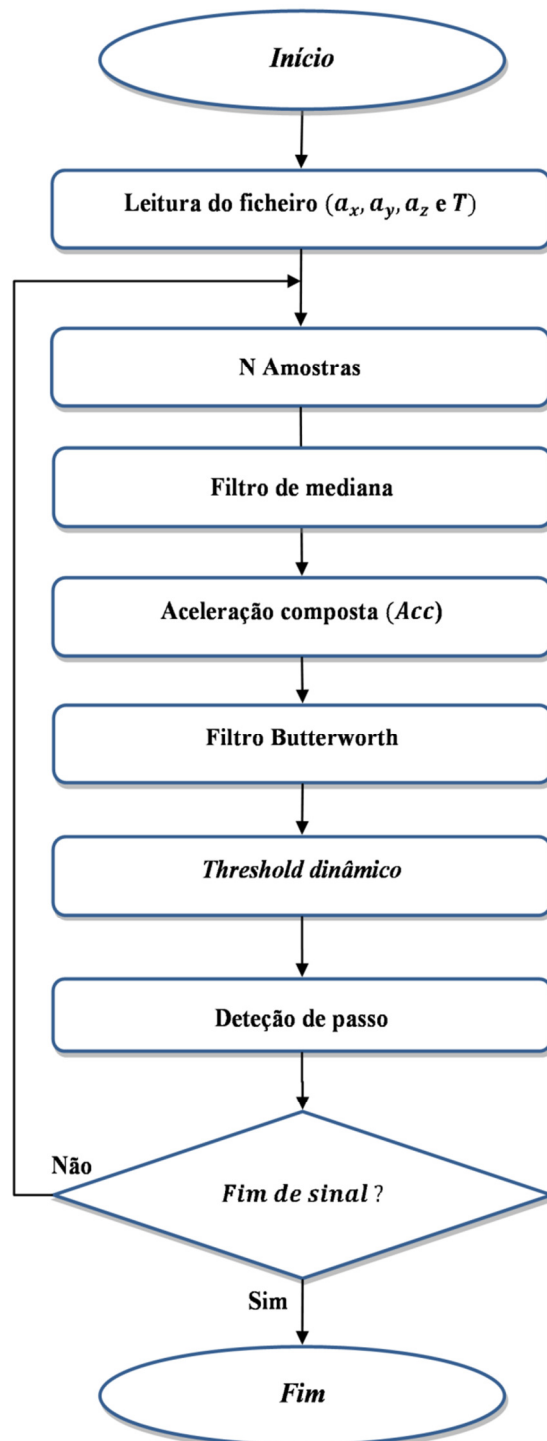


Figura 74 Fluxograma expressivo do algoritmo de identificação do passo e aplicação de filtros

Como referido, após a receção dos dados recolhidos pelo sistema móvel, provenientes do acelerómetro, procede-se à leitura do ficheiro de texto recorrendo ao MATLAB. Esta ferramenta será utilizada para realizar todas as análises futuras do sinal em estudo.

Neste seguimento, a cada conjunto de N amostras consecutivas é realizada a implementação do filtro de mediana individualmente às acelerações X, Y e Z, seguida do cálculo da aceleração composta. Posteriormente, pela aplicação do filtro Butterworth e do cálculo do valor do *threshold* do sinal é possível proceder-se à deteção do pico, a contagem do número de passos dados. Para se obter a estimativa do tempo do passo e da passada a contemplação da variável tempo é essencial para a sua finalização.

#### 4.5. RESULTADOS DO ESTUDO EXPLORATÓRIO

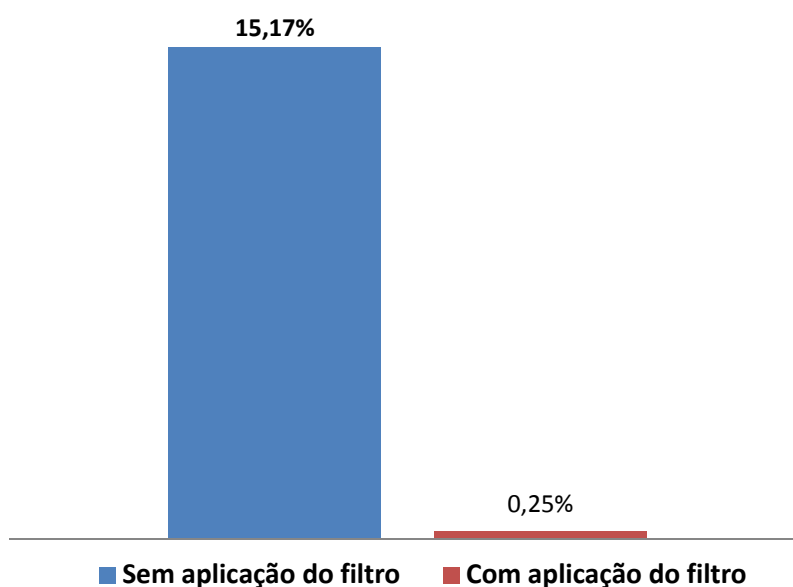
Partindo da implementação no algoritmo desenvolvido dos filtros mediana e Butterworth, foram realizadas novas análises dos 12 dados recolhidos da aceleração num pé, para verificar se existem melhorias nos resultados obtidos. Na Tabela 5 são sumarizados os resultados alcançados com a implementação dos filtros.

