

**Universidade do Minho**  
Escola de Engenharia

Corália Patrícia de Freitas Martins Barbosa

**Modelação biomecânica do corpo humano: aplicação na análise da marcha**

Dissertação de Mestrado  
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Trabalho realizado sob a orientação de  
**Professor Doutor José Mendes Machado**  
**Professora Doutora Cristina Manuela Peixoto Santos**  
**Universidade do Minho**

## DECLARAÇÃO

Nome: Corália Patrícia de Freitas Martins Barbosa

Endereço eletrónico: [a49998@alunos.uminho.pt](mailto:a49998@alunos.uminho.pt) Telefone: +351 914 831 588

Número do Bilhete de Identidade: 13438093

Título dissertação:

Modelação biomecânica do corpo humano: aplicação na análise da marcha

Ano de conclusão: 2011

Orientador: José Mendes Machado

Co-orientador: Professora Doutora Cristina Manuela Peixoto Santos

Designação do Mestrado:

Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Área de Especialização: Biomateriais, Reabilitação e Biomecânica

Escola: de Engenharia

Departamento: de Engenharia Mecânica

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA TESE/TRABALHO PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO PARCIAL DESTA TESE/TRABALHO, APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.

DE ACORDO COM A LEGISLAÇÃO EM VIGOR, NÃO É PERMITIDA A REPRODUÇÃO DE QUALQUER PARTE DESTA TESE/TRABALHO.

Guimarães, 26/12/2011

Assinatura: \_\_\_\_\_



## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente, gostaria de agradecer à Professora Cristina Santos por todo o apoio como orientadora deste projeto. Pela sua disponibilidade e compreensão que sempre demonstrou e, principalmente, pelo encorajamento constante em prol de um trabalho cada vez melhor. Agradeço ainda ao Professor José Machado, pela sua ajuda e todos os úteis conselhos, pela paciência e por todo o apoio.

Gostaria também de agradecer a todos os colegas do departamento de Eletrónica Industrial e do Laboratório de Visualização e Percepção do Centro de Computação Gráfica pela prontidão e o tempo disponibilizados.

A todos os meus colegas e amigos de Engenharia Biomédica da Universidade do Minho, que ao longo destes últimos anos partilharam diversas experiências e histórias comigo, muito obrigada.

Devo um agradecimento especial a um “círculo fechado”, que se revelou imprescindível nesta etapa da minha vida. Este círculo presenteou-me com desde conselhos a gargalhadas, encorajando-me sempre pessoal e profissionalmente. A elas, um enorme obrigada pela companhia, apoio, carinho e, principalmente, pela amizade.

Por último, gostaria de agradecer à minha família, particularmente aos meus pais e irmã, pelo carinho, incentivo e confiança que me transmitiram. Estiveram sempre presentes durante o desenvolvimento deste trabalho e foram fundamentais neste período.

A todos  
Obrigado por tudo!



**ABSTRACT**

Walking is a complex process, achieved through coordinated movements, which allows the displacement of the human body and therefore has been the subject of study since the beginning of time. Currently, modelling of this movement and the human body realistically, allowing recreating, simulating or analyzing human movement is still a major problem in biomedical engineering.

Gait analysis allows the extraction of quantities that characterize human locomotion, allowing the evaluation of the gait pattern of a subject. Accurate measurement of movement is crucial in any technique to characterize the motion. The knowledge provided by this analysis provides geometric characteristics, physical and behavioral traits of the human body that allows the distinction between normal and pathological gait.

The aim of this work involves developing an algorithm that allows the estimation of certain spatio-temporal parameters of interest, as are the frequency and period of the gait cycle, stride width, among others. This algorithm is developed in Matlab.

It was also developed a model of the human body in Webots, whose function is to present the dynamics and the actual physical body in terms of length and weight. In the process of modeling, approximation and simplification of the form for each segment of the humanoid model is performed in order to meet the basic form of the human body. In the case of the study in question it's not necessary a visual result close to reality but a practical result of human locomotion. Thus the modeling of the human body was made using cylinders.

In short, the main goal is to make suggestions that may contribute to the analysis of human movement, reproducing the same, using data on the position of the various segments of the human body obtained with the help of the Vicon software.



## RESUMO

Caminhar é um complexo processo, alcançado através de movimentos coordenados, que permite o deslocamento do corpo humano sendo, portanto, objeto de estudo desde sempre. Atualmente, é, ainda, um dos maiores problemas da engenharia biomédica, a modelação deste movimento e do corpo humano de modo realista, permitindo recriar, simular ou analisar o movimento humano.

A análise da marcha possibilita a extração de quantidades que caracterizam a locomoção humana, permitindo a avaliação do padrão de marcha de um sujeito. A medição precisa do movimento é fulcral em qualquer técnica de caracterização da marcha. O conhecimento proporcionado por esta análise fornece características geométricas, físicas e comportamentais do corpo humano tornando possível a distinção entre marcha normal e patológica.

O objetivo deste trabalho passa pelo desenvolvimento de um algoritmo que permite a estimação de determinados parâmetros espaço-temporais de interesse, como são a frequência e período do ciclo de marcha, amplitude de passada, entre outros. Este algoritmo é desenvolvido em ambiente Matlab.

É ainda desenvolvido um modelo do corpo humano em Webots, cuja função é representar a dinâmica e o corpo humano real em termos de altura e massa. No processo de modelação, a aproximação e simplificação da forma para cada segmento do modelo humanoide é realizada de forma a ir de encontro à forma básica do corpo humano. No caso do estudo em causa, não é necessário um resultado visual aproximado à realidade mas sim um resultado prático de locomoção humana. Assim a modelação do corpo humano foi feita usando cilindros.

Em suma, o grande objetivo é a apresentação de sugestões passíveis de contribuir para a análise do movimento humano, reproduzindo o mesmo, através de dados relativos à posição dos diversos segmentos do corpo humano, obtidos com auxílio do *software* Vicon.



## ÍNDICE

Agradecimentos .....	i
Abstract .....	iii
Resumo .....	v
Índice .....	vii
Lista de Figuras .....	ix
Lista de Tabelas .....	xi
<b>1. Introdução .....</b>	<b>1</b>
1.1. Motivação .....	3
1.2. Objetivos da dissertação .....	6
1.3. Estrutura organizativa .....	7
<b>2. Fundamentos teóricos .....</b>	<b>9</b>
2.1. Modelo humano .....	11
2.2. Marcha humana .....	15
2.2.1. Anatomia do sistema locomotor .....	15
2.2.2. Biomecânica .....	21
2.2.3. Ciclo de marcha .....	22
2.3. Análise da marcha .....	29
2.3.1. História da análise da marcha .....	29
2.3.2. Métodos de análise da marcha .....	31
<b>3. Desenvolvimento do método de análise de marcha .....</b>	<b>41</b>
3.1. Estatística básica .....	43
3.2. Método de aquisição de dados .....	43
3.2.1. Protocolo .....	44
3.3. Solução computacional .....	50
3.3.1. Validação .....	52
3.4. Resultados .....	63
3.4.1. Ficheiro A_0,8 .....	63
3.4.2. Ficheiro A_1,0 .....	66
3.4.3. Ficheiro A_14_marta .....	68
3.4.4. Ficheiro A_16_marta .....	69

3.4.5.	<i>Ficheiro a_10hp</i> .....	71
3.4.6.	<i>Ficheiro a_10lp</i> .....	72
3.4.7.	<i>Ficheiro a_14hp</i> .....	73
3.4.8.	<i>Ficheiro a_14lw</i> .....	74
<b>4.</b>	<b>Modelo humano</b> .....	<b>77</b>
4.1.	Métodos .....	79
4.2.	Modelo matemático .....	85
4.3.	Controlo por binário .....	87
4.4.	<i>Ground contact model</i> .....	89
<b>5.</b>	<b>Conclusões e perspetivas futuras</b> .....	<b>93</b>
5.1.	Conclusões .....	95
5.2.	Perspetivas de desenvolvimento futuro.....	96
<b>6.</b>	<b>Bibliografia</b> .....	<b>97</b>
<b>7.</b>	<b>Apêndices</b> .....	<b>107</b>
7.1.	Algoritmo desenvolvido em Matlab .....	109

Esta dissertação foi redigida ao abrigo do novo acordo ortográfico.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Laboratório de Visualização e Percepção, Universidade do Minho [9].	4
Figura 2.1 – Posição anatômica, com três planos de referência e seis direções fundamentais (adaptado de [49]).	16
Figura 2.2 – Movimentos em torno da junta da anca (acima) e da junta do joelho (abaixo) (adaptado de [49]).	17
Figura 2.3 – Movimentos do tornozelo (adaptado de [49]).	17
Figura 2.4 – Ossos e articulações dos membros inferiores (adaptado de [49]).	18
Figura 2.5 – Constituição do pé direito (adaptado de [49]).	18
Figura 2.6 – Juntas mecânicas de geometria ideal: (a) Junta de revolução; (b) Junta esférica; (c) Junta universal; (d) Junta cilíndrica; (e) Junta prismática.	19
Figura 2.7 – Ilustração das diferentes fases de um ciclo de marcha (adaptado de [49]).	24
Figura 2.8 – Duração das diferentes fases do ciclo de marcha (adaptado de [49]).	24
Figura 2.9 – Ângulos da anca, joelho e tornozelo no plano sagital durante um ciclo de marcha normal. CI, contato inicial; DAC, descolagem do antepé contralateral; DC, Descolagem do calcanhar; CIC, contato inicial contralateral; DA, descolagem do antepé; PJ, pé juntos; TV, tibia vertical (adaptado de [53]).	25
Figura 2.10 – Parâmetros espaciais do ciclo de marcha (adaptado de [54]).	26
Figura 2.11 – Eletrogoniômetro colocado no sujeito.	32
Figura 2.12 – Tipos de marcadores (adaptado de [69]).	34
Figura 2.13 – Acelerômetro uniaxial. O deslocamento da massa desde a sua posição de equilíbrio mede a aceleração exercida pela força; $+ve$ e $-ve$ indicam compressão e expansão, respetivamente (adaptado de [64]).	36
Figura 2.14 – A. Constituição de um giroscópio; B. Princípio de funcionamento [73].	37
Figura 2.15 – Princípio do efeito de Hall (adaptado de [64]).	38
Figura 2.16 – Magnetómetro magneto-resistivo (adaptado de [64]).	38
Figura 3.1 – Colocação de marcadores segundo o protocolo Plug-in-Gait.	46
Figura 3.2 – Localização dos marcadores no pé (adaptado de [77]).	50
Figura 3.3 – Sinal obtido para a função $\sin 2\pi t$ .	52
Figura 3.4 – Variação da frequência.	53
Figura 3.5 – Momento em que os sinais $\sin 2\pi t$ e $\sin 2.1\pi t$ são reunidos.	54
Figura 3.6 – Variação da frequência para sinal seno com alteração de frequência.	55

Figura 3.7 – Momento em que os sinais $\sin 2\pi t$ e $\sin 2\pi t + 5$ são reunidos. ....	56
Figura 3.8 – Variação da frequência para sinal seno com alteração de fase. ....	57
Figura 3.9 – Momento em que os sinais $\sin 2\pi t$ e $\sin 2\pi t + 5$ são reunidos. ....	58
Figura 3.10 – Variação da frequência para sinal com alteração do offset. ....	59
Figura 3.11 – Momento em que os sinais $\sin 2\pi t$ e $5 \times \sin 2\pi t$ são reunidos. ....	60
Figura 3.12 – Variação da frequência para sinal com alteração da amplitude. ....	61
Figura 3.13 – Amostra de 5 segundos representante do sinal produzido pelo ficheiro A_0,8.xls. .	64
Figura 3.14 – Variação da frequência. ....	64
Figura 3.15 – Dados referentes à coordenada x de ambos os tornozelos. ....	65
Figura 3.16 – Dados referentes à coordenada y de ambos os tornozelos. ....	66
Figura 3.17 – Amostra de 5 segundos representante do sinal produzido pelo ficheiro A_1,0.xls. .	66
Figura 3.18 – Variação da frequência. ....	67
Figura 3.19 – Variação da frequência referente ao ficheiro A_1,2.xls. ....	68
Figura 3.20 – Variação da frequência. ....	68
Figura 3.21 – Variação da frequência referente ao ficheiro A_16_marta.xls. ....	69
Figura 3.22 – Variação da frequência referente ao ficheiro a_10hp.xls. ....	71
Figura 3.23 – Variação da frequência referente ao ficheiro a_10lp.xls. ....	72
Figura 3.24 – Variação da frequência referente ao ficheiro a_14hp.xls. ....	73
Figura 3.25 – Variação da frequência referente ao ficheiro a_14lw.xls. ....	74
Figura 4.1 – Proporções do corpo humano. ....	79
Figura 4.3 – Modelo humanoide desenvolvido em Webots. ....	82
Figura 4.2 – Etapas de desenvolvimento de uma simulação robótica [81]. ....	83
Figura 4.4 – Interface de desenvolvimento do modelo humano em Webots. ....	84
Figura 4.5 – Modelo do membro inferior, demonstrando os ângulos realizados pelos três segmentos e comprimento da coxa e perna (adaptado de [83]). ....	87
Figura 4.6 – Modelo linear mola/amortecedor [89]. ....	90
Figura 4.7 – Forças de reação do solo atuantes no pé: a) vista lateral; b) vista de cima [90]. ....	90

## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Variáveis cinemáticas translacionais.....	21
Tabela 3.1 – Marcadores da cabeça.....	46
Tabela 3.2 – Marcadores do tronco.....	47
Tabela 3.3 – Marcadores do membro superior .....	47
Tabela 3.4 – Marcadores da pélvis.....	47
Tabela 3.5 – Marcadores da perna.....	48
Tabela 3.6 – Marcadores do pé.....	48
Tabela 3.7 – Frequência obtida pelo algoritmo desenvolvido para sinais seno com diferentes frequências.....	53
Tabela 3.8 - Frequência obtida para sinais seno aos quais é introduzida uma alteração de frequência .....	55
Tabela 3.9 – Frequência obtida para sinais seno aos quais é introduzida uma alteração de fase .	57
Tabela 3.10 – Frequência obtida para sinais seno aos quais é introduzida uma alteração de offset .....	59
Tabela 3.11 – Frequência obtida para sinais seno aos quais é introduzida uma alteração de amplitude .....	61
Tabela 3.12 – Frequência obtida para sinais seno com diferentes frequências.....	62
Tabela 3.13 – Frequência obtida para sinais seno com diferentes frequências.....	63
Tabela 3.14 – Parâmetros espaciais médios, mínimos e máximos e respectivos desvios padrão...	67
Tabela 3.15 – Parâmetros espaciais médios, mínimos e máximos e respectivos desvios padrão...	69
Tabela 3.16 – Parâmetros espaciais médios, mínimos e máximos e respectivos desvios padrão...	70
Tabela 3.17 – Parâmetros espaciais médios, mínimos e máximos e respectivos desvios padrão...	71
Tabela 3.18 – Parâmetros espaciais médios, mínimos e máximos e respectivos desvios padrão...	72
Tabela 3.19 – Parâmetros espaciais médios, mínimos e máximos e respectivos desvios padrão...	73
Tabela 3.20 – Parâmetros espaciais médios, mínimos e máximos e respectivos desvios padrão...	74
Tabela 4.1 – Relação entre a estatura e o comprimento de cada segmento .....	80
Tabela 4.2 – Relação entre a massa do indivíduo e a massa de cada segmento .....	80
Tabela 4.3 – Parâmetros de Denavit-Hartenberg.....	85
Tabela 4.4 – Constantes relativas às três articulações do membro inferior .....	88



# 1. INTRODUÇÃO

---



## 1.1. Motivação

Desde sempre as pessoas têm refletido no ato de caminhar. Recontando a história da marcha é possível ver como a nossa presente compreensão da marcha humana se deve a uma série de passos, cada um baseado em desenvolvimentos anteriores na área e no ambiente cultural e científico em que os indivíduos viviam na altura dos seus estudos.