**Tabela 5 Resultados finais do estudo exploratório**

	Contagem dos Passos	Tempo médio de passo (s)	Tempo médio de passada (s)	Erro (%)
<b>Dados 1</b>	10	0,5278	1,0875	0,0%
<b>Dados 2</b>	10	0,5844	1,1913	0,0%
<b>Dados 3</b>	10	0,4378	0,8950	0,0%
<b>Dados 4</b>	10	0,4478	0,9062	0,0%
<b>Dados 5</b>	10	0,3778	0,7500	0,0%
<b>Dados 6</b>	10	0,3756	0,7400	0,0%
<b>Dados 7</b>	100	0,5935	1,1895	0,0%
<b>Dados 8</b>	100	0,6203	1,2439	0,0%
<b>Dados 9</b>	100	0,4324	0,8653	0,0%
<b>Dados 10</b>	100	0,4347	0,8696	0,0%
<b>Dados 11</b>	101	0,3491	0,6989	1,0%
<b>Dados 12</b>	102	0,3481	0,6956	2,0%

Pela leitura da Tabela 5 pode verificar-se que a aplicação dos filtros, anteriormente descritos, acarreta uma melhoria nos resultados recolhidos, devido à sua capacidade de suavização do sinal. Nesta fase, analisando novamente os 12 dados recolhidos, apenas nos dados 11 e 12 a contagem não foi igual ao esperado, distinguindo-se no máximo por 2 passos.

É de notar que o método apresentado para contagem do número de passos dados só se mostra eficaz quando conjugado com a correta escolha e aplicação de filtros para suavização do sinal. Na Figura 75 é possível constatar a redução da percentagem do erro médio obtido nos 12 dados (de 15% para 0,25%), com a aplicação dos filtros de mediana e Butterworth.



**Figura 75** Percentagem de erro obtido



# 5. TESTES E RESULTADOS

Para avaliar o desempenho do sistema para a contagem de passos, apresentado no capítulo anterior, foram executados vários testes experimentais para marcha normal, rápida e corrida. A implementação do sistema desenvolvido, desde a parte do *hardware*, *software* até ao algoritmo elaborado, numa amostra mais alargada de dados, surge no sentido de se proceder à sua validação. Por outras palavras, com estes testes pretende-se perceber se o sistema apresentado avalia de forma rigorosa e válida o que se pretende medir: *o número de passos e a duração do passo*.

Este capítulo visa assim, apresentar os resultados obtidos num total de 33 novos dados recolhidos com o *hardware* e *software* desenvolvidos para esse fim. Por outro lado, neste capítulo pretende-se ainda realizar uma análise e discussão dos resultados obtidos à luz dos estudos publicados que partilham o mesmo objetivo de estudo.

Neste sentido, as medições efetuadas permitiram obter um conjunto de dados, tais que:

- **Para marcha normal (totalizando 9 recolhas):**
  - 2 dados de 20, 100 e 1000 passos;
  - 3 dados de 500 passos.

- **Para marcha rápida (totalizando 9 recolhas):**

- 2 dados de 20, 500 e 1000 passos;

- 3 dados de 100 passos.

- **Corrida (totalizando 15 recolhas):**

- 3 dados de 100 e 1000 passos;

- 4 dados de 20 passos;

- 5 dados de 500 passos.

É de notar que, *à priori* se delineou que o número de repetições a realizar seria de 2 amostras para a marcha normal e rápida e de 4 amostras para a corrida referente a cada variação de 20, 100, 500 e 1000 passos. Tendo em conta que durante o desenvolvimento do estudo exploratório se verificou que a análise do sinal da corrida é mais complexa, foi necessário recolher mais dados de forma a garantir uma maior fidelidade e exatidão das análises efetuadas. De salientar que o número de dados não possui a mesma dimensão para cada recolha devido a fatores externos (como a presença de erro na comunicação) que só foram detetados na fase posterior de análise dos dados. Neste sentido, optou-se por apresentar apenas os dados onde foi possível obter a amostra completa da simulação pretendida.

Na Tabela 6 são apresentados os resultados obtidos expressos pelo número de passos dados, tempo médio de passo e da passada e do erro obtido para cada dado recolhido.

Uma vez que o ciclo da marcha é, como o próprio nome indica, um movimento periódico, o recurso a ferramentas de análise baseadas na ponderação das acelerações sofridas ao longo da marcha revela ser bastante adequado para o propósito.

Neste estudo, partindo-se da valorização do estudo das 3 componentes da aceleração X, Y e Z ao longo do tempo, em detrimento de análises que apenas contemplam 1 ou 2 componentes, foi possível construir um algoritmo capaz de contar o número de passos e o tempo do passo realizado.

**Tabela 6 Resultados finais obtidos**

	<b>Tipo</b>	<b>Passos estimados</b>	<b>Contagem dos Passos</b>	<b>Tempo médio de passo (s)</b>	<b>Tempo médio de passada (s)</b>	<b>Erro</b>
<b>Dados 1</b>	Marcha Normal	20	20	0,5595	1,1244	0,0%
<b>Dados 2</b>	Marcha Normal	20	20	0,5611	1,1311	0,0%
<b>Dados 3</b>	Marcha Normal	100	100	0,5560	1,1140	0,0%
<b>Dados 4</b>	Marcha Normal	100	100	0,5525	1,1066	0,0%
<b>Dados 5</b>	Marcha Normal	500	500	0,5085	1,0174	0,0%
<b>Dados 6</b>	Marcha Normal	500	498	0,5026	1,0056	0,4%
<b>Dados 7</b>	Marcha Normal	500	500	0,5077	1,0150	0,0%
<b>Dados 8</b>	Marcha Normal	1000	1000	0,5414	1,0827	0,0%
<b>Dados 9</b>	Marcha Normal	1000	1000	0,5455	1,0911	0,0%
<b>Dados 10</b>	Marcha Rápida	20	20	0,4495	0,9089	0,0%
<b>Dados 11</b>	Marcha Rápida	20	20	0,4547	0,9172	0,0%
<b>Dados 12</b>	Marcha Rápida	100	100	0,4314	0,8633	0,0%
<b>Dados 13</b>	Marcha Rápida	100	100	0,4337	0,8686	0,0%
<b>Dados 14</b>	Marcha Rápida	100	100	0,4310	0,8626	0,0%
<b>Dados 15</b>	Marcha Rápida	500	500	0,4350	0,8698	0,0%
<b>Dados 16</b>	Marcha Rápida	500	500	0,4531	0,9062	0,0%
<b>Dados 17</b>	Marcha Rápida	1000	1000	0,4571	0,9140	0,0%
<b>Dados 18</b>	Marcha Rápida	1000	998	0,4580	0,9160	0,2%
<b>Dados 19</b>	Corrida	20	21	0,3780	0,7684	4,8%
<b>Dados 20</b>	Corrida	20	20	0,3826	0,7683	0,0%
<b>Dados 21</b>	Corrida	20	20	0,3616	0,7228	0,0%
<b>Dados 22</b>	Corrida	20	19	0,3717	0,7471	5,3%
<b>Dados 23</b>	Corrida	100	103	0,3401	0,6792	2,9%
<b>Dados 24</b>	Corrida	100	100	0,3427	0,6850	0,0%
<b>Dados 25</b>	Corrida	100	108	0,3287	0,6577	7,4%
<b>Dados 26</b>	Corrida	500	500	0,3636	0,7277	0,0%
<b>Dados 27</b>	Corrida	500	500	0,3605	0,7210	0,0%
<b>Dados 28</b>	Corrida	500	505	0,3540	0,7080	1,0%
<b>Dados 29</b>	Corrida	500	493	0,3635	0,7272	1,4%
<b>Dados 30</b>	Corrida	500	506	0,3522	0,7043	1,2%
<b>Dados 31</b>	Corrida	1000	1016	0,3629	0,7257	1,6%
<b>Dados 32</b>	Corrida	1000	992	0,3635	0,7271	0,8%
<b>Dados 33</b>	Corrida	1000	1004	0,3609	0,7218	0,4%

Salienta-se que os resultados apresentados na Tabela 6 encontram-se expressos de acordo com as variáveis do estudo: contagem de passos, tempo médio de passo e da passada e percentagem de erro.

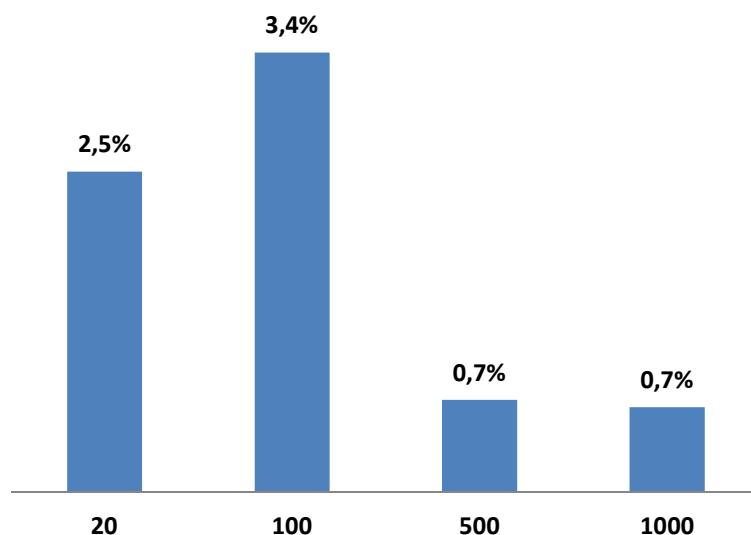
No que concerne à última variável de estudo, é de referir que a probabilidade de ocorrência de erro na contagem do número de passos dados se verifica em ambas as amostras de marcha e corrida, para grandes ou pequenas amostras, normalmente, no final do sinal recolhido. Isto acontece devido à possibilidade de alteração no padrão de marcha ou ocorrência de um movimento brusco aquando da aproximação do fim da recolha, ou momento exato de finalização (mais evidente na corrida).

De forma geral, neste trabalho foi possível observar que o estudo realizado para a marcha normal e rápida foi mais fácil de analisar, obtendo menor percentagem de erro (0,05% e 0,02%, respetivamente) devido ao facto do sinal obtido apresentar poucas oscilações em comparação com a corrida. Verificou-se que o tempo médio de passo para a marcha normal foi de 0,54 segundos e para a marcha rápida foi de 0,44 segundos.

No que diz respeito à corrida, apesar de os resultados serem bastante satisfatórios, a percentagem de erro obtido para esta análise foi significativamente maior, 1,78% nomeadamente. O tempo médio de passo obtido na corrida foi de 0,36 segundos. No entanto, analisando com maior detalhe os dados de 500 e 1000 passos, tendo em conta que se trata de amostras relativamente grandes de sinal, com maior possibilidade de existência de erro, nas 3 recolhas de 500 passos contabilizou-se entre 5 a 6 passos a mais do esperado e 7 passos omitidos.

Já para as 3 recolhas de 1000 passos obteve-se 4 a 16 passos a mais dos estimados e 8 a menos. Ou seja, mesmo em recolhas com um número grande de passos dados, o algoritmo mostra-se apropriado.

No que concerne às amostras de 20 e 100 passos a sua análise não se torna tão linear, uma vez que, em amostras pequenas, basta um dado apresentar um desfasamento maior em relação ao estimado que provoca um aumento significativo na percentagem de erro comparativamente com amostras de 500 ou 1000 passos. Daí o erro observado para estas amostras poderem assumir valores maiores (Figura 76).



**Figura 76** Percentagem de erro obtido na corrida

Apesar de existir bastantes estudos que apresentam resultados de análise de validade e fiabilidade de acelerómetros (ou outros aparelhos que permitam contabilizar o número de passos dados, como os pedómetros) a descrição precisa do algoritmo utilizado e/ou do método utilizado para verificação dos resultados, por vezes, é escassa.

Neste estudo, tornou-se possível desenvolver e apresentar um algoritmo que permite a contagem do número de passos dados, bem como a determinação da duração do passo, com taxa de sucesso igual a 99%. Os dados obtidos são bastantes satisfatórios revelando que o objetivo do presente estudo foi alcançado com sucesso.

Os resultados encontrados neste projeto são corroborados pelos resultados obtidos num estudo desenvolvido em 2004 [43]. Propondo a contagem do número de passos dados pela análise da aceleração vertical e horizontal, nos testes reais (para 100 e 200 passos) obteve-se uma margem de erro de 1% para a contagem de passos.