Um dos maiores problemas no campo da engenharia biomédica é a criação de modelos matemáticos que se assemelhem ao corpo humano permitindo recriar, simular ou analisar movimentos como caminhar, correr ou ultrapassar obstáculos. O problema da modelação do corpo humano foi inicialmente abordado para resolver aplicações relacionadas com a indústria cinematográfica ou videojogos na comunidade de computação gráfica [1]. A reprodução da marcha humana é uma tarefa bastante complexa. A modelação tornou-se então uma ferramenta poderosa que nos possibilita reunir mais informação acerca dos princípios funcionais do movimento e coordenação humanas. No campo da biomecânica é um dos métodos mais poderosos para elucidar relações entre a estrutura fisiológica e o desempenho biomecânico. No entanto, o modelo deverá refletir a cinemática e dinâmica observadas no sistema que se propõe representar. As aproximações inevitáveis que são feitas na modelação do sistema músculo-esquelético dos membros inferiores e tronco do corpo humano fazem deste um desafio [2; 3; 4].

Em biomecânica, particularmente, são úteis modelos conceituais, físicos e matemáticos. Modelos conceituais são usados ocasionalmente e clarificam uma ideia sem ser necessário construí-lo fisicamente ou analisá-lo matematicamente. Certos modelos físicos são construídos para demonstrar um mecanismo e modelos matemáticos, os mais utilizados, são preditivos ou procuram otimizar determinado movimento (na área do desporto por exemplo). A modelação matemática e física é realizada através de um *software* CAD (*Computer-Aided Design*) de modelação 3D, *software* de simulação da dinâmica do sistema multicorpo e *software* de controlo. [5; 6].

A modelação do corpo humano implica em primeiro lugar a definição de uma estrutura tridimensional articulada, de forma a representar as características biomecânicas do corpo humano. Em segundo lugar, envolve a seleção de um modelo matemático adequado para conduzir os movimentos da estrutura articulada desenvolvida [7; 8].

A presente dissertação teve por base os problemas apontados nos parágrafos anteriores. Assim, a motivação deste trabalho teve como objetivo principal a análise biomecânica da marcha humana, tendo-se, portanto, dado especial atenção à obtenção pormenorizada do movimento dos

segmentos corporais do sujeito em três dimensões. Esta informação foi recolhida com auxílio de um sistema de captura de movimento. Esta primeira etapa reduz-se ao seguimento de marcadores passivos colocados em pontos estratégicos do corpo do sujeito, tendo-se como resultado deste procedimento, a localização 3D de zonas como as principais articulações envolvidas na marcha humana: anca, joelho e tornozelo.

No decorrer desta primeira fase do trabalho desenvolvido, recorreu-se a um laboratório para a análise biomecânica da marcha: o laboratório de percepção e visualização (Figura 1.1), sediado no campus de Azurém, no Centro de Computação Gráfica (CCG). Este departamento é vocacionado para a prestação de serviços e transferência de tecnologia, estando a sua atividade segmentada em diferentes domínios de investigação aplicada. A pesquisa realizada no laboratório referido foca o movimento humano, *loops* de percepção-ação, percepção da cor, percepção multimodal e questões temporais do movimento biológico. Para isto recorre a um sistema de captura de movimento com seis câmaras da Vicon. Este *software* de captura de movimento faz uso de marcadores passivos para extração de dados, sendo o primeiro *software* de captura de movimento específico para as Ciências da Vida existente no mercado. Permite uma personalização completa e flexibilidade para que se adapte a qualquer situação.



**Figura 1.1 – Laboratório de Visualização e Percepção, Universidade do Minho [9].**

O âmbito desta dissertação não se restringe à obtenção de dados acerca do movimento humano, mas também ao posterior tratamento da informação recolhida a fim de possibilitar o cálculo automático de parâmetros espaço-temporais importantes à caracterização da marcha humana. Esta segunda etapa relaciona-se com o desenvolvimento de um algoritmo que detete eventos importantes durante um ciclo de marcha e, a partir dessa deteção, proceda ao cálculo de variáveis como a fase e período do ciclo de marcha, comprimento de passo, entre outros. A abordagem

deverá ser simples e o objetivo será um desempenho eficaz deste algoritmo na estimação das variáveis em questão. O algoritmo é simples e robusto podendo contribuir para o estado da arte das metodologias de suporte à análise biomecânica da marcha.

A terceira, e última, etapa desta dissertação aborda a modelação do corpo humano. O interesse na modelação e simulação do corpo humano tem sido alimentado pela sua utilização no estudo do movimento humano, fornecendo explicações mais quantitativas de como interagem os sistemas neuromuscular e músculo-esquelético. Assim, recorreu-se ao *software* Webots para desenvolvimento de um modelo humanoide. Este modelo é um modelo bastante simplista, dando particular atenção às propriedades biomecânicas do corpo humano, em detrimento de um resultado visual mais realista. São tidas em conta as propriedades passivas introduzidas pelos ligamentos e tendões, os quais condicionam o movimento humano e é apresentado um modelo matemático de locomoção e ainda um modelo de contato com o solo.

## 1.2. Objetivos da dissertação

Esta dissertação aborda os seguintes objetivos:

- Esclarecimento de conceitos teóricos básicos relacionados com os fenómenos de marcha a fim de:
  - Conhecer a anatomia do corpo humano, destacando-se particularmente as articulações do membro inferior;
  - Analisar aspetos biomecânicos do padrão de marcha;
  - Esclarecer conceitos teóricos associados ao movimento humano, os quais revelar-se-ão essenciais no seguimento deste estudo;
- Realizar uma revisão do estado de arte no que respeita a estudos realizados no âmbito da análise da marcha humana e dos estudos realizados na área da modelação do corpo humano:
  - História da análise da marcha;
  - Principais métodos utilizados numa análise da marcha humana;
  - Apresentação de diferentes modelos humanoides divulgados na comunidade científica;
- Elaborar uma solução computacional que permita uma análise automática de determinados parâmetros espaço-temporais;
  - Análise do padrão de marcha humano, com deteção de eventos que definem o ciclo de marcha;
  - Cálculo do período e frequência do ciclo de marcha, comprimento de passo, comprimento de passada e largura de passada;
- Validar a solução proposta com exemplos práticos reais de pessoas a caminhar: coordenadas espaciais fornecidas através do *software* Vicon são utilizadas na estimação dos parâmetros de interesse;
- Produzir um modelo músculo-esquelético do corpo humano que permita a reprodução do movimento humano:
  - Apresentação das vantagens do *software* e concepções matemáticas selecionadas;
  - Obtenção das trajetórias espaciais das juntas através do método de cinemática inversa;
  - Apresentação de um modelo de contato com o solo.

### **1.3. Estrutura organizativa**

O conteúdo apresentado ao longo deste documento encontra-se dividido em seis secções principais. O capítulo seguinte refere os principais estudos referentes à modelação do corpo humano: as diferentes aplicações, métodos utilizados e formas de representar o corpo humano.

No capítulo 3, é apresentada primeiramente, sem grande detalhe, a anatomia do sistema locomotor, dando-se especial atenção ao membro inferior. São ainda descritos conceitos teóricos fundamentais à compreensão do padrão de marcha. É analisado o ciclo de marcha e respetivas fases e subfases e definidos termos essenciais no seguimento deste estudo. O conhecimento dos fundamentos teóricos deste capítulo é fundamental à realização de um estudo biomecânico da marcha humana.

O capítulo 4 revela um levantamento da literatura focado na história da análise de marcha e em tudo que uma análise deste tipo implica.

No capítulo 5 é apresentado um algoritmo capaz de estimar determinados parâmetros espaço-temporais relevantes a este estudo, nomeadamente a frequência e período do ciclo de marcha, a fim de verificar a estabilidade da marcha humana quando sujeita a diferentes estímulos.

Por fim, no capítulo 6, é apresentado o modelo do corpo humano desenvolvido em ambiente Webots a fim de reproduzir a marcha humana de modo realista.

São ainda discutidos os resultados obtidos e desenvolvimentos futuros em vista.



## **2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS**

---



## **2.1. Modelo humano**

Recentemente, a modelação e simulação têm sido foco de atenção principalmente devido à crescente crença de que esta abordagem pode fornecer explicações mais quantitativas de como interagem os sistemas neuromuscular e músculo-esquelético para produzir movimento. O interesse em utilizar modelos para estudar o movimento tem sido e continua a ser alimentado também pelo maior desempenho dos computadores. Com os recursos computacionais disponíveis atualmente, podem ser utilizados modelos em grande escala (modelos com vários graus de liberdade e atuados por vários músculos) para desempenhar simulações realistas de movimento [10]. As simulações computadorizadas de diversas atividades humanas têm sido tema de diversos estudos. Estes variam na sua forma de abordar a modelação, no alvo de foco e ainda com a aplicação pretendida. Dependendo da aplicação pretendida, as restrições ao modelo diferem.

Como já mencionado, os estudos realizados na área da modelação do corpo humano variam no seu alvo de foco: alguns dão prioridade ao esqueleto, outros definem como principal objetivo a modelação dos músculos [11], e outros ainda endereçam a modelação da pele, cabelo, vestuários. As diferenças alongam-se ainda à aplicação pretendida. Foram desenvolvidos modelos para ambientes de realidade virtual, para entretenimento em animação e jogos [12], simulação de expressões faciais [13], análise de atividades atléticas a fim de melhorar o desempenho dos desportistas e otimizar o design de equipamentos desportivos [14; 15], aplicações em ergonomia na avaliação das condições de operação para o conforto e eficiência em diferentes aspetos de interações do corpo humano com o ambiente [16; 17], ortopedia, no melhoramento do design e análise de próteses, análises dinâmicas de ocupantes para pesquisa relacionada com a resistência ao choque e segurança de veículos e na análise da marcha: produção de padrões normais de marcha e consequente diagnóstico de patologias e incapacidades.

Quanto às restrições ao modelo, no caso dos videojogos e realidade virtual, uma das maiores limitações é minimizar a razão entre o custo computacional e as capacidades do modelo. Por outro lado, estudos biomédicos requerem o desenvolvimento de modelos precisos que obedeçam a leis físicas [18; 19].

O desenvolvimento de modelos matemáticos realistas é um processo demorado e trabalhoso. No entanto, é uma etapa fundamental na análise, projeção e construção de sistemas complexos.

O advento do CAD permitiu a construção, teste e análise de estruturas e dispositivos simulados antes da sua manufatura física. Uma das áreas que pode beneficiar da implementação desta tecnologia é a modelação anatómica/biomecânica [20].

Geralmente, um modelo do corpo humano é representado como uma cadeia de corpos rígidos, designados segmentos, interligados através de juntas. Os segmentos podem ser representados por linhas, poliedros, cilindros ou superquadráticas. A junta liga os segmentos através de movimentos rotacionais em torno dos eixos. O número de parâmetros de rotação independentes definirá o número de graus de liberdade (GdL ou DoF (Degree of Freedom)) associados a uma determinada junta [7]. Todos os GdL juntos formam a representação da pose.

Os parâmetros do corpo podem ser estimados de diferentes formas, desde equações de regressão [21; 22], modelação dos segmentos do corpo como uma serie de sólidos geométricos [23], emprego de técnicas de imagem médica/tomografia computadorizada, ressonância magnética [24], etc.

A representação do corpo humano evoluiu das imagens de linhas para contornos bidimensionais até aos volumes tridimensionais à medida que a complexidade do modelo aumenta. A representação através de linhas baseia-se na observação de que o corpo humano é essencialmente o movimento dos ossos. Os contornos 2D são associados à projeção do corpo humano em imagens e, por fim, os modelos volumétricos, como são os cones, cilindros elípticos e esferas, tentam descrever os detalhes do corpo humano, necessitando, deste modo, de mais parâmetros para computação [25].

A representação mais simplista do corpo humano é a que recorre às figuras modeladas com linhas, que não são mais que segmentos linha ligados por juntas. O movimento das juntas é essencial à estimação do movimento e reconhecimento da figura. Este conceito foi introduzido em 1975 por Johansson [26] e depois seguido por Rashid [27]. Mais tarde [28], esta figura foi estendida a uma estrutura tridimensional, assumindo-se eixos fixos, ou seja, assumiu-se que o movimento de cada segmento é restringido para que o seu eixo de rotação permaneça fixo na direção.

Os primeiros modelos desenvolvidos tinham como objetivo a sua aplicação em análise ergonómica como é o caso do *First Man*, desenvolvido para a Boeing em 1959, a fim de visualizar as ações dos pilotos. A Chrysler desenvolveu o *Cyberman*, com 15 juntas, para modelar a atividade humana em torno de um carro. Estes modelos, como muitos outros, eram figuras simples cujos segmentos eram representados por linhas retas. Zeltzer introduziu uma representação do esqueleto com algumas vantagens sobre as ambiguidades e dificuldades de perceção existentes nos modelos anteriores. Este modelo define uma linguagem para descrever as juntas e os segmentos do corpo [29].

A maioria das simulações de movimento multi-juntas é planar; por exemplo, modelos do plano sagital têm sido usados para simular movimentos humanos como caminhar, correr, pedalar e saltar. Modelos bidimensionais são mais adequados a movimento paralelo ao plano da imagem e são por vezes utilizados para análise da marcha.

Em [30; 31; 32] é utilizado um modelo em que os membros são modelados como peças planares. Cada segmento possui sete parâmetros que lhe permitem rodar e escalar de acordo com o movimento 3D. Em [33] segue-se uma abordagem similar. Em [34], adiciona-se o parâmetro *largura da peça* para dar conta do escalonamento durante movimento dentro do plano. Em [35; 36], o corpo humano é descrito como um modelo 2D prismático [37]. Estes modelos possuem menos parâmetros e aplicam restrições 2D no movimento da figura que são consistentes com um modelo cinemático 3D subjacente. Embora o seu sucesso em capturar o movimento humano nos planos fronto-paralelo, a incapacidade de codificar limites de ângulos das juntas e restrições de auto-intersecção torna os modelos 2D inadequados para rastrear movimento mais complexo.

Em [38] recupera-se a imagem 3D de um sujeito a partir da sua imagem 2D projetada. É utilizado um modelo de 17 segmentos linha e 14 juntas e impostas diversas restrições ao movimento. A representação dos segmentos com linhas é também usada em [39] na produção de um modelo cinemático para análise da marcha humana. A desvantagem deste modelo é ser baseado na perspetiva e, portanto, sensível a alterações do ângulo em que as imagens são capturadas. O modelo de linhas foi melhorado por Huber [40] que modelou as juntas como molas, sendo o modelo idêntico a um sistema massa-mola-amortecedor.

Como é óbvio, as atividades humanas no quotidiano não se restringem ao plano sagital ou frontal. No entanto, a maioria das análises de movimento humano são bidimensionais. A razão é bastante simples. Primeiro, os principais movimentos na maioria das juntas são os de flexão e extensão, assim estes são os movimentos que mais contribuem na maioria das tarefas. Além disso, modelos planares com juntas do tipo dobradiça possuem menos graus de liberdade que os modelos tridimensionais com juntas de revolução, universais e esféricas; portanto, as simulações baseadas em modelos planos tomam menos tempo que aquelas que permitem o movimento em três dimensões. Uma análise 2D perde informação acerca do movimento ocorrente fora do plano. Isto pode ou não ser um problema, dependendo do estudo a realizar.