Em concordância com estes resultados, o artigo [41] apresenta um método de contagem do passo baseado na relação entre a amplitude do sinal aceleração e da frequência do passo. Pela recolha e análise de 5 amostras (para 16, 20, 28, 40 e 44 passos) o algoritmo mostrou-se adequado (contando 16, 21, 30, 39 e 43 passos, relativamente aos estimados) verificando-se uma taxa de sucesso igual a 97%.

Já no estudo [52], partindo da recolha de 74 dados recolhidos em pessoas idosas, apenas em 57 dados (o que representa 77%) se obteve um erro estimado inferior a 10%, na contagem dos passos realizados. Este algoritmo foi delineado, exclusivamente, para utilização com pessoas idosas, visto que o convencional se mostrou ineficaz com esta população.

Para o presente estudo optou-se por fazer a implementação do filtro de mediana a cada sinal da aceleração como descrito nos estudos [38][42][43][44]. O resultado desta aplicação, antes do cálculo da aceleração composta, demonstrou que esta técnica é ajustada ao pretendido. De seguida, aplicou-se o filtro Butterworth passa-baixo partindo dos estudos apontados no quadro conceptual [31][38][39][40][41][44]. Neste trabalho, tendo em consideração as características do sinal recolhido, aplicou-se este filtro, no sinal de *Acc*, com uma frequência de corte 10 Hz e ordem 5, escolha esta que se revelou ser a mais adequada.

Os métodos para a deteção e contabilização do passo, aqui apresentados, só se revelam eficazes com a implementação dos filtros descritos. Assim, foi a partir das evidências apontadas na literatura e com base no trabalho prático desenvolvido de análise dos sinais de aceleração que se tornou possível a criação deste método de contagem de passos.

É ainda de realçar que os resultados obtidos, no presente estudo, refletem o padrão de marcha e “as características pessoais” da pessoa avaliada. Posto isto, esta constatação poderá constituir-se como uma limitação do estudo, pois foi intuito perceber se o algoritmo era adequado ao seu objetivo e não para compreender as diferenças no padrão de marcha de cada indivíduo. Neste sentido, seria importante, em trabalhos futuros, perceber se o algoritmo apresentado mostra desempenhos elevados dentro de um espectro de diferenças individuais na contagem de passos dados.

Por outro lado, destacam-se as dificuldades sentidas em finalizar a transferência de dados coincidente com o momento de finalização da marcha, para a obtenção da amostra pretendida, que poderiam constituir-se como barreira para obter dados mais fidedignos.

## 6. CONCLUSÕES

O presente estudo teve como objetivo contribuir para o desenvolvimento de um sistema capaz de efetuar a análise e a identificação do sinal de aceleração por forma a determinar a duração de um passo e do número de passos. O processo apresentado neste estudo visa no futuro poder fornecer contributos para um sistema de localização *indoor*.

Os sinais gerados pelo acelerómetro colocado no pé de uma pessoa que foram recolhidos por um sistema móvel e, posteriormente, analisados com o Matlab, constituíram-se como a base de todo o processo deste trabalho.

O estudo bibliográfico veio potenciar, de igual forma, uma bagagem de conhecimentos relativamente às características fundamentais do padrão de marcha, às técnicas de estudo da marcha e, mais concretamente, às vantagens da seleção do acelerómetro como um aparelho para medir as acelerações sofridas pelo corpo durante a marcha. Por outro lado, o levantamento bibliográfico permitiu uma recolha dos métodos e técnicas a utilizar aquando do sinal das acelerações recolhidas.

Como resultado do estudo desenvolvido e dos testes aplicados é proposto um algoritmo que contempla a incorporação das três acelerações X, Y e Z, que compõem o sinal recolhido. Os resultados alcançados são promissores, sugerindo que, com recurso a este sistema desenvolvido, apresentado e testado, é possível realizar-se uma contagem dos

passos e da duração do passo de forma muito aproximada do real (com taxa de erro igual a 1%), através de um registo claro e simples dos dados.

Este projeto foi importante no sentido se obter um *know-how* acerca da análise do sinal de aceleração proveniente do acelerómetro para a contagem do número de passos dados. Os métodos utilizados foram descritos de forma objetiva e aprofundada, desde a apresentação do cálculo da aceleração composta, à construção do *threshold* dinâmico, passando pela descrição do método de deteção de pico.

O estudo prévio e a implementação das técnicas de eliminação do ruído presente no sinal, como a aplicação do filtro de mediana e de Butterworth, assumiram-se como ferramentas essenciais na aquisição de um sinal mais límpido, permitindo a obtenção de estimativas futuras mais precisas. Neste sentido, a introdução destas técnicas veio potenciar a melhoria na aplicação dos métodos anteriormente citados.

Quanto às limitações identificadas neste estudo, estas centralizam-se com aspetos referentes à realização dos testes apenas com um único indivíduo saudável, sobressaindo as suas características e fluência do padrão de marcha.

As maiores dificuldades sentidas ao longo deste estudo foram a análise inicial do sinal das acelerações obtidas, devido ao seu comportamento variável e bastante abrupto em determinados intervalos de tempo.

Acredita-se que o prosseguimento deste estudo é fundamental e deve ser dirigido de forma mais profunda. Desta forma, como sugestões para futuras investigações destaca-se por um lado, testar o sistema numa amostra de indivíduos maior, verificando se é sensível à variabilidade inter-pessoal: diferenças de géneros, idades (crianças, adultos e idosos), alturas e praticantes/não praticantes de desporto regular. Por outro lado, aponta-se para a necessidade de se desenvolver um estudo mais específico para a corrida, pois foi neste tipo de análise que se verificou maior percentagem de erro na estimativa realizada. Na corrida, os sinais sofrem várias oscilações abruptas, por isso torna-se necessário proceder à interpretação do sinal de forma mais detalhada e à introdução de outras técnicas para que os métodos apresentados neste estudo mostrem resultados mais adequados.

Em suma, sugere-se assim, que, em futuras pesquisas, se possam replicar estes resultados, continuando a investigação nesta trajetória, permitindo a introdução de novas diretrizes

para o desenvolvimento e aperfeiçoamento do sistema apresentado neste projeto. Considera-se que este estudo, apesar das condicionantes e limitações, atingiu os seus objetivos. Os profissionais que procurem técnicas de análise de marcha para incorporação em sistemas de localização *indoor*, encontrarão neste projeto uma proposta satisfatória para esse propósito, assente num *hardware* e *software* com a capacidade de contar o número e a duração dos passos realizados.



## *Referências Documentais*

- [1] WERB, J.; LANZL, C. – *Designing a positioning system for finding things and people indoors*. IEEE Spectrum, Volume 35, nº 9, 1998.
- [2] CHUNG, Wan-Young; SINGH, Vinay Kumar; MYLYLAE, Risto; LIM, Hyotaek – *Indoor Tracking System using Distributed Wireless Sensor Network*.
- [3] GU, Yanying; LO, Anthony; NIEMEGERES, Ignas – *A Survey of Indoor Positioning systems for wireless personal networks*. IEEE Communications Surveys & Tutorials, Volume 11, nº 1, 2009.
- [4] TAUBER, Joshua A. – *Indoor Location Systems for Pervasive Computing*. Area Exam Report, Massachusetts Institute of Technology, 2002.
- [5] YANG, Che-Chang,; HSU, Yeh-Liang – *A Review of Accelerometry - Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring*. Sensors, Volume 10, 2010, pp 7772-7788.
- [6] RUETERBORIES, Jan; SPAICH, Erika G.; LARSEN, Birgit; ANDERSEN, Ole K. – *Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems*. Medical Engineering & Physics, Volume 32, nº6, 2010, pp 545-552.
- [7] SCHEPERS, Martin – *Ambulatory Assessment of Human Body Kinematics and Kinetics*. Gildeprint Drukkerijen BV, 2009.
- [8] HUANG, Chih-Ning; CHIANG, Chih-Yen; CHEN, Guan-Chun; HSU, Steen J.; CHU, Woei-Chyn; CHAN, Chia-Tai – *Fall Detection System for Healthcare Quality Improvement in Residential Care Facilities*. Journal of Medical and Biological Engineering, Volume 30, nº 4, 2010, pp 247-252.
- [9] ANDREJAŠIČ, Matej – *MEMS Accelerometers*. Proceedings of the Seminar of the University of Ljubljana Department of Physics, 2008.
- [10] SHIN, S. H; PARK, C.G.; KIM, J.W.; HONG, H.S.; LEE, J.M. – *Adaptive Step length Estimation Algorithm Using Low-Cost MEMS Inertial Sensors*. IEEE Sensors Applications Symposium, California, 2007.
- [11] TERRA, Rui – *Sistema móvel para monitorizar a aceleração num pé*. Dissertação de Licenciatura em Engenharia Electrotécnica e de Computadores, orientada pelo Eng.º

Lino Figueiredo e co-orientada pelo Eng.º Ricardo Anacleto, e apresentada no Instituto Superior de Engenharia do Instituto Politécnico do Porto em 2011.

- [12] MEDVED, Vladimir – *Measurement of Human Locomotion*. USA: CRC Press LLC, 2001.
- [13] PERRY, Jacquelin – *Gait Analysis Normal and Pathological Function*. USA: SLACK Incorporated, 1992.
- [14] VAUGHAN, Christopher L.; DAVIS, Brian L.; O`CONNOR, Jeremy C. – *Dynamics of Human Gait*. 2ª ed. South of Africa: Kibo Publishers, 1992.
- [15] NORKIN, Cynthia C. LEVANGIE, Pamela K. – *Articulações Estrutura e Função, Uma abordagem Prática e Abrangente*. 2ª ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2001, pp 440-479.
- [16] HAMIL, Joseph; KNUTZEN, Kathlen – *Bases Biomecânicas do Movimento*. 2ª ed. Manole.
- [17] NOVACHEK, Tom F. – *The biomechanics of running, Review Paper*. *Gait and Posture*, Volume 7, 1998, pp 77–95.
- [18] MILLER, F. *Cerebral Palsy*. 1ªed. USA: Wilmington: Springer, 2005.
- [19] MUNIZ, Dayara L.; ANDRADE, Mário Cesar – *Análise Biomecânica das fases da marcha por acelerómetros*. Disponível em: <http://www.pergamum.udesc.br/dados-bu/000000/000000000014/000014BB.pdf>, consultado em 10/02/2012.
- [20] BAHARUDDIN, Mohd; SALIM, Mohd; HASHIM, Adilah – *Biomechanics Analysis on Running*. Proceedings of International Conference on Applications and Design in Mechanical Engineering (ICADME) Malaysia, 2009.
- [21] DERAWI, Mohammad Omar – *Accelerometer-Based Gait Analysis, A survey*. In Proceedings of Norwegian Information Security Conference (Norsk Informasjonssikkerhetskonferanse) NISK 2010, pp 33-44, Tapir Akademisk Forlag.
- [22] TAO, Weijun; LIU, Tao; ZHENG, Rencheng; FENG, Hutian – *Review Gait Analysis Using Wearable Sensors*. *Sensors*, Volume 12, 2012, pp 2255-2283.
- [23] SAAD, Marcelo; BATTISTELLA, Linamara Rizzo; MASIERO, Danilo – *Técnicas de Análise de Marcha*. *Acta Fisiátrica*, Volume 3, nº 2, 1996, pp 23-26.