Normalmente os modelos tridimensionais representam os segmentos como rígidos e permitem apenas um máximo de três rotações por junta. Para cada uma das rotações individuais, podem ser impostas restrições cinemáticas. Em [41] é aplicado um modelo em que a superfície dos

segmentos é definida por uma coleção de primitivas esféricas sobrepostas. Foi introduzido um sistema de coordenadas e restrições ao movimento. O processo consistia em quatro fases: análise da imagem, analisador, previsão e, finalmente, simulador.

Como alternativa aos segmentos que são ligados sem deslocamento, em [42] considerara-se o problema de monitorização 3D dos segmentos do corpo a partir de três câmaras colocadas numa configuração ortogonal entre si. Modela-se a conexão através de restrições nos membros. De modo similar, em [43] são modeladas as relações entre as partes do corpo como distribuições de probabilidade condicional. Em [44] é introduzido um modelo de movimento de torção e mapas exponenciais que simplificam a relação entre o movimento da imagem e o movimento do modelo. Os GdL podem ser recuperados robustamente pelo solucionamento de sistemas lineares simples sob projeção ortogonal escalada.

Foram ainda propostas representações do corpo humano que não seguiam a filosofia supracitada de segmentos e juntas. Em [45] é apresentado um modelo do corpo humano como uma única identidade através de superfícies suaves ou malhas polinomiais. Esta representação é uma descrição rígida do corpo humano.

O número de GdL que são recuperados varia entre estudos. Em alguns estudos, uns meros 10 GdL são recuperados na parte superior do corpo. Outros estudos estimam poses de todo o corpo com não menos que 50 GdL [46; 47]. Mas até para um modelo com um número limitado de GdL e uma resolução grosseira em espaço paramétrico, o número de poses possíveis é bastante elevado. Aplicando restrições cinemáticas é uma forma eficaz de desbastar o espaço de pose pela eliminação poses inviáveis. Restrições típicas são limites de ângulo das juntas e limites de velocidade angular e aceleração. O fato de partes do corpo humano serem não-penetráveis também introduz restrições.

Todas estas abordagens deparam-se com o problema de corresponder a imagem humana à sua representação abstrata através de modelos de diferentes complexidades. A complexidade desta correspondência é regida pelo número de parâmetros do modelo e pela eficiência da segmentação do corpo humano. Este processo torna-se mais simples quando utilizado um número reduzido de parâmetros, no entanto, é mais difícil extrair a figura. Os modelos representados por linhas, por exemplo, sendo os mais simplistas, facilitam a correspondência entre as linhas extraídas aos segmentos do corpo correspondentes. No entanto, extrair uma figura de linhas a partir de imagens reais exige maior cuidado.

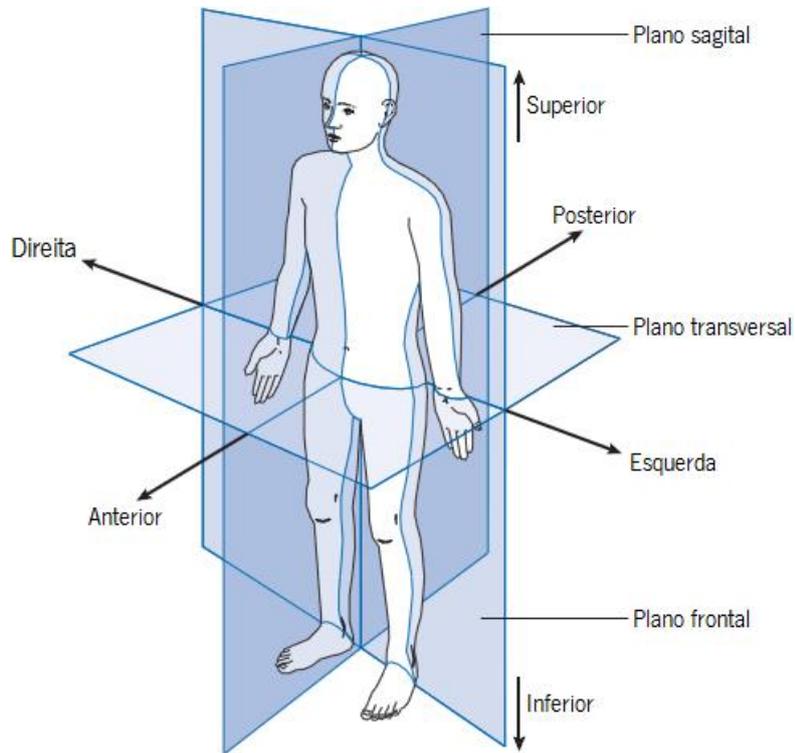
## **2.2. Marcha humana**

Caminhar é a ação pela qual o corpo se move de um local para outro. Todo o movimento voluntário, incluindo o atrás referido, é alcançado através de movimentos coordenados dos segmentos do corpo. Este complexo processo envolve o cérebro, a coluna vertebral, os nervos periféricos, músculos, ossos e articulações, sendo um método de locomoção altamente eficiente em termos energéticos [48]. Antes de iniciarmos um estudo detalhado do movimento humano é necessário um entendimento básico da anatomia, fisiologia e biomecânica da marcha humana. Com este capítulo pretende-se esclarecer fundamentos teóricos relevantes à compreensão da marcha humana. Assim, será apresentada primeiramente, sem grande detalhe, a anatomia do sistema locomotor, dando-se especial atenção às articulações do membro inferior. De seguida, será descrita a importância de um estudo biomecânico da marcha e os conceitos teóricos associados ao movimento humano.

### **2.2.1. Anatomia do sistema locomotor**

Por convenção, os termos anatómicos que descrevem as relações entre diferentes partes do corpo baseiam-se na postura, designada posição anatómica, em que o indivíduo se encontra ereto, de pés juntos e os braços baixados ao lado do corpo, com as palmas das mãos voltadas para a frente. Esta e outras definições são importantes para o presente trabalho uma vez que estes termos são utilizados no decorrer da dissertação, facilitando, deste modo, a sua compreensão pelo leitor.

Neste trabalho seguimos, portanto, esta convenção. A posição anatómica e os termos descritivos referidos e ainda os planos de referência figuram abaixo.



**Figura 2.1 – Posição anatômica, com três planos de referência e seis direções fundamentais (adaptado de [49]).**

O conhecimento dos termos ilustrados é fundamental aquando do estudo do movimento das juntas, pois a maioria das juntas move-se apenas em um ou dois dos três planos. Os movimentos possíveis são:

1. Flexão e extensão ocorrem no plano sagital: no calcanhar estes termos designam-se dorsiflexão e flexão plantar, respetivamente;
2. Abdução e adução são movimentos que se verificam no plano frontal;
3. Rotação interna e externa ocorre no plano transversal; podem também designar-se rotação medial e lateral, respetivamente.

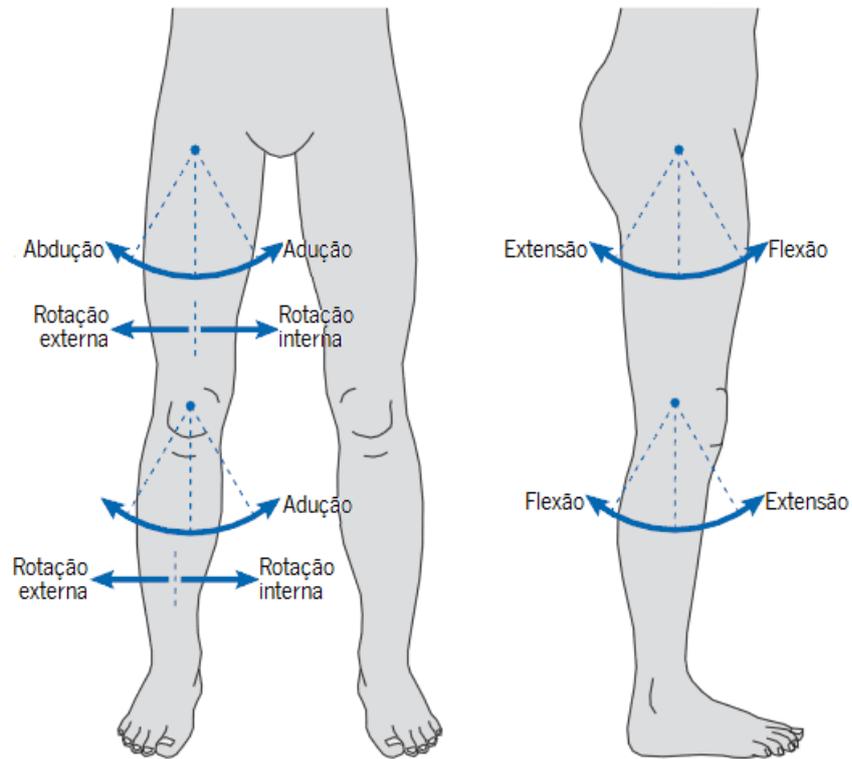


Figura 2.2 – Movimentos em torno da junta da anca (acima) e da junta do joelho (abaixo) (adaptado de [49]).

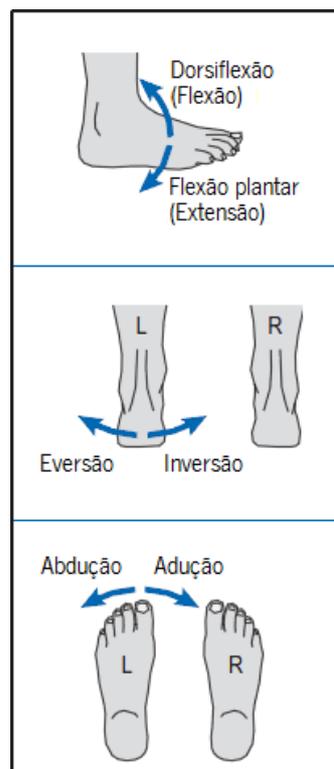
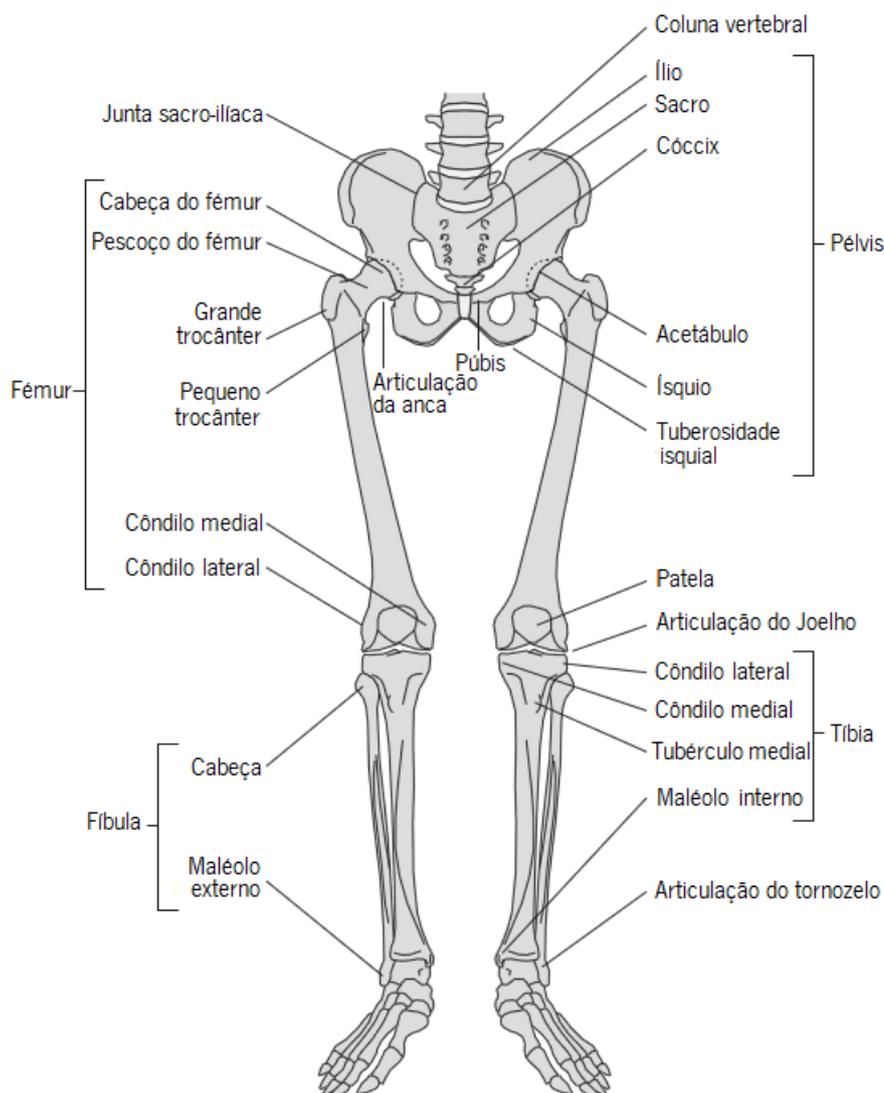


Figura 2.3 – Movimentos do tornozelo (adaptado de [49]).

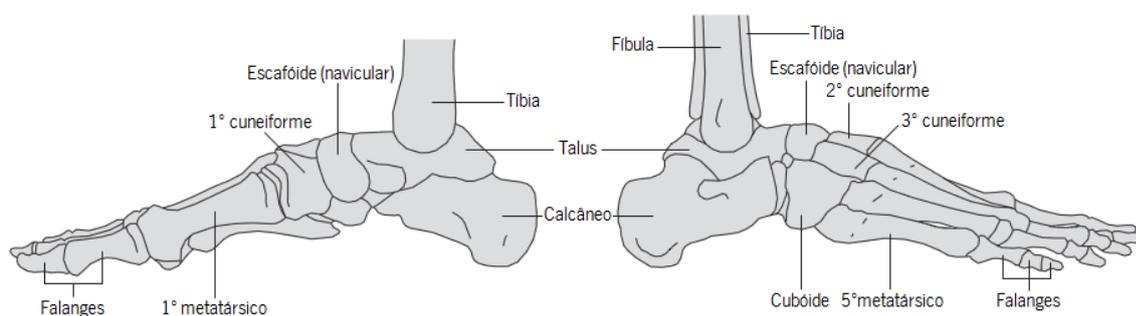
### 2.2.1.1. Ossos

Pode afirmar-se que o ato de caminhar envolve quase todos os ossos. No entanto, para uma maior simplicidade consideram-se relevantes apenas os ossos da pélvis e pernas. Visto esta secção não

ter uma importância fundamental para o trabalho em questão são apenas enumerados os ossos do membro inferior mais relevantes à marcha humana na Figura 2.4:



**Figura 2.4 – Ossos e articulações dos membros inferiores (adaptado de [49]).**



**Figura 2.5 – Constituição do pé direito (adaptado de [49]).**

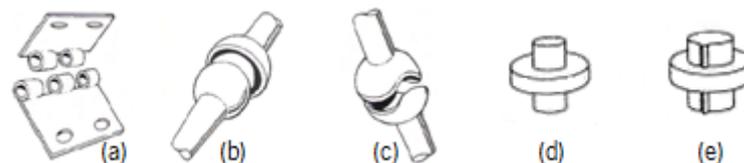
### 2.2.1.2. Articulações e ligamentos

Uma articulação ocorre quando existe contato entre ossos. As suas funções são permitir ou inibir o movimento numa dada direção e transmitir forças entre os ossos. De uma forma geral, as juntas classificam-se em três principais tipos de articulações:

- Sinartroses: articulações fixas
- Anfiartroses: articulações de reduzida mobilidade
- Diartroses ou sinoviais, as quais permitem movimento significativo e nas quais os ossos se encontram interligados por meio de ligamentos [50].

Uma vez que, usualmente, a análise da marcha foca-se em movimentos relativamente grandes, a descrição seguinte lida apenas com juntas sinoviais. Numa junta sinovial, as extremidades dos ossos são recobertas por cartilagem e a junta é rodeada por uma cápsula sinovial, a qual segrega o fluido sinovial lubrificante. Devido à complexidade estrutural das articulações sinoviais, a sua modelação computacional torna-se complexa e morosa. Para uma maior simplificação e aumento da eficiência computacional, a modelação de articulações biológicas é substituída por juntas mecânicas de geometria ideal (Figura 2.6):

- Junta de revolução: esta junta é análoga a uma dobradiça de porta. Como tal, permite movimento de rotação em torno de uma única direção.
- Junta esférica: permite movimento de rotação em qualquer direção.
- Junta universal: permite rotação nas duas direções; é basicamente um par de dobradiças com um eixo comum, num ângulo de  $90^\circ$  entre si.
- Junta de translação:
  - Prismática: permite translação numa dada direção.
  - Cilíndrica: permite translação e rotação das peças sobre si próprias.



**Figura 2.6 – Juntas mecânicas de geometria ideal: (a) Junta de revolução; (b) Junta esférica; (c) Junta universal; (d) Junta cilíndrica; (e) Junta prismática.**

A maioria das juntas é estabilizada por ligamentos. Ligamentos são bandas de tecido fibroso relativamente inelástico que liga um osso ao outro.

#### **2.2.1.2.1. Anca**

Os movimentos da anca ocorrem numa única junta, a junta da anca, também designada junta coxo-femoral. É a junta proximal do membro inferior e, sendo localizada na sua raiz, permite ao membro assumir qualquer posição no espaço. Assim, possui três eixos e três graus de liberdade.

É a única junta esférica no corpo, sendo a esfera a cabeça do fémur e o encaixe o acetábulo da pélvis. Movimentos extremos são prevenidos por uma série de ligamentos presentes entre a pélvis e o fémur, por uma cápsula que circunda a junta e por um pequeno ligamento que junta o centro da cabeça do fémur ao centro do acetábulo. A junta é capaz de flexão, extensão, abdução, adução, rotação e circundação (Figura 2.2) [49; 51].

#### **2.2.1.2.2. Joelho**

A junta do joelho é a junta intermédia do membro inferior; engloba os côndilos do fémur acima e os côndilos correspondentes da tibia, abaixo. As superfícies articulares nos lados medial e lateral são separados, tornando a junta do joelho, efetivamente em duas juntas, lado a lado. O movimento da junta é controlado por cinco ligamentos os quais, entre eles, exercem um controlo apertado sobre os movimentos do joelho: é uma junta com maioritariamente um grau de liberdade, que permite que a extremidade do membro seja movida de encontro ou se afaste da sua raiz, isto é, permite que a distância entre o tronco e o solo varie, realizando flexão e extensão. Possui um segundo grau de liberdade: ligeira rotação interna e externa.

Os movimentos do joelho permitidos num indivíduo normal são flexão e extensão, e ligeira rotação interna e externa [49; 51].

#### **2.2.1.2.3. Tornozelo**

O tornozelo, também designado junta talocrural, é a junta distal do membro inferior. Possui três superfícies. A superfície superior é a junta principal da articulação: é cilíndrica e formada pela tibia acima e pelo talus abaixo. A superfície média é entre o talus e o interior do maléolo interno da tibia e, por último, a superfície lateral existe entre o talus e a superfície interior do maléolo externo da fibula [49]. Tem apenas um grau de liberdade. Esta junta controla o movimento da perna em relação ao pé, o qual ocorre no plano sagital. Estes movimentos são essenciais à marcha.

É uma junta fortemente interligada exposta a condições mecânicas extremas durante a fase de suporte simples. É então sujeita a toda a massa corporal e à força gerada pela dissipação da energia cinética quando o pé entra rapidamente em contato com o solo durante a marcha, corrida ou salto. É assim fácil imaginar os problemas envolvidos na produção de próteses totais a longo prazo fiáveis para esta junta [51].

## 2.2.2. Biomecânica

A presente dissertação, como o próprio título indica, aborda a biomecânica do corpo humano. Existem diversos estudos realizados na área da biomecânica com o propósito de melhor compreender as características dos padrões da marcha. Estes estudos referem-se a análises cinemáticas e cinéticas do movimento humano. Torna-se assim indispensável a clarificação do que isto significa e as definições a mencionar contribuem para a compreensão dos conceitos abordados.

Em [52], uma interpretação biomecânica da marcha humana é o movimento integrado e sincronizado de centenas de músculos e articulações no corpo. Todos os humanos seguem o mesmo padrão básico de marcha, no entanto, as suas marchas são influenciadas por funções de toda a sua estrutura musculo-esquelética. Comprimento dos membros, massa e forma corporal, comprimento de passada e vários outros fatores influenciam o modo de caminhar de cada um. Somos únicos, sendo esta estrutura difícil de duplicar, levando-nos a crer que certos parâmetros cinemáticos são suficientes para identificar de forma única um indivíduo.

A análise biomecânica da marcha consiste em duas áreas básicas: cinemática e cinética. Cinemática, por vezes referida como a “geometria do movimento”, descreve as características fundamentais do movimento como o deslocamento, velocidade e aceleração de um segmento do corpo como parte de todo o corpo de um animal.

**Tabela 2.1 – Variáveis cinemáticas translacionais**

Variável cinemática	Dimensões	Unidades	Símbolo
Deslocamento	$l$	Metros	$s$
Velocidade	$v = l/t$	Metros por segundo	$v$
Aceleração	$a = v/t$ $a = l/t^2$	Metros por segundo ao quadrado	$a$

A análise cinética foca-se no estudo do movimento no que diz respeito às fontes do movimento. Termos como forças, momentos e energias (fluxos de energia intra e inter segmentos) referem-se a variáveis cinéticas. Frequentemente, numa análise biomecânica, a cinética é obtida indiretamente pelo cálculo das forças de reação das juntas e momentos resultantes dos músculos. São, de seguida, definidos alguns termos essenciais no seguimento deste estudo:

*Frequência* – medida temporal que avalia a ocorrência de eventos repetidos num segundo. A sua medida é o hertz (Hz).

*Massa* – é frequente a utilização dos termos massa e peso como sinónimos. No entanto, massa refere-se à quantidade de matéria presente num objeto, e peso à força exercida sobre o objeto pela gravidade. A unidade de medida utilizada é o quilograma (kg).

*Força* – vetor quantidade, isto é, possui magnitude e direção, ao contrário de medidas escalares como as anteriores. O sistema acordado para definição de unidades de medida científica é o Sistema Internacional (SI). A unidade de força neste sistema é o Newton ( $N=kg.m/s^2$ ).

A engenharia mecânica baseia-se nas três leis da força propostas por Sir Isaac Newton:

Primeira lei de Newton: um corpo irá continuar num estado de repouso, ou de movimento uniforme em linha reta, a não ser que sofra ação de uma força externa.

Segunda lei de Newton: uma força externa irá acelerar um corpo na direção da força:

$$a = F/m \quad (2.1)$$

Terceira lei de Newton: para cada ação há uma reação na direção oposta, que iguala a primeira em magnitude.

### **2.2.3. Ciclo de marcha**

O ciclo de marcha é definido como o intervalo de tempo entre duas ocorrências sucessivas de um dos eventos repetitivos da marcha. Estes eventos temporais que se repetem de uma forma consistente definem as diferentes fases do ciclo de marcha. Estas fases são definidas relativamente a ocorrências chave do entrar em contato com o solo ou o deixar o solo. Por convenção, o evento selecionado para averiguar o intervalo que define um ciclo de marcha é o instante em que ocorre o primeiro contato do calcanhar com o solo (contato inicial). Se selecionado o pé direito, o ciclo irá prosseguir até que o pé direito volte a tocar o chão. Numa análise da marcha é imprescindível a identificação dos vários eventos do ciclo de marcha. A definição destes eventos e de outros termos importantes é um ponto de partida essencial para o estudo de aproximadamente todos os aspetos da marcha:

1. Contato inicial
  2. Descolagem do antepé contralateral
  3. Descolagem do calcanhar
  4. Contato inicial contralateral
  5. Descolagem do antepé
  6. Pés juntos
  7. Tibia vertical
- (1. Contato inicial)

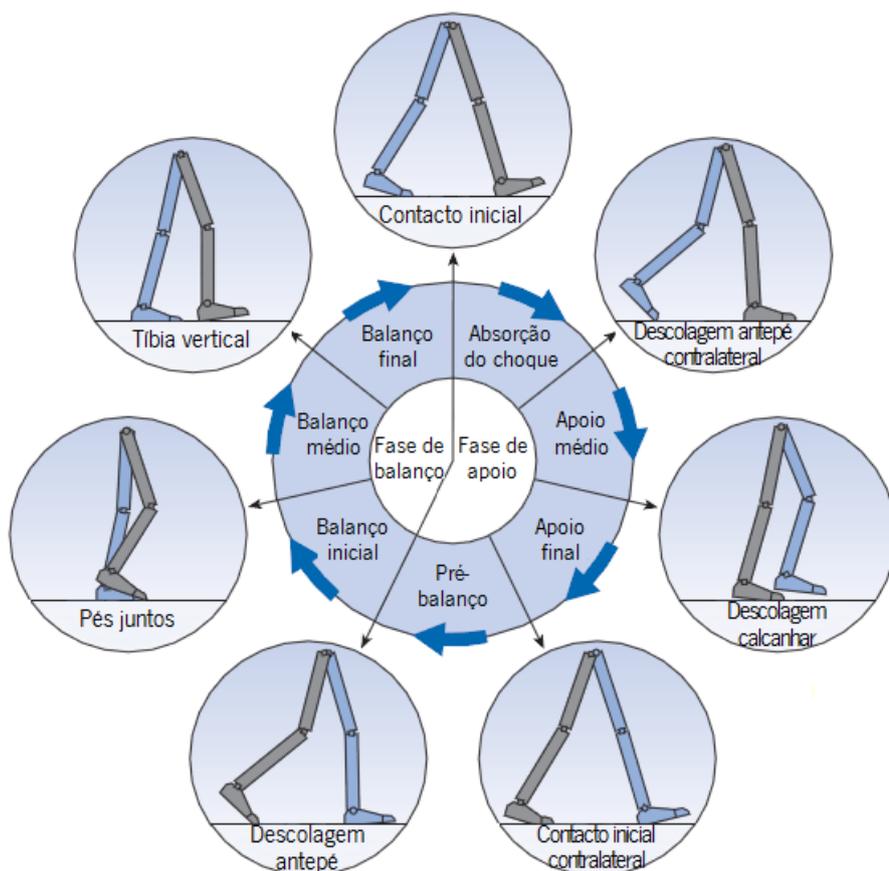
Estes sete eventos encontram-se inseridos em duas fases principais que dividem o ciclo de marcha: a fase de apoio, quando o pé se encontra no chão, e a fase de balanço, em que o pé se move no ar. Nesta subdivisão do ciclo de marcha em sete períodos, quatro dos mesmos ocorrem na fase de apoio e três na fase de balanço. A fase de apoio, também chamada fase de suporte ou de contato, inicia-se com o contato inicial e dura até à descolagem do antepé. Esta fase subdivide-se ainda em:

1. Fase de absorção do choque
2. Fase média de apoio
3. Fase final de apoio
4. Fase de pré-balanço

A fase de balanço inicia-se então com a descolagem do antepé e dura até ao início de um novo ciclo com um novo contato inicial. Subdivide-se em:

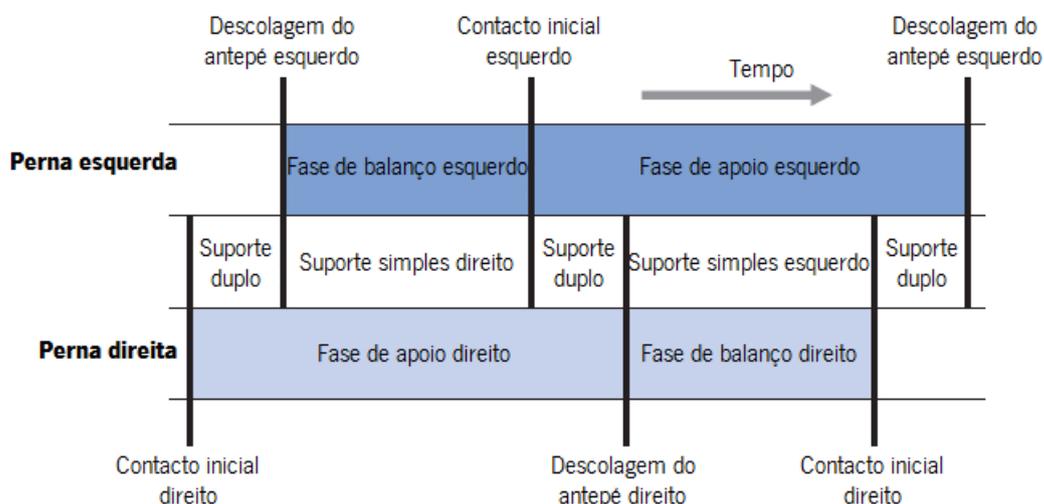
1. Fase de balanço inicial
2. Fase média de balanço
3. Fase final de balanço

Um ciclo de marcha inicia-se assim com o contato do calcanhar com o solo, na fase de absorção do choque, a qual termina quando o pé contralateral levanta do solo (descolagem do antepé contralateral). Desta forma, o suporte passa a ser simples, isto é, realizado por um único pé. Segue-se a fase média de apoio que termina com a descolagem do calcanhar do pé em análise do solo. A fase de apoio final termina no momento em que o pé oposto contacta o solo (contato inicial contralateral) e sucede-se a fase de pré-balanço. Aqui inicia-se o segundo período de apoio bilateral. A separar as fases de apoio e de balanço está o momento de descolagem do pé. A fase média de balanço ocorre quando o membro de suporte e o membro em oscilação se cruzam (pés juntos), terminando a fase de balanço com um novo contato inicial e o recomeçar de um novo ciclo. Para melhor compreensão dos eventos que definem o ciclo de marcha, é ilustrada na Figura 2.7 a posição dos membros inferiores no decorrer de um ciclo de marcha, em que o pé direito, a cinza, inicia o ciclo.



**Figura 2.7 – Ilustração das diferentes fases de um ciclo de marcha (adaptado de [49]).**

A Figura 2.8 demonstra a duração das fases da marcha para ambos os pés:



**Figura 2.8 – Duração das diferentes fases do ciclo de marcha (adaptado de [49]).**

Ocorre contato inicial direito enquanto o pé esquerdo se encontra ainda no chão e há um período de suporte duplo entre o contato inicial à direita e descolagem do antepé esquerdo. Durante a fase de balanço no lado esquerdo, apenas o pé direito se encontra no chão, resultando num período de suporte simples, o qual termina com o contato inicial do pé esquerdo. Ocorre então outro período

de suporte duplo, até que ocorra descolagem do antepé no lado direito. Suporte simples esquerdo corresponde à fase de balanço do membro direito e o ciclo termina com o próximo contato inicial à direita.

Em cada fase de suporte duplo, um dos pés encontra-se para a frente, tendo acabado de pousar no chão, e o outro pé está para trás, prestes a deixar o chão. Em cada ciclo de marcha existem, portanto, dois períodos de suporte duplo e dois de suporte simples.