- [24] GODFREY, A.; CONWAY, R.; MEAGHER, D.; ÓLAIGHIN, G. – *Direct measurement of human movement by accelerometry*. Medical Engineering & Physics, Volume 30, 2008, pp1364–1386.
- [25] ERMES, Miikka – *Methods for the Classification of Biosignals Applied to the Detection of Epileptiform Waveforms and to the Recognition of Physical Activity*. Finland: VTT PUBLICATIONS, 2009.
- [26] KAVANAGH, Justin; MENZ, Hylton – *Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking*. Gait & Posture, Volume 28, 2008, pp 1–15.
- [27] FIGUEIREDO, Lígia; GAFANIZ, Ana; LOPES, Gustavo; PEREIRA, Rúben – *Aplicações de Acelerómetros, Instrumentação e Aquisição de Sinais*. Dissertação de Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica apresentada no Instituto Superior Técnico de Lisboa em 2007.
- [28] LUINGE, Hendrik Johannes – *Inertial Sensing of Human Movement*. Netherlands: Twente University Press, 2002.
- [29] OMRON – Omron Pedometer HJ 112 & HJ 720ITC, Fevereiro 2010.
- [30] OLIVEIRA, M.M.; MAIA, J.A. – *Avaliação da actividade física em contextos epidemiológicos. Uma revisão da validade e fiabilidade do acelerómetro Triatrac-R3D, do pedómetro Yamax Digi- Walker e do questionário de Baecke*. Revista Portuguesa de Ciências do Desporto, Volume 1, nº 3, 2001, pp 73-88.
- [31] ZHAO, Neil – *Full-Featured Pedometer Design Realized with 3-Axis Digital Accelerometer*. Analog Dialogue, 2010, pp 1-5.
- [32] AHOLA, Tom Mikael – *Pedometer for Running Activity Using Accelerometer Sensors on the Wrist*. Medical Equipment Insights, Volume 3, 2010, pp 1–8.
- [33] KARABULUT, Murat; CROUTER, Scott E.; BASSETT, David R. – *Comparison of two waist-mounted and two ankle-mounted electronic pedometers*. Eur.J. Appl. Physiol, Volume 95, 2005, pp 35–343.
- [34] TUDOR-LOCKE, Catrine; BASSETT, David R.; SWARTZ, Ann M.; STRATH, Scott J.; PARR, Brian B.; REIS, Jared P. – *A Preliminary Study of One Year of Pedometer Self-Monitoring*. The Society of Behavioral Medicine, Volume 28, nº 3, 2004, pp 158–162.

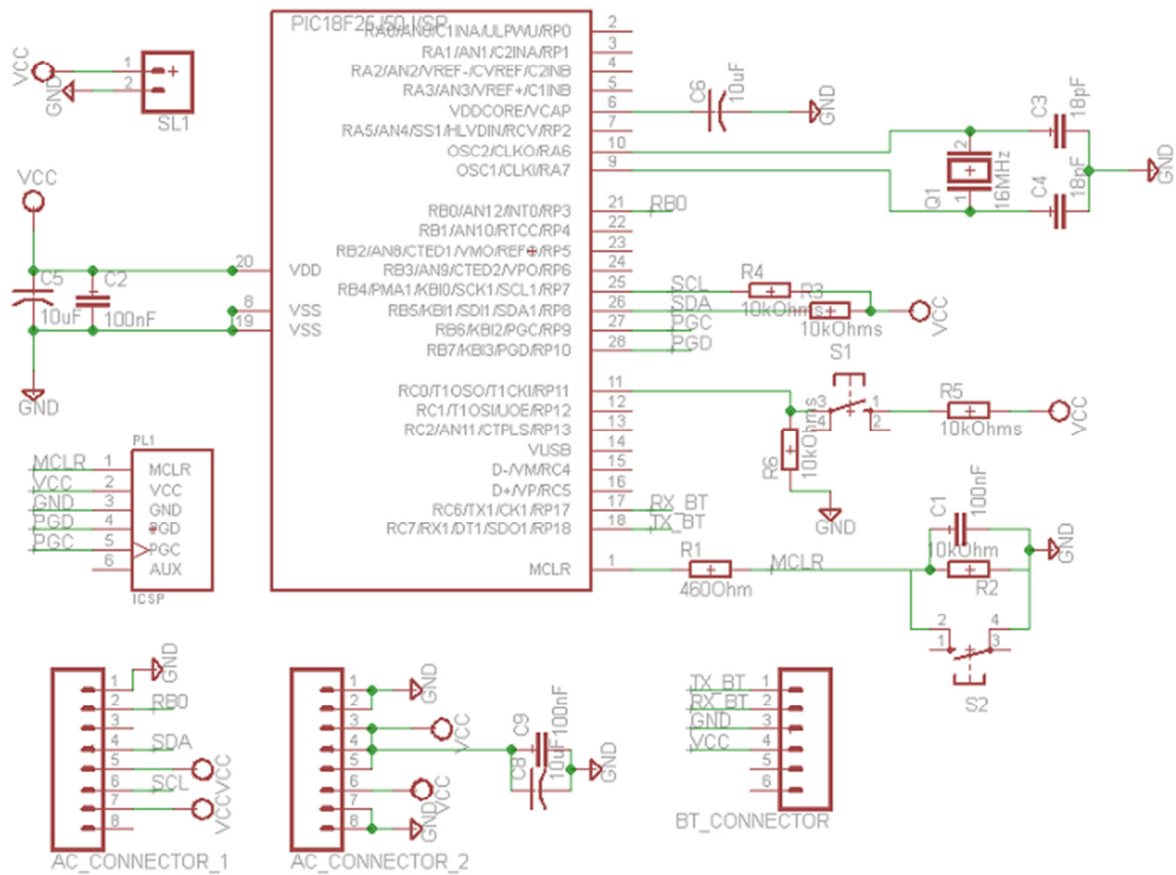
- [35] ERWIN – *Acelerômetro: Princípio de funcionamento*. 2009. Disponível em: <http://www.eletrica.info/acelerometro-principio-de-funcionamento/>, consultado em 20/05/2012.
- [36] CULHANE, K.; O'CONNOR, M.; LYONS, D.; LYONS, M. – *Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults*. *Age and Ageing*, Volume 34, 2005, pp 556-56.
- [37] BUDZINSKI, R. – *Acelerômetros*. Disponível em: <http://www.eletrica.ufpr.br/edu/Sensores/1999/joao/index.htm>, consultado em 20/05/2012.
- [38] BOUTEN, Carlijn; KOEKKOEK, Karel; VERDUIN, Maarten; KODDE, Rens; JANSSEN, Jan – *A triaxial Accelerometer and Portable Data Processing Unit for the Assessment of Daily Physical Activity*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Volume 44, nº.3, 1997, pp 136-147.
- [39] LIBBY, Ryan – *A simple methods for reliable foot step detection on embedded sensor platforms*. *Sensors Peterborough NH*, 2008, pp 1-16.
- [40] CHO, Seong Yun – *MEMS Based Pedestrian Navigation System*. *The Journal of Navigation*, Volume 59, 2006, pp 135-153.
- [41] NAQVI, Najme Zehra; KUMAR, Ashwani; CHAUHAN, Aanchal; SAHNI, Kritka – *Step Counting Using Smartphone-Based Accelerometer*. *International Journal on Computer Science and Engineering*, Volume 4, nº 5, 2012.
- [42] CHAE, Kyoung-Soo; PARK, Ho-Joon – *Evaluation of a 3D Motion Sensor including Accelerometer and Geomagnetic sensor*. *16th IEEE International Conference on Robot & Human Interactive Communication*, Korea, 2007.
- [43] KIM, Jeong; JANG, Han; HWANG, Dong-Hwan; PARK, Chansik – *A Step, Stride and Heading Determination for the Pedestrian Navigation System*. *Journal of the Global Positioning Systems*, Volume 3, nº 1-2, 2004, pp 273-279.
- [44] Ryan Libby – *A simple methods for reliable foot step detection on embedded sensor platforms*. 2008. Disponível em: [http://ubicomp.cs.washington.edu/uwar/libby\\_peak\\_detection.pdf](http://ubicomp.cs.washington.edu/uwar/libby_peak_detection.pdf), consultado em 11/05/2012.
- [45] STANDAERT, Jonas; SPEYBROUCK, Wouter – *Implementing real-time step detection algorithm in EyesWeb environment, 2011*. Disponível em: <http://www.->