As durações relativas das diferentes fases de um ciclo de marcha foram identificadas e confirmadas por diversos autores. A fase de apoio dura cerca de 60% do ciclo, a fase de balanço cerca de 40%. Contudo, estas percentagens variam com a velocidade de marcha, ampliando proporcionalmente a fase de balanço e abreviando as fases de apoio e de suporte duplo à medida que a velocidade aumenta. O desaparecimento da fase de apoio duplo marca a transição de marcha para corrida.

Na Figura 2.9 apresentam-se os ângulos produzidos pelas três articulações descritas na secção anterior no decorrer de um ciclo de marcha.

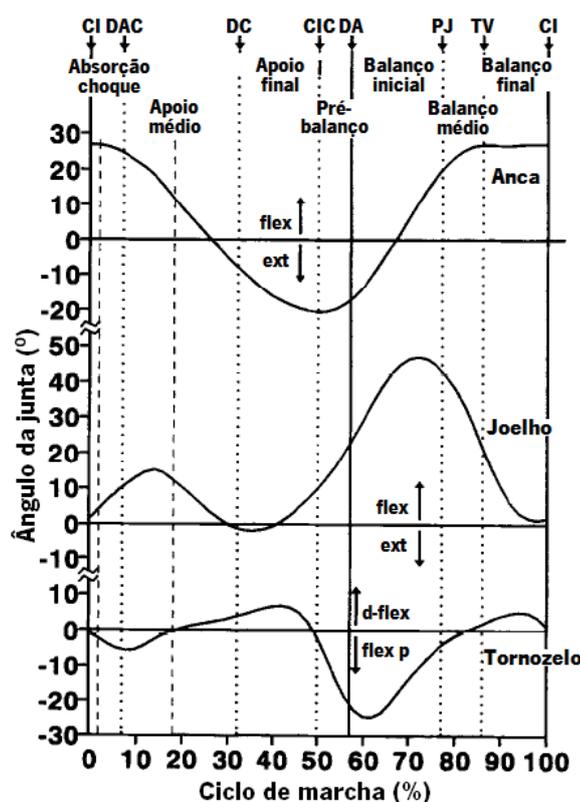


Figura 2.9 – Ângulos da anca, joelho e tornozelo no plano sagital durante um ciclo de marcha normal. CI, contato inicial; DAC, descolagem do antepé contralateral; DC, Descolagem do calcanhar; CIC, contato inicial contralateral; DA, descolagem do antepé; PJ, pé juntos; TV, tibia vertical (adaptado de [53]).

### 2.2.3.1. Posicionamento do pé

Os termos usados para descrever o posicionamento dos pés no chão são aqui apresentados. O comprimento de passada é a distância entre duas colocações sucessivas do mesmo pé. Consiste em dois comprimentos de passo: esquerdo e direito, cada um dos quais é a distância pela qual o pé nomeado se move em frente do outro pé.

A largura de passada é a distância entre a linha dos dois pés, normalmente medida no ponto médio do calcanhar e, por vezes abaixo do centro da junta do tornozelo. O padrão de marcha envolve caminhar com o calcanhar de um pé colocado diretamente em frente dos dedos dos pés do outro, ou seja, com uma largura de passada próxima de zero.



Figura 2.10 – Parâmetros espaciais do ciclo de marcha (adaptado de [54]).

### 2.2.3.2. Cadência, tempo e velocidade do ciclo

O ciclo de marcha pode também ser caracterizado em termos temporais. Torna-se deste modo necessária a definição de certos termos:

Cadência é o número de passos dados num determinado período de tempo, sendo as unidades de medida usuais passos/minuto. Como existem dois passos num único ciclo de marcha, a cadência é uma medida de meios-ciclos. Através desta métrica é possível extrair a duração do ciclo de marcha ( $t_{CM}$ ) [49]:

$$t_{CM} = \frac{120}{cadência \left( \frac{passos}{min} \right)} \quad (2.2)$$

A velocidade de marcha é a distância percorrida pelo corpo num dado intervalo de tempo. Deverá ser medida em metros por segundo. A velocidade instantânea varia de um instante para outro durante o ciclo de marcha, mas a velocidade média é um produto da cadência e do comprimento de passada, proporcionando unidades de medida adequadas e de acordo com o SI:

$$velocidade = comprimento\ de\ passada(m) \times cadência(passos/min)/120 \quad (2.3)$$

Se utilizado a duração do ciclo, o cálculo torna-se mais simples:

$$velocidade(m/s) = comprimento\ de\ passada(m) \times duração\ ciclo(s) \quad (2.4)$$

A velocidade de marcha depende assim nos dois comprimentos de passada, os quais dependem em larga escala, na duração da fase de balanço em cada lado. O comprimento de passada é a quantidade pela qual o pé pode ser movido em frente durante a fase de balanço, de forma que uma curta fase de balanço num dos lados irá, geralmente, reduzir o comprimento de passada nesse lado.

Os parâmetros espaço-temporais da marcha podem refletir a informação da atividade dinâmica durante a marcha humana. Esses parâmetros são o ciclo de marcha, tempo das diferentes fases do ciclo (apoio e balanço), comprimento e largura de passada, cadência e velocidade. A análise do movimento inclui ainda o uso de dados cinemáticos e cinéticos.

A complexidade das interações dos vários componentes da marcha humana tem sido alvo de intensa investigação há vários anos. Esta investigação foi bastante facilitada pelo avanço das tecnologias modernas. [55]



## **2.3. Análise da marcha**

A análise da marcha é a medição, descrição e estimação sistemática de quantidades que caracterizam a locomoção humana; é a avaliação do padrão de marcha de um sujeito. A medição precisa do movimento é fulcral em qualquer técnica de caracterização da marcha. O conhecimento das características geométricas (comprimento, largura, ângulos), físicas e comportamentais do corpo humano permite comparações necessárias à distinção entre marcha normal e patológica.

Uma vez que o objetivo principal deste estudo é precisamente a análise da marcha humana, torna-se essencial a clarificação deste conceito. Assim, é realizado um levantamento da literatura focado na história da análise de marcha e em tudo que uma análise deste tipo implica. Aqui incluem-se os diferentes métodos passíveis de ser utilizados. Como já referido no Capítulo 1, nosso foco deste estudo incide nas variáveis espaço-temporais do movimento. Assim, são descritos em maior detalhe alguns dos sistemas mais populares de medição da cinemática do movimento.

### **2.3.1. História da análise da marcha**

Verifica-se ao longo da história um crescente interesse no movimento humano. Este interesse é motivado por curiosidade, necessidade ou métodos disponíveis num dado período. De uma perspetiva biomecânica, a análise da marcha permite medições muito importantes, seja esta análise referente quer a movimento saudável, quer a movimento patológico [56].

As pinturas e esculturas da Grécia e Roma clássicas demonstram uma compreensão por parte dos artistas das formas e alinhamento dos membros durante diferentes atividades [53]. É no período do Renascimento que encontramos o início da análise da marcha com Aristóteles (384-322 AC). Este filósofo grego declarou que um sujeito com uma vara mergulhada em tinta ligada à sua cabeça ao caminhar junto a uma parede traçaria uma linha que não seria uma reta mas sim um zig-zag. Nesse período assumia-se que a verdade científica poderia ser determinada pelo simples ato de refletir no problema.

A primeira verdadeira experiência em análise de marcha foi realizada por Borelli (1608 – 1679). A partir dos resultados desta experiência deduziu que deveria ocorrer movimento mediolateral da cabeça durante a marcha. Concluiu ainda que as forças nos tendões e músculos são consideravelmente superiores que as cargas exteriores [57].

A partir do século XIX foram feitos avanços em 4 áreas diferentes que contribuíram para o desenvolvimento da análise da marcha:

- Cinemática, que descreve a geometria do movimento;
- Cinética: forças e momentos exercidos quando o corpo e sua vizinhança interagem (forças de reação do solo, forças das juntas, momentos e energia);
- Eletromiografia (EMG);

Cinemática diz respeito à descrição do movimento. O termo foi cunhado por Ampère no século XIX e advém da palavra grega κινεω, que significa mover. As quantidades cinemáticas representam uma descrição geométrica do movimento espacial do corpo, daí ser também designada como geometria do movimento. Esta descrição inclui posições, velocidades e acelerações dos segmentos do corpo e ainda ângulos, velocidades angulares e acelerações angulares entre segmentos. Portanto, os dados de entrada para o sistema de medida são algumas das quantidades supracitadas, dependendo do método utilizado.

O estudo da cinemática foi iniciado por Marey e Muybridge na década de 1870. Estes pioneiros da fotografia recorreram a câmaras imóveis para investigar a locomoção animal. Seguindo o trabalho de Murey e Muybridge, a fotografia manteve-se como o método preferencial para a medição do movimento humano durante o século seguinte até surgirem os métodos eletrônicos, que o substituíram.

A análise moderna da marcha humana foi introduzida em 1945 por Inman e Eberhart. Mediram rotações das juntas e atividade muscular através de instrumentação rudimentar e, apesar disso, o seu trabalho estabeleceu uma base para a compreensão da marcha permitindo o progresso subsequente.

A era computadorizada, com os seus dispositivos e sistemas tornou todo o processo mais célere e conveniente. Vários destes primeiros sistemas evoluíram até aos atuais equipamentos disponíveis no mercado [57; 49; 53].

A cinética do movimento humano é obtida através de uma ferramenta conhecida como plataforma de força. Após os modelos iniciais elaborados por Amar e Elftman, na década de 1970 surgiram instrumentos tridimensionais precisos, com uma saída elétrica e resposta de alta frequência. Além de estudos acerca das forças de reação do solo, foram também realizados estudos sobre a aceleração dos membros. Os sistemas modernos de análise de marcha fornecem informação cinética adicional na forma de momentos das juntas e energia das juntas baseada em dados

cinemáticos e da plataforma de força recorrendo ainda ao uso da matemática para obtenção de outras variáveis.

Eletromiografia (EMG) é a medição de atividade elétrica dos músculos e foi desenvolvida na primeira metade do século XX. Informação acerca da atividade muscular é requerida quando se analisam os músculos envolvidos no movimento. O uso deste instrumento no estudo da marcha ocorreu pela primeira vez nas décadas de 1940, 1950 também por Inman et al. Atualmente, esta medição é um elemento de rotina na análise da marcha.

Braune e Fischer, em 1890, foram os primeiros a recorrer ao uso da matemática para compreender a mecânica da marcha. Este estudo foi na década de 1930 aprofundado por Bernstein e ainda na década de 1950 por Inman et al.

Atualmente, a análise da marcha envolve frequentemente o uso da ‘dinâmica inversa’ para calcular momentos e energia das juntas, utilizando como *input* dados do movimento do membro (a partir de um sistema cinemático) e forças de reação do solo (a partir de uma plataforma de força). Desde o início da década de 1940 até ao final da década de 1970, foi possível a análise biomecânica da marcha de um indivíduo, no entanto esta análise não era muito prática devido à complexidade dos cálculos envolvidos. O advento das calculadoras eletrónicas veio facilitar este cálculo, que se tornou ainda mais fácil quando os computadores de grande porte ficaram disponíveis [53].

Este instrumento pode ser bastante útil clinicamente uma vez que permite uma avaliação mais precisa da disfunção do paciente do que a que é possível através da simples observação pelo olho treinado do médico [58; 59] [60; 19]. É necessário *hardware* e *software* complexos para realizar esta tarefa com precisão e fiabilidade. Esta componente da análise da marcha é complexa e o processo evolucionário é contínuo [61]. A análise da marcha tem diferentes propósitos: pode ser usada como auxílio direto no tratamento de pacientes individuais ou para fornecer informação na compreensão da marcha. Para diferentes objetivos existe diferente instrumentação/métodos mais adequados que outros.

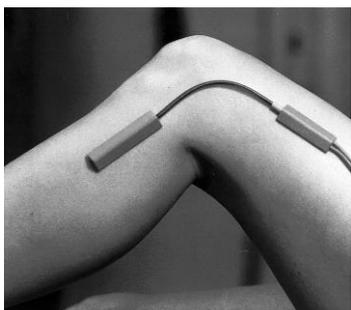
### **2.3.2. Métodos de análise da marcha**

Atualmente, existe uma larga variedade de sistemas de análise de marcha desenvolvidos. Estes sistemas podem ser classificados de acordo com os parâmetros medidos e a técnica utilizada para medir estes parâmetros. Sistemas de monitorização do movimento humano geram dados em tempo real que representam dinamicamente as poses do corpo humano (ou parte dele) ou outros

movimentos baseados em várias tecnologias de sensores. Sistemas de monitorização podem ser classificados como não-visuais, baseados na visão ou uma combinação de ambos [62; 63].

O principal objetivo dos sistemas de captura de movimento é o estudo do movimento humano e sua cinemática [64]. Análise da marcha pode ser diretamente utilizada no tratamento de pacientes individuais ou para fornecer informação sobre a compreensão da marcha. Para diferentes propósitos, existe instrumentação/métodos mais adequados que outros [61; 65].

### 2.3.2.1. Eletrogoniómetro



**Figura 2.11 – Eletrogoniómetro colocado no sujeito.**

Estes dispositivos começaram a ser utilizados nos anos 1970 e caracterizavam-se pela sua simplicidade e preço económico. Um eletrogoniómetro é um dispositivo eletromecânico em que um cabo flexível liga duas bases, as quais são ligadas aos segmentos proximal e distal. Tipicamente, estes dispositivos utilizam

transdutores mecânico-elétricos e potenciômetros rotacionais. O último fornece uma voltagem de saída proporcional à alteração angular entre as duas bases de ligação num único plano, enquanto é sensível à torção do fio. Operam na suposição de que as superfícies de ligação se movem com (monitorizam) a linha média do segmento do membro a que estas se encontram ligadas e, dessa forma, medem a mudança real de ângulo na junta. Dois goniómetros podem ser incorporados num instrumento de modo a que as medições possam ser conduzidas em dois planos perpendiculares de movimento [49; 66; 67].

Vantagens:

- Económico
- Fácil de usar
- Leve
- Flexível

Tipos de erros associados [49]:

- O eletrogoniómetro é fixado por algemas em volta dos tecidos moles, não aos ossos, de modo que a saída do potenciómetro não corresponde exatamente ao verdadeiro movimento na junta.

- Certos modelos de eletrogoniómetros só fornecem uma verdadeira medição do movimento da articulação se o eixo do potenciómetro se encontra alinhado com o eixo anatómico. Isto deve-se às seguintes razões:
  - Pode ser difícil identificar o eixo da articulação, devido à profundidade da mesma sob a superfície.
  - O eixo da articulação pode não estar corretamente fixado.
  - O eixo de rotação pode ser inacessível.
- Uma articulação pode, teoricamente, mover-se com até seis graus de liberdade – isto é, pode possuir movimento angular em torno de três eixos mutuamente perpendiculares e movimento linear (translação) em três direções. Na prática, a possível translação existente é normalmente negligenciável, particularmente na anca e tornozelo, e a maioria dos sistemas eletrogoniómetros simplesmente perdem qualquer movimento que ocorra, seja através da elasticidade das algemas ou através de um mecanismo de deslizamento. Contudo, onde o eixo do eletrogoniómetro não corresponde exatamente ao eixo anatómico, maior movimento linear irá ocorrer.
- A saída deste dispositivo dá um ângulo relativo, não absoluto, e pode assim dificultar a decisão de qual o ângulo “zero” do membro.

Estes problemas tornam o eletrogoniómetro impopular no laboratório científico, em que é necessária maior precisão. São incapazes de fornecer informação cinemática adicional, informação essa que se torna essencial numa análise biomecânica moderna da marcha.

### **2.3.2.2. Métodos optoeletrónicos**

A captura óptica de movimento foi desenvolvida no final da década de 1980 para capturar poses humanas. Sistemas optoeletrónicos convertem sinais de luz em sinais elétricos e rastreiam a luz emitida ou refletida pelos marcadores. Este tipo de sistema baseia-se no princípio do método de triangulação. Neste método as câmaras são usadas para monitorizar a orientação e movimento das juntas humanas. Estes sistemas podem ser classificados como sistemas baseados em marcadores visuais ou livres de marcadores, dependendo se são ou não necessários indicadores ligados ao corpo [62; 64].

#### **2.3.2.2.1. Sistemas baseados em marcadores visuais**

A monitorização baseada em marcadores visuais é um método baseado no princípio de triangulação logo são necessárias no mínimo três câmaras, normalmente posicionadas

ortogonalmente, entre si, de modo a capturar os marcadores visuais. As trajetórias destes marcadores tridimensionais podem ser obtidas pela monitorização dos marcadores através de sequências de imagem e o movimento do corpo humano pode então ser inferido a partir destas trajetórias através de métodos de cinemática inversa.

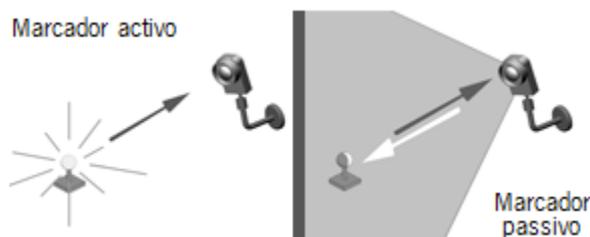
### *Vantagens*

- Configuração dos marcadores altamente configurável
- Grandes volumes de captura de formas
- Não são necessários cabos ou baterias
- Existência de muita informação para o utilizador sobre como melhor obter dados cinemáticos 3D a partir dos seus marcadores
- Maioria dos fabricantes fornece *software* para cinemática e cinética de marcha 3D
- Precisão
- Pré-visualização em tempo real

### *Desvantagens*

- Custo
- Complexidade de configuração e calibração dificulta a movimentação do sistema (muitos laboratórios têm uma pessoa especificamente para gerir e manusear o sistema)
- Complexidade do processamento de dados
- Alguns marcadores são montados em varinhas para aumentar a sua visibilidade em múltiplas câmaras (isto magnificará quaisquer erros devidos ao movimento da pele)
- São necessários marcadores extra para distinguir o lado esquerdo do direito do corpo.

Sistemas baseados em marcadores são capazes de minimizar a incerteza do movimento de um sujeito, devido à aparência única dos marcadores. Estes sistemas podem ser classificados como passivos ou ativos (Figura 2.12) [64; 62; 68].



**Figura 2.12 – Tipos de marcadores (adaptado de [69]).**

### *Passivos*

Sistemas ópticos passivos de captura de movimento utilizam um número de marcadores (marcadores refletivos – material retro refletor) ligado ao participante que não geram qualquer luz, refletindo apenas a luz presente na vizinhança. Iluminadores especiais rodeiam cada lente das câmaras enviando pulsos de luz infravermelha o que provoca que os marcadores refletivos brilhem, refletindo a luz de volta para a lente [65; 70].

Cada câmara grava uma imagem bidimensional, aparecendo os marcadores na imagem como pontos brilhantes. Posteriormente, o sistema de processamento de imagem utilizado isola os pontos dos marcadores na imagem e grava a sua posição. Apesar de o mínimo de câmaras requeridas ser três, seis é o mínimo recomendado para sistemas de marcadores passivos. Esta recomendação deve-se à ocultação ocasional dos marcadores, os quais são frequentemente obscurecidos em uma ou mais câmaras ou cruzam-se as suas trajetórias, dificultando a monitorização.

Configurar e processar os dados a partir de sistemas de marcadores passivos requer mais interação com um operador do que a necessária com marcadores ativos. Apesar dos problemas associados a marcadores passivos, estes são ainda os mais utilizados em sistemas de análise de movimento, em parte porque o utilizador não está envolvido em processos mas complexos [65].

### *Ativos*

Um sistema óptico ativo utiliza igualmente marcadores iluminados ligados ao executante. A diferença entre estes e os marcadores passivos é que os ativos são alimentados para fornecer a sua própria iluminação e cada um pulsa num conjunto de sequências que os identifica para a câmara.

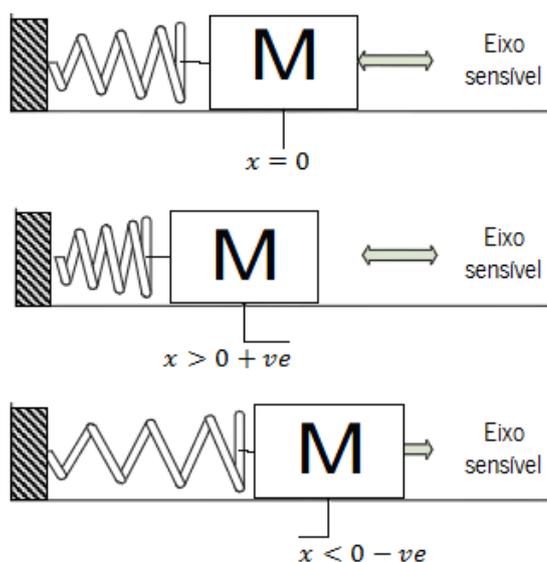
#### **2.3.2.3. Acelerómetro**

Ao contrário dos eletrogoniómetros e métodos estereométricos, o acelerómetro não fornece informação respeitante ao deslocamento, mas à aceleração espacial de um objeto. Apesar de existirem diversas classes de acelerómetros comerciais, os mais comuns no estudo do movimento humano são os piezoresistivos, capacitivos e piezoelétricos. Um acelerómetro contém, tipicamente, uma massa de reação suspensa por uma mola no interior do sensor e alguma forma elétrica de medir a deflexão da mola quando a massa é acelerada. O mecanismo de medição da aceleração baseia-se nos princípios da lei de Hooke ( $F = kx$ ) e na 2ª lei de Newton ( $F = ma$ ). Em análise da marcha, os acelerómetros selecionados são, geralmente, bastante pequenos,

pesando apenas alguns gramas. A aceleração pode ser obtida segundo uma, duas ou três direções, utilizando acelerómetros uni, bi ou triaxiais, respetivamente. Acelerómetros uniaxiais permitem à massa mover-se apenas numa direção pelo efeito da força e aceleração devido à gravidade. Quando um sistema massa-mola é submetido a compressão ou extensão devido ao movimento, a mola irá gerar uma força proporcional à quantidade de compressão ou extensão. Ambas as situações enunciadas encontram-se na Figura 2.13. Dada a massa, e controlando-se a rigidez da mola, a aceleração resultante pode ser determinada a partir das características do deslocamento da massa em questão:

$$F = kx = ma, \text{ portanto } a = \frac{kx}{m} \quad (2.5)$$

onde  $F$  é a força exercida no material,  $k$  é a constante da mola,  $x$  a distância à posição de equilíbrio da massa sujeita a nenhuma força,  $m$  é a massa e constante de proporcionalidade e  $a$  é a aceleração provocada pela força.



**Figura 2.13 – Acelerómetro uniaxial. O deslocamento da massa desde a sua posição de equilíbrio mede a aceleração exercida pela força; +ve e -ve indicam compressão e expansão, respetivamente (adaptado de [64]).**

Uma vez que a massa reage ao movimento, é criado um desequilíbrio entre os condensadores opostos, os quais produzem um sinal elétrico de saída proporcional à magnitude da aceleração aplicada [71].

Um acelerómetro triaxial tem o mesmo princípio de funcionamento do acelerómetro anterior, contudo, uma massa cúbica é suspensa por molas não por um, mas por seis lados. Para adquirir os valores de aceleração em três dimensões, os deslocamentos medidos da massa em relação à estrutura relacionam-se com a diferença entre aceleração e gravidade do mesmo modo que no acelerómetro de apenas um eixo.

Este dispositivo oferece um método prático e relativamente económico de captura do movimento humano. Quando ligado a vários segmentos do corpo do sujeito, sistemas baseados em acelerómetros são capazes de adquirir e estimar vários valores cinemáticos como velocidade e deslocamento.

Apesar de ser capaz de detetar movimento rápido quando os respetivos deslocamentos são relativamente pequenos, a acelerometria não fornece qualquer indicação relativa à condição inicial do segmento. É ainda susceptível de integrar erros. Para ultrapassar estes erros é então necessário um método de correção [72; 64].

#### 2.3.2.4. Giroscópio

Recentemente, o giroscópio, tem atraído muita atenção. Tem sido implementado em várias aplicações incluindo na indústria automóvel, assim como no desempenho desportivo e na análise da marcha. Existem vários tipos de giroscópios. No entanto, o mais adequado a aplicações portáteis é o giroscópio vibratório devido à sua dimensão, peso, consumo de energia e custo. É, portanto, ideal para análise da marcha humana [72; 64]. Este tipo de giroscópio consiste numa massa, que é colocada em vibração por um atuador na direção dada por  $r_{act}$  na Figura 2.14 (A). Quando o giroscópio é rodado (Figura 2.14 (B)), a massa não ira só vibrar na direção de atuação, como também sofrerá um deslocamento na direção perpendicular ao deslocamento original  $r_{act}$  e ao vetor de velocidade angular. Este deslocamento adicional, conhecido como efeito coriolis, é utilizado como uma medida da velocidade angular [73].

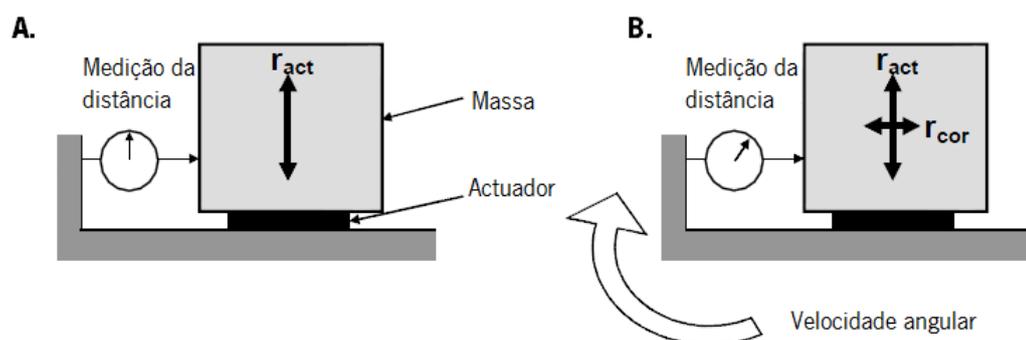


Figura 2.14 – A. Constituição de um giroscópio; B. Princípio de funcionamento [73].

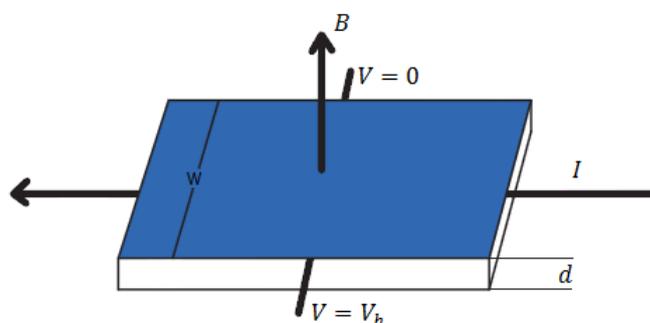
#### 2.3.2.5. Magnetómetro

Magnetómetro é um instrumento utilizado para medir a força e/ou direção do campo magnético na vizinhança do instrumento. Existem vários tipos de magnetómetros disponíveis – mecânicos, magneto indutivos e magnetómetros de efeito Hall. Os mais populares são os dois últimos devido à sua sensibilidade, baixo consumo de energia e reduzida dimensão.

Um sensor de eixo único de efeito hall funciona, como o nome indica, sob o princípio do efeito de hall. Este princípio afirma que, se a corrente elétrica flui através do prato condutor num campo magnético, então o fluxo magnético exerce uma força transversa em cargas moveis, o que tende a gerar o potencial entre as placas chamado voltagem Hall (Figura 2.15). A amplitude da voltagem hall dá-nos a medida da magnitude da força do campo. Este método tem a vantagem a sua capacidade inerente de sentir diretamente a força do campo magnético. A voltagem Hall é dada por:

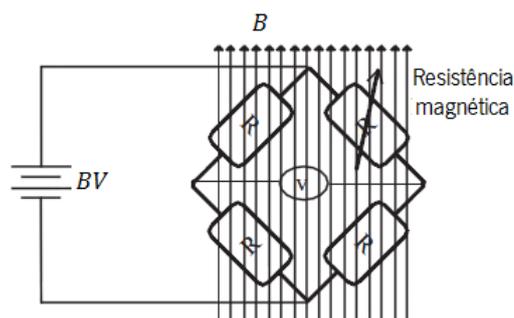
$$V_h = \frac{(-IB)}{ne} \quad (2.6)$$

em que  $V_h$  é a voltagem hall,  $I$  é a corrente através da placa elétrica,  $B$  é a força do campo magnético,  $n$  a densidade de carga e  $e$  é a carga do eletrão.



**Figura 2.15 – Princípio do efeito de Hall (adaptado de [64]).**

No caso do magnetómetro magneto-resistivo, a alteração na resistência devido ao campo magnético é utilizada numa configuração ponte de Wheatstone para medir a força do campo magnético.



**Figura 2.16 – Magnetómetro magneto-resistivo (adaptado de [64]).**

### 2.3.2.6. Sensores inerciais

Uma unidade inercial (IMU – Inertial Measurement Unit) consiste num acelerómetro triaxial e um giroscópio triaxial. Este dispositivo é capaz de medir movimento linear e angular em três dimensões sem referências externas. Até recentemente, esta tecnologia foi utilizada apenas no espaço devido à sua complexidade e custo. No entanto, avanços recentes em MEMs permitiram

menores custo e dimensão, maior leveza e menor consumo de energia. Estes progressos permitiram a utilização de sensores inerciais em áreas como o desporto e análise de marcha na monitorização do movimento humano.

Unidades inerciais utilizam o integral da velocidade angular, medida por giroscópios triaxiais que fornecem a orientação angular do segmento monitorizado. No entanto, os últimos sofrem flutuações e requerem portanto de constantes compensações de correção. Os acelerómetros detetam de forma bastante precisa inclinações em relação à força gravítica da Terra quando as acelerações são muito reduzidas, contudo esta precisão diminui à medida que as acelerações aumentam. Estes dispositivos são ainda incapazes de detetar rotações em torno do eixo vertical, logo não podem ser utilizados para estimar a orientação do segmento.

Apesar das suas carências em separado, fundindo ambos os componentes obtém-se um sensor bastante eficaz [74].

Para mitigar as carências do IMU, foi introduzido o conceito de sensor inercial/magnético. Este sensor inclui o IMU e um sensor magnético. Esta última adição permite compensar os desvios pelos quais são responsáveis os acelerómetros. Assim a fusão do acelerómetro a um magnetómetro corrige os cálculos de posição e orientação relativamente ao campo magnético da Terra.

Os seus atributos principais são a reduzida dimensão, leveza, baixo custo e baixo consumo de energia. Este dispositivo, ao contrário dos sistemas de captura de movimento ópticos e magnéticos, não requer um ambiente laboratorial dedicado. Graças à sua elevada mobilidade, adaptabilidade e flexibilidade, são capazes de recolher parâmetros cinemáticos importantes, de vários segmentos corporais seja em atividades no interior ou no exterior [72].