[bth.se/fou/cuppsats.nsf/all/a3adc475746ee1c12578b700532b77/\\$file/BTH2011%20Standaert.pdf](http://bth.se/fou/cuppsats.nsf/all/a3adc475746ee1c12578b700532b77/$file/BTH2011%20Standaert.pdf), consultado em 18/05/2012.

- [46] ST MICROELECTRONICS – *LIS3LV02DL MEMS Inertial Sensor - Data Sheet*, 2006. Disponível em: <http://www.st.com/stonline/products/literature/ds/12094/lis3lv02dl.pdf>, consultado em 26/05/2012.
- [47] MICROCHIP – *PIC18F46J50 - Data Sheet, 2011*. Disponível em: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39931b.pdf>, consultado em 26/05/2012.
- [48] COUTO, R.; PINHO, S. – *Wireless Acquisition and Logging of the Kinematics of Human Gait Walking*, 2005. Disponível em: [http://paginas.fe.up.pt/~ee03011/Files/Relatorio\\_1.pdf](http://paginas.fe.up.pt/~ee03011/Files/Relatorio_1.pdf), consultado em 22/06/2012.
- [49] SHENZHEN WINNER INDUSTRIAL CO.,LTD – *BTM-06B*. 2007, pp 1-10. Disponível em: <http://winnelec.com/UploadFiles/201141584531138.pdf>, consultado em 15/06/2012.
- [50] ERER, Koray S. – *Adaptive usage of the Butterworth digital filter*. *Journal of Biomechanics*, Volume 40, nº 13, 2007, pp 2934–2943.
- [51] SMITH, Gerald – *Padding point extrapolation techniques for the Butterworth digital filter*. *Journal of Biomechanics*, Volume 22, nº 9, 1989, pp 967-971.
- [52] ROBERTSON, D.G.E.; BARDEN, J.M.; DOWLING, James – *Response characteristics of different Butterworth low-pass digital filters*. Disponível em: [http://www.health.uottawa.ca/biomech/lab/docs/ncb2\\_gr.pdf](http://www.health.uottawa.ca/biomech/lab/docs/ncb2_gr.pdf), consultado em 22/06/2012.
- [53] HORITA, Yousuke; SEKINE, Masaki; TAMURA, Toshiyo, KUWAE, Yutaka; HIGASHI, Yuji; FUJIMOTO, Toshiro – *New attempt of proposing the pedometer algorithm in the elderly*. *Proceedings of the 5th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, of the Chinese University of Hong Kong, HKSAR, China, 2008*.