#### *Desvantagens*

- Complexidade do alinhamento do sistema
- Calibração dos sensores, pois não podem ser calibrados no sistema uma vez que devem ser mantidos estáveis
- Erros induzidos pelo movimento: o movimento do corpo humano é responsável por erros que são mitigados apenas até certo ponto
- Uma vez que os cálculos são realizados na pequena estrutura que caracteriza os sensores inerciais, estes deverão ser capazes de proceder à estimação dos valores em tempo real, requerendo um código de programação bastante cuidado [75]

Apesar das desvantagens apresentadas, o interesse nesta tecnologia promete novos desenvolvimentos e poderá, no futuro, vir a substituir as tecnologias atuais.

## **3. DESENVOLVIMENTO DO MÉTODO DE ANÁLISE DE MARCHA**

---



A análise biomecânica da marcha humana atravessa diferentes etapas: inicialmente são definidas as variáveis de interesse para o estudo em questão, procede-se ao desenvolvimento de um modelo que permita aceder a essas mesmas variáveis, seguem-se as medições experimentais para obtenção de dados e, finalmente, o tratamento e análise dos dados extraídos.

Os capítulos anteriores permitiram a apreensão das diferentes variáveis biomecânicas passíveis de serem medidas durante a marcha. O cálculo destas variáveis de forma manual torna-se um processo inviável como é fácil deduzir: o tratamento manual dos dados despenderia de demasiado tempo e estaria sujeito a erro humano. A automatização do processo permite abordar ambas as questões levantadas, prevenindo, caso a programação seja cuidada e correta, a ocorrência de erros. É assegurado que os erros que poderão surgir são erros sistemáticos.

Nesta secção é descrito o algoritmo desenvolvido para posterior análise dos dados obtidos. A solução desenvolvida teve em consideração o tipo de tratamento de dados requerido, os dados recolhidos e técnica utilizada para esse fim, assim como as variáveis que se pretendiam medir e analisar.

### 3.1. Estatística básica

Uma vez que os cálculos a realizar têm o intuito de, posteriormente, avaliar o padrão de marcha e verificar possíveis alterações, é necessário proceder ao cálculo do desvio padrão (ST). Este dado mede a dispersão estatística, indicando quão distantes os valores dos quais se extraiu a média se encontram da própria média. Define-se como a raiz quadrada da variância.

$$m\acute{e}dia = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \chi_i \quad (3.1)$$

$$ST = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (\chi_i - m\acute{e}dia)^2} \quad (3.2)$$

### 3.2. Método de aquisição de dados

Como já revimos, captura de movimento refere-se à gravação de movimento por uma série de câmaras de vídeo de forma a reproduzir este mesmo movimento em ambiente digital. Esta reprodução tridimensional tem as seguintes vantagens:

- Avaliação médica de distúrbios no movimento;
- Compreensão de técnicas desportivas;
- Produção de personagens de animação realistas para cinema, videojogos, etc.;
- Incorporar movimento em ambientes virtuais com aplicação em projetos de engenharia.

Análise de marcha quantitativa utilizando sistemas tridimensionais de análise de movimento tem-se tornado uma prática comum em vários laboratórios de pesquisa. Fiabilidade é de extrema importância, particularmente quando feitas decisões clínicas. Para que os resultados de qualquer análise de movimento sejam válidos e amplamente aceites, é necessária uma verificação da fiabilidade e erros associado ao procedimento de medida.

Os sujeitos selecionados não sofriam de qualquer lesão que perturbe a marcha. Participaram, assim, neste estudo, apenas sujeitos saudáveis.

Recorreu-se a um sistema óptico de captura de movimento, o Vicon da OMG plc, e a uma passareira para construir uma base de dados de movimentos de marcha. Esta base de dados consiste em coordenadas de diversos pontos de referência dos vários segmentos do corpo. Esta informação será, posteriormente, utilizada no cálculo dos parâmetros espaço-temporais de interesse para o estudo em questão. O sistema de captura de movimento Vicon inclui *hardware* e *software* que permite o controlo e análise completa da captura do movimento [76].

Existem diversos protocolos de colocação de marcadores. Entre eles, o protocolo de Helen Hayes é a base do protocolo de marcha plug-in, tendo sido adotado em programas de *software* comercial como o Vicon. Neste protocolo, os marcadores são aplicados em pontos de referência ósseos no corpo do sujeito para estabelecer sistemas de coordenadas em vários segmentos. Estes pontos encontram-se ilustrados na Figura 3.1.

### **3.2.1. Protocolo**

#### **3.2.1.1. Pré-aquisição**

Preparação e verificação do vestiário

- Aquecedor (ligar meia hora antes)
- Caixote do lixo
- Velcro (cortado)
- 39 Marcadores do VICON
- Balança
- Antropómetro (preparado para alturas)
- Fita métrica
- Robe
- Meias
- Capa traje (chão)

### Sistema VICON

- Dongle (dispositivo externo ligado a um computador, utilizado para autorizar o funcionamento do Vicon, a fim de evitar o uso de cópias não autorizadas do *software*; utiliza-se uma conexão USB, no formato de uma pendrive)
- Calibração do sistema e gravação da aquisição
- Preparação do sujeito
- Walkmeter
- Preparação do ficheiro de aquisição – separador 1 (correspondência de nomenclatura com VICON: trial by trial)
- Verificar Motion Capture Sheet
- Verificar cinto

### Espaço

- Verificação da limpeza da alcatifa
- Colocação das caixas indicadoras de início e fim de trajetória (colocação de marcador)

### Outros

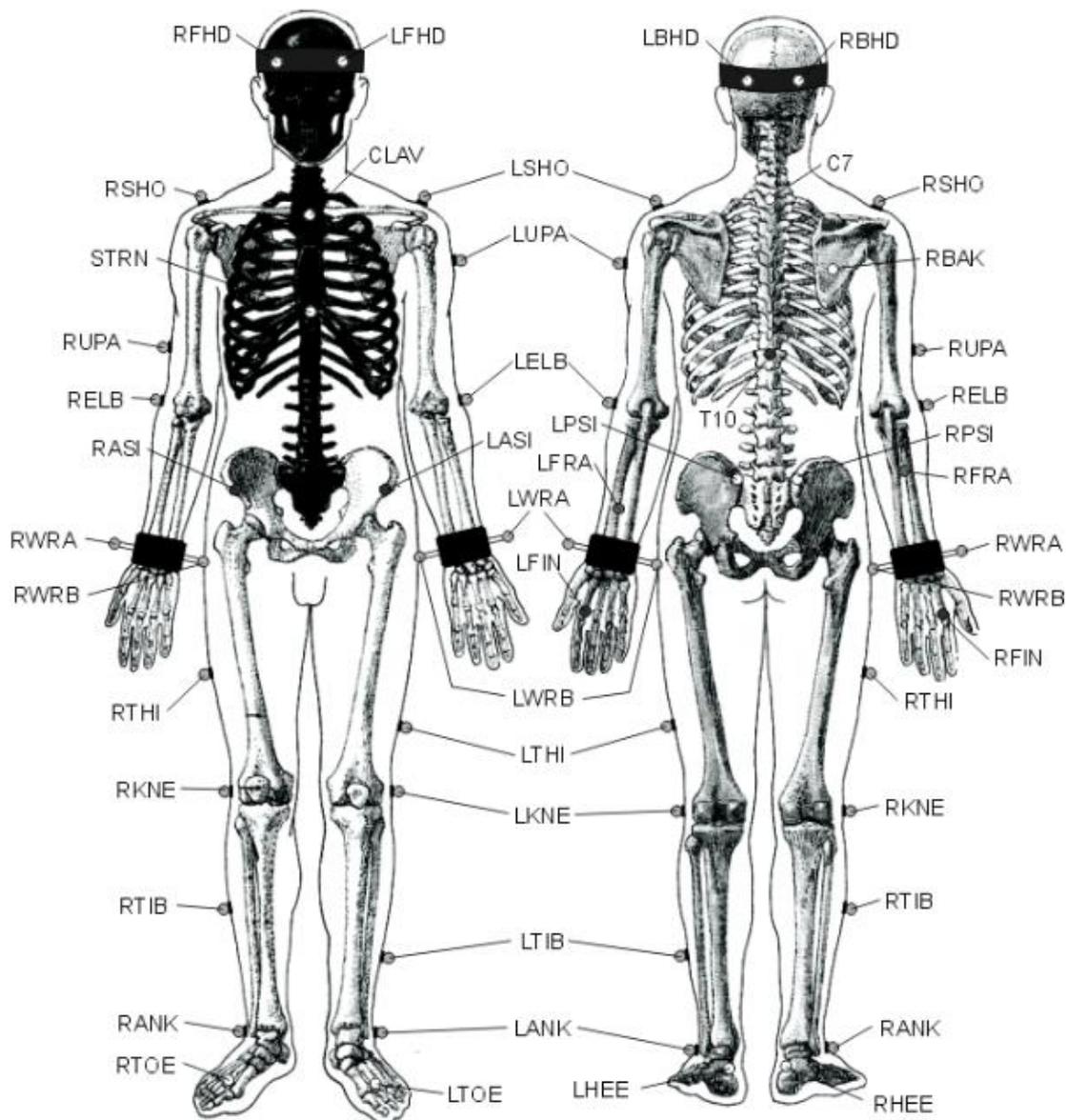
- Colocar folhas de experiência a decorrer
- Verificar folha de consentimento informado

#### **3.2.1.2. Aquisição**

### Preparação do sujeito

- Contextualizar sujeito e explicar explicitamente objetivos da experiência (possibilidade de desistência, de consulta de dados, de possibilidade de novo contato, de seguimento dos trabalhos)
- Assinar folha de consentimento, garantindo conhecimento
- Preenchimento da base de dados (dados demográficos)
- Medidas antropométricas (balança, fita, antropómetro)
- Meias
- Colocação do velcro
- Colocação dos 39 marcadores
  - Protocolo de colocação de marcadores

De acordo com este protocolo os marcadores são colocados nos pontos estratégicos definidos nas tabelas seguintes. Nas tabelas em que são referidos apenas os marcadores esquerdos, o posicionamento para o lado direito é idêntico ao indicado para o lado esquerdo.



**Figura 3.1 – Colocação de marcadores segundo o protocolo Plug-in-Gait.**

**Tabela 3.1 – Marcadores da cabeça**

LFHD	Left Front Head	Localizado, aproximadamente, sobre a têmpora esquerda
RFHD	Right Front Head	Localizado, aproximadamente, sobre a têmpora direita
LBHD	Left Back Head	Colocado na parte de trás da cabeça, num plano horizontal dos marcadores dianteiros da cabeça
RBHD	Right Back Head	Colocado na parte de trás da cabeça, num plano horizontal dos

marcadores dianteiros da cabeça

Os marcadores sobre as têmporas definem a origem e a escala da cabeça. Os marcadores traseiros definem a sua orientação.

**Tabela 3.2 – Marcadores do tronco**

C7	7 <sup>th</sup> Cervical vertebrae	Processo espinhoso da 7 <sup>a</sup> vértebra cervical
T10	10 <sup>th</sup> Thoracic vertebrae	Processo espinhoso da 10 <sup>a</sup> vértebra torácica
CLAV	Clavicle	Entalhe jugular onde a clavícula encontra o esterno
STRN	Sternum	Processo xifoide do esterno
RBACK	Right back	Colocado no meio da escápula direita. Este marcador não tem marcador simétrico no lado esquerdo. Esta assimetria ajuda na rotina de auto-etiquetagem a distinguir o lado esquerdo do lado direito do sujeito.

C7, T10, CLAV, STRN definem um plano, logo o seu posicionamento lateral é mais importante.

**Tabela 3.3 – Marcadores do membro superior**

LSHO	Left shoulder	Colocado na articulação acromioclavicular
LUPA	Left upper arm	Colocado no antebraço entre o cotovelo e o ombro. Deve ser colocado assimetricamente ao RUPA
LELB	Left elbow	Colocado no epicôndilo lateral, próximo do eixo da articulação do cotovelo
LFRA	Left forearm	Colocado no braço entre o pulso e o cotovelo. Deve ser colocado assimetricamente ao RFRA
LWRA	Left wrist marker A	Pulso esquerdo do lado do polegar
LWRB	Left wrist marker B	Pulso esquerdo do lado do mindinho
LFIN	Left fingers	Colocado no dorso da mão logo abaixo da cabeça do segundo metatarso

Os marcadores do pulso são colocados na ponta de uma barra ligada simetricamente na parte posterior do pulso, tão próximo ao centro da articulação do pulso quanto possível.

**Tabela 3.4 – Marcadores da pélvis**

LASI	Left ASIS	Colocado diretamente sobre a espinha ilíaca anterior superior esquerda
RASI	Right ASIS	Colocado diretamente sobre a espinha ilíaca anterior superior direita

LPSI	Left PSIS	Colocado diretamente sobre a espinha íliaca posterior superior esquerda
RPSI	Right PSIS	Colocado diretamente sobre a espinha íliaca posterior superior direita
SACR	Sacral wand marker	Colocada na pele a meio das espinhas íliacas posterior e anterior (PSIS). Uma alternativa a LPSI e RPSI.

Os marcadores referidos na Tabela 3.4 devem ser colocados a meio da ASIS (Anterior Superior Iliac Spines – espinha íliaca anterior superior) de forma que o marcador esteja na posição correta devido à curvatura do abdómen. Em certos sujeitos, especialmente os obesos, os marcadores não podem ser colocados exatamente anteriormente ao ASIS ou são invisíveis nesta posição para as câmaras. Nestes casos, deve mover-se cada marcador lateralmente a mesma distância, ao longo do eixo ASIS-ASIS. A verdadeira distância inter-ASIS deve ser então gravada e introduzida no formulário dos parâmetros do sujeito. Estes marcadores, em conjunto com o marcador sacral ou os marcadores LPSI e RPSI, definem os eixos pélvicos.

**Tabela 3.5 – Marcadores da perna**

LKNE	Left KNEE	Colocado no epicôndilo lateral do joelho esquerdo
LTHI	Left thigh	Colocado no terço inferior lateral da superfície da coxa, logo abaixo da altura da mão, embora esta altura não seja crítica.
LANK	Left ankle	Colocado no maléolo lateral ao longo de uma linha imaginária que atravessa o eixo transmaleolar
LTIB	Left tibial wand marker	De forma semelhante aos marcadores da coxa, estes são colocados sobre o terço inferior da tíbia para determinar o alinhamento do eixo de flexão do tornozelo

**Tabela 3.6 – Marcadores do pé**

LTOE	Left Toe	Colocado sobre a cabeça do segundo metatarso
LHEE	Left heel	Colocado no calcâneo, à mesma altura acima da superfície plantar do pé que o marcador do dedo

- Cinto
- Equipa
- 1 Pessoa VICON
- 1 Pessoa Walkmeter

- 1 Pessoa para sujeito (recolha do fio de pesca)
- Instruções
- “Caminhe normalmente”
- (escalamente de acordo)
- Instruções dadas por experimentador de walkmeter

### **3.2.1.3. Pós-aquisição**

#### Sujeito

- Retirar marcadores
- Limpar cola (álcool)
- Lanche
- Agradecimento

#### Verificações

- Marcadores
- Meias
- Destruir velcro

#### Dados

- Criar pasta com dados do walkmeter (código do sujeito)
- Cópias de segurança (dados aquisição VICON, dados calibração VICON, dados walkmeter, base de dados)
- Arquivar e digitalizar consentimentos

O objetivo deste trabalho é o estudo da cinemática do movimento, como são os movimentos articulares e os parâmetros espaço-temporais do ciclo de marcha. Assim, a única informação requerida são os dados visuais obtidos através dos marcadores colocados no sujeito.