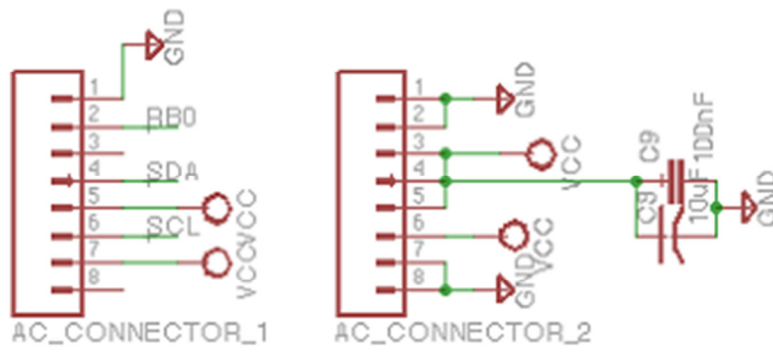


# Anexo A. Circuito do microcontrolador PIC18F25J50 [11]



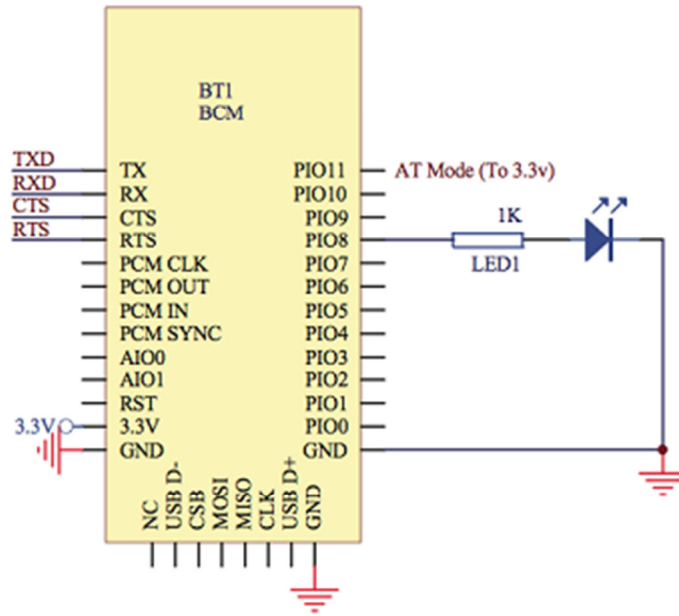


## Anexo B. Circuito do acelerómetro LIS3LV0DL [11]





# Anexo C. Circuito do módulo *Bluetooth* BC417143 [11]





## Anexo D. Código da implementação do *threshold*

```
function f = threshold(x, a, b, f1)

    Amostra = zeros();
    for J = 1 : a + 1
        Amostra(J) = x((max(size(x))-1)/2 - a/2 + J);
    end;
    f2 = (max(Amostra) + min(Amostra)) / 2;
    f = (f1 + f2) / 2;
    if f < b
        f = b;
    end;

return
```



## Anexo E. Código da implementação do Filtro Butterworth

```
function f = butterFilter(x, N, fc)

    n = 5;
    fc = 10;
    Wc = 2*pi*fc;
    [b, a] = butter(n,Wc,'low','s');
    Hs = tf(b,a);
    Ts = 0.05;
    Hz = c2d(Hs,Ts,'tustin');
    [bz az] = tfdata(Hz,'v');
    nAcc_filt = filter(bz,az,nAcc);

return
```



## Anexo F. Código da implementação para contagem de passos

```
clc
clear all

% Read file
[filename, pathname] = uigetfile('*.txt');
% Open file
fid = fopen([pathname,filename], 'rt');
% Read from file into table, 4 rows and 1 column
tab = fscanf(fid, '%f %f %f %f\n', [4,inf]);
% Convert to 4 columns and 1 row per line
rtab = tab';
% Close the file
fclose(fid);

%Read vector rtab to variables X,Y,Z e T.
X = zeros(); Y = zeros(); Z = zeros(); T =
zeros();
for I = 1 : max(size(rtab))
    X(I) = rtab(I,1);
    Y(I) = rtab(I,2);
    Z(I) = rtab(I,3);
    T(I) = rtab(I,4);
end;

%Initialization of variables
picoAcc = 0;
nPassos = 0;
T_Passo = zeros();
T_Passada = zeros();
Acc = zeros();
AccFilt = zeros();
Threshold = zeros();
Posicao = zeros();
nThreshold = 1.4;
flag = 0;

%Define the number of the sample in variable
"nsamples" and the variable "K" is the value of
central position
nSamples = 11;
K = (nSamples+1)/2;
for J = K : max(size(rtab)) - K - 1

    Xn = zeros(); Yn = zeros(); Zn = zeros();
    for I = 1 : nSamples + 1
        Xn(I) = X(J - K + I);
        Yn(I) = Y(J - K + I);
        Zn(I) = Z(J - K + I);
```

```

end;

%Application of median filter
N = 3;
XnFilt = medfilt1(Xn, N);
YnFilt = medfilt1(Yn, N);
ZnFilt = medfilt1(Zn, N);

%Creation of sum-vector of the 3 acelerations
nAcc = zeros();
for I = 1 : nSamples
    nAcc(I) = sqrt((XnFilt(I))^2 +
(YnFilt(I))^2 + (ZnFilt(I))^2 );
end;

%Application of butter filter
fc = 10;
N = 5;
nAccFilt = butterFilter(nAcc, N, fc);

%Creation of the threshold.
N = 9; L = 1.4;
nThreshold = threshold(nAccFilt, N, L,
nThreshold);

    if nAccFilt(K) > nThreshold && flag == 0 &&
nAccFilt(K) >= nAccFilt(K+1)
        %Step detection
        flag = 1;
        nPassos = nPassos + 1;
        picoAcc = nAccFilt(K);
        Posicao(nPassos) = J;
    elseif flag == 1 && nAccFilt(K) > picoAcc
        %Peak detection
        picoAcc = nAccFilt(K);
        Posicao(nPassos) = J;
    elseif nAccFilt(K) < nThreshold && flag == 1
        %The calculation of time step and stride.
        flag = 0;
        if nPassos > 1
            T_Passo(nPassos - 1) =
T(Posicao(nPassos)) - T(Posicao(nPassos - 1));
            end;
        if nPassos > 2
            T_Passada(nPassos - 2) =
T(Posicao(nPassos)) - T(Posicao(nPassos - 2));
            end;
        end;

    Acc(J) = nAcc(K);
    AccFilt(J) = nAccFilt(K);
    Threshold(J) = nThreshold;

end;

```

```

figure()

subplot(2, 2, 1)
hold on
plot(AccFilt, 'color', 'b');
plot(Threshold, 'color', 'r');
xlabel('Tempo');
ylabel('Aceleração Composta');
title('Análise da aceleração');
hold off

subplot(2, 2, 2)
bar(nPassos);
v=[0.5 1.5 0 nPassos];
axis(v);
title(['Número de Passos = ',int2str(nPassos)]);

subplot(2, 2, 3)
hold on
plot(T,X, 'color', 'b');
plot(T,Y, 'color', 'r');
plot(T,Z, 'color', 'g');
xlabel('Tempo');
ylabel('Aceleração X, Y and Z');
title('Análise da aceleração');
hold off

subplot(2, 2, 4)
hold on
plot(AccFilt, 'color', 'b');
plot(Acc, 'color', 'r');
xlabel('Tempo');
ylabel('Aceleração Acc');
title('Análise da aceleração');
hold off

```