No decorrer desta dissertação, um dos problemas levantados é a identificação de determinados parâmetros espaço-temporais, nomeadamente a frequência e período do ciclo de marcha, a fim de verificar a estabilidade da marcha humana quando sujeita a diferentes estímulos.

Os dados recolhidos pelo sistema de captura são coordenadas espaciais de diferentes pontos do corpo humano. Os cálculos pretendidos requerem apenas a informação respeitante aos pés, pois os eventos que os incluem são os que determinam as diferentes fases do ciclo de marcha. Uma

vez que são colocados três marcadores nos pés, dois nos dedos, dois nos tornozelos e os dois restantes nos calcanhares direito e esquerdo como se pode observar na Figura 3.2.



**Figura 3.2 – Localização dos marcadores no pé (adaptado de [77]).**

### **3.3. Solução computacional**

O algoritmo desenvolvido foi implementado no programa Matlab. Matlab é um ambiente interativo que permite desempenhar tarefas computacionais de forma mais célere do que a permitida por linguagens de programação tradicionais como C, C++ e Fortran. Este *software* pode ser utilizado no processamento de sinais e imagens, análise financeira, biologia computacional, entre outras aplicações.

A solução proposta permite detetar os eventos do ciclo de marcha a partir de coordenadas 3D obtidas através do sistema de captura de movimento Vicon. Como revisto anteriormente, conhecidos e detetados os principais eventos de um ciclo de marcha é possível delimitar as diferentes fases de um ciclo e proceder à estimação dos parâmetros desejados neste estudo. Para isto foi utilizado o método da transformada de Fourier. Como sabemos, a transformada de Fourier leva uma função no domínio do tempo para o domínio da frequência, no qual podemos analisar as frequências mais importantes (de maior amplitude) de uma função. O algoritmo básico é:

$n = [\text{tamanho da amostra}];$

$x = \text{sinal a analisar};$

$X = |\text{fft}(x)|;$

Uma vez que não nos interessa a distinção entre números reais e componentes imaginários, utilizam-se os valores absolutos apenas de modo a encontrar a magnitude da transformada.

A escala da frequência inicia em 0 e alonga-se até N-1 para uma FFT de N pontos.

$F = f_s/N;$

corresponde à resolução no domínio da frequência.

Procedendo-se à estimação do ponto máximo da transformada:

$[\text{Max } i] = \text{Max } (X)$

A frequência será:

$$f = F(i);$$

Inicialmente foram testados diferentes sinais seno para avaliar a validade das frequências calculadas pelo método desenvolvido pois permitem uma análise mais perceptível dos dados extraídos. Realizados estes testes iniciais procedeu-se à análise dos sinais anteriores aos quais era alterada individualmente a frequência, fase e *offset*, procedendo-se por fim à alteração dos parâmetros referidos em simultâneo. Esta alteração era introduzida no meio do sinal a fim de verificar a capacidade do algoritmo de detetar alterações no sinal testado.

No caso de sinais reais, não é esperado que da análise do sinal resultem valores idênticos ao longo de toda a amostra, pois, uma vez que se trata de uma atividade humana, está sujeita a variações. Para detetar alterações que possam ocorrer durante o ensaio, decorrentes de estímulos aplicados ao sujeito, esta análise deverá ser feita para intervalos de tempo seleccionados. Neste caso o intervalo foi seleccionado por orientação da equipa do Centro de Computação Gráfico, a qual sugeriu o valor de 5 segundos. Desta forma, será possível verificar se há alterações na marcha dos sujeitos e, no caso de haver, em que momento ocorrem.

São apresentados gráficos dos sinais planeados no momento em que ocorre a alteração ao sinal e as respetivas alterações de frequência.

Como revisto no capítulo 3, o comprimento de passo e a largura de passada correspondem à distância que separa os dois pés, nos eixos  $ox$  e  $oy$ , respetivamente. Assim, o algoritmo desenvolvido aplica as seguintes equações para a estimação destes parâmetros espaciais:

$$\text{comprimento de passo} = \text{MAX}(|x_{LA} - x_{RA}|) \quad (3.3)$$

$$\text{comprimento de passada} = 2 \times \text{comprimento de passo} \quad (3.4)$$

$$\text{largura de passada} = |y_{LA} - y_{RA}| \quad (3.5)$$

onde:

$x_{LA}$  – Coordenada  $x$  relativa ao tornozelo esquerdo;

$x_{RA}$  – Coordenada  $x$  relativa ao tornozelo direito;

$y_{LA}$  – Coordenada  $y$  relativa ao tornozelo esquerdo;

$y_{RA}$  – Coordenada  $y$  relativa ao tornozelo direito;

Estes cálculos serão realizados para toda a amostra, sendo armazenados, por exemplo, todos os valores máximos de distância entre os dois pés, correspondentes à distância em que ambos os pés tocam o solo, ou seja, todos os valores de comprimento de passo decorridos na amostra.

Desta forma, poderão ser avaliadas possíveis alterações nestes valores durante a marcha, procedendo-se também à estimação dos valores médios das métricas supracitadas.

Na Figura 2.10, observa-se que a largura de passada é representada como a distância que separa os dois pés, no eixo  $oy$ , quando estes se encontram em contato com o solo. Esta medida não é avaliada em qualquer instante, pois, como se observa na Figura 3.16, estes dados não são tão constantes como os mesmos para o eixo  $ox$ . É, portanto, armazenado o instante para o qual é estimado o comprimento de passo, ou seja, o instante em que ambos os pés tocam o solo. Desta forma, a largura de passada será calculada apenas para esse instante, sendo o cálculo desta variável ignorado para as restantes fases do ciclo de marcha.

### 3.3.1. Validação

De seguida são apresentados os resultados de diversos testes realizados a fim de validar o algoritmo em questão. Para uma análise mais fácil, são utilizados sinais seno:

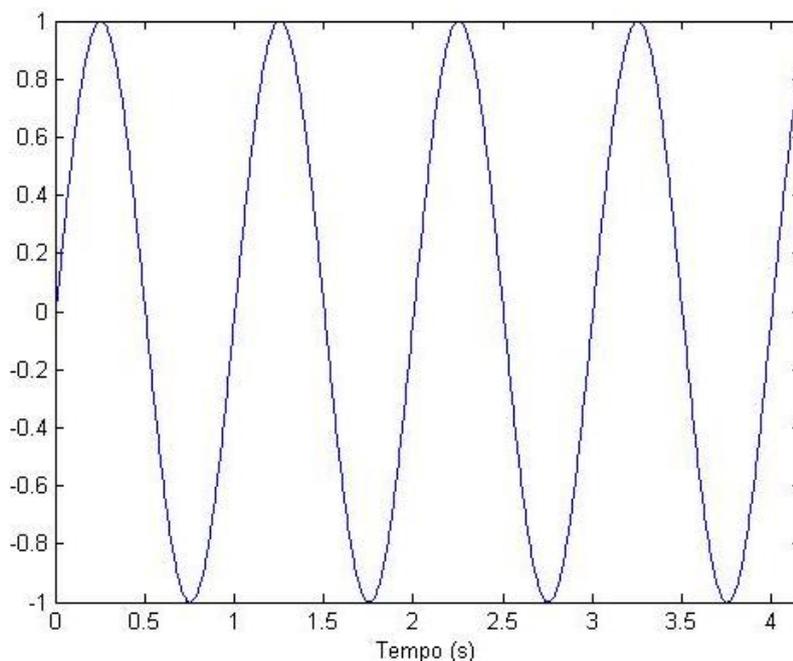
$$A \sin(\omega t + \varphi) \quad (3.6)$$

Em que  $A$  é a amplitude do sinal,  $\omega$  a frequência angular e  $\varphi$  a fase. A relação entre estes e outros termos encontram-se nas equações seguintes.

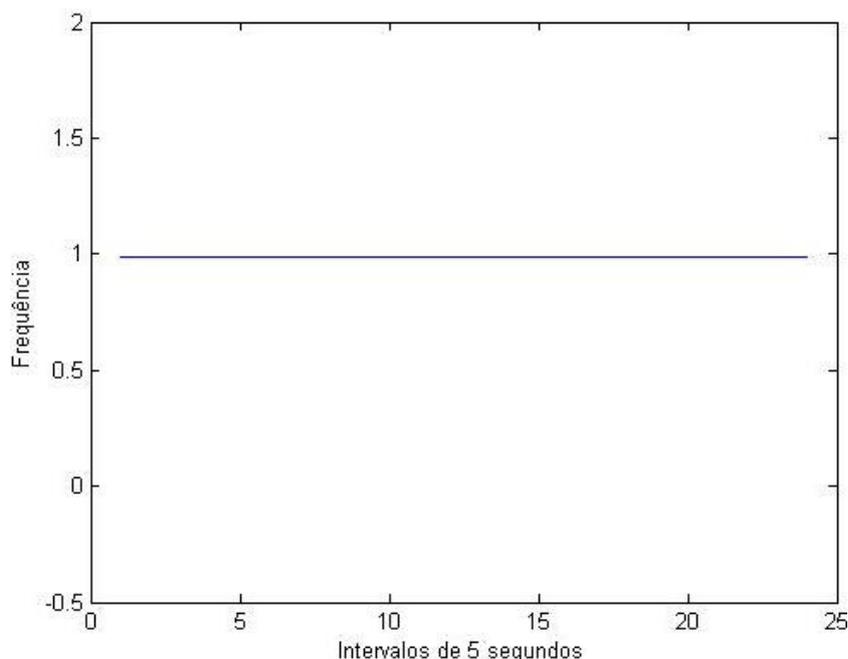
$$\omega = 2\pi f \quad (3.7)$$

$$P = \frac{1}{f} \quad (3.8)$$

Para o sinal  $\sin(2\pi t)$ , a frequência será então 1 Hz. Pode observar-se abaixo uma fração do sinal mencionado e a frequência estimada para intervalos de 5 segundos.



**Figura 3.3 – Sinal obtido para a função  $\sin(2\pi t)$ .**



**Figura 3.4 – Variação da frequência.**

A observação do gráfico apresentado na Figura 3.4 permite verificar que a solução apresentada foi capaz de estimar corretamente a frequência do sinal simulado. Não ocorre qualquer desvio na frequência calculada, como seria de esperar para um sinal seno ao qual não tenha sido induzida qualquer alteração, como é o presente caso. Os ensaios realizados para sinais deste tipo, isto é, para sinais constantes sem alteração de fase e *offset*, forneceram um resultado semelhante ao aqui apresentado. O algoritmo foi capaz de detetar corretamente a frequência, obtendo-se resultados satisfatórios.

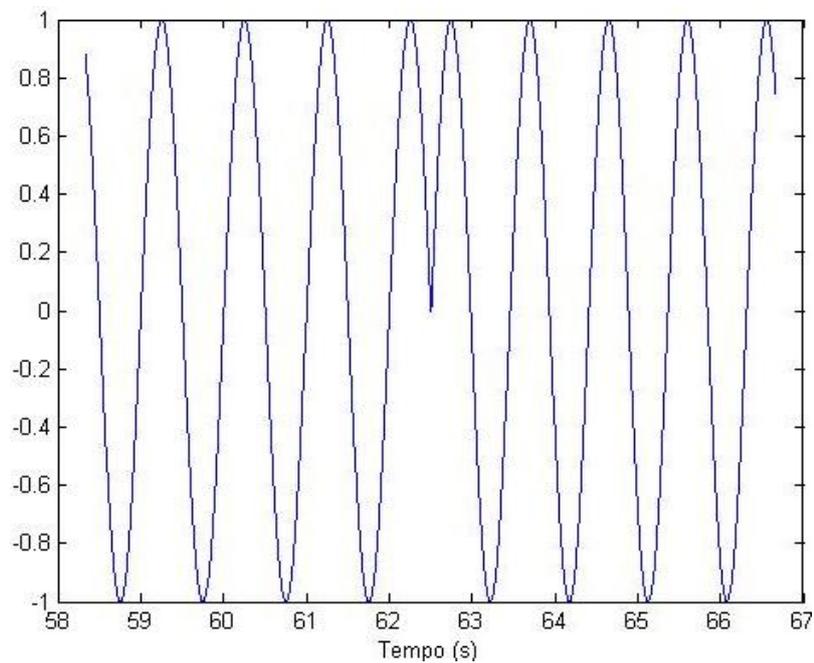
**Tabela 3.7 – Frequência obtida pelo algoritmo desenvolvido para sinais seno com diferentes frequências**

Tempo (s)	Frequência $\sin(2\pi t)$	Frequência $\sin(2.1\pi t)$	Frequência $\sin(2.2\pi t)$
0-5	0,9888	1,0437	1,0986
5-10	0,9888	1,0437	1,0986
10-15	0,9888	1,0437	1,0986
15-20	0,9888	1,0437	1,0986
20-25	0,9888	1,0437	1,0986
25-30	0,9888	1,0437	1,0986
30-35	0,9888	1,0437	1,0986
35-40	0,9888	1,0437	1,0986
40-45	0,9888	1,0437	1,0986
45-50	0,9888	1,0437	1,0986
50-55	0,9888	1,0437	1,0986

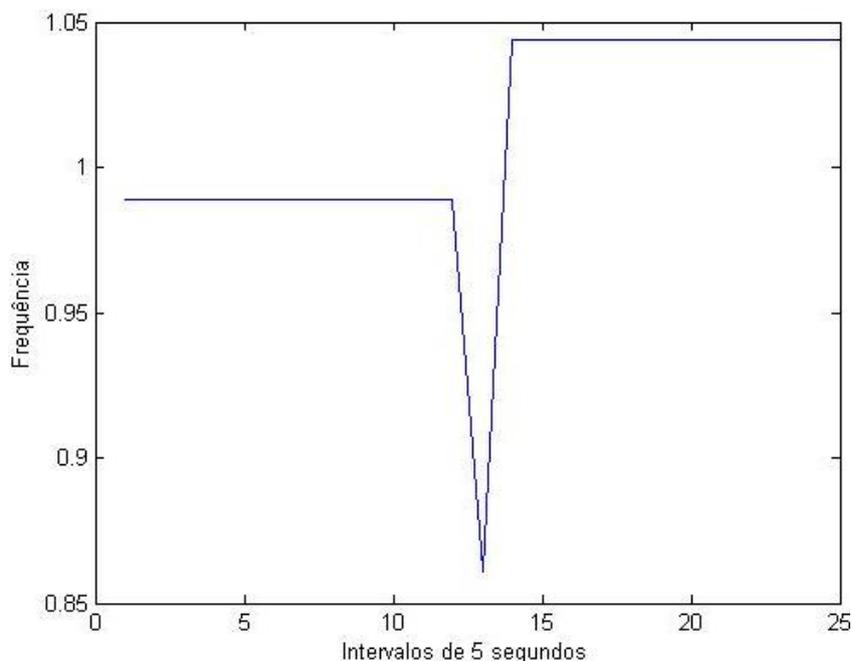
55-60	0,9888	1,0437	1,0986
60-65	0,9888	1,0437	1,0986

De seguida verificou-se a influência de uma alteração da frequência, fase, *offset* e amplitude na eficácia da solução apresentada. Simularam-se deste modo sinais seno aos quais era introduzida uma destas alterações a cerca de meio da amostra. Estes testes permitiram, verificar a robustez do algoritmo a alterações ocorridas no sinal.

### 3.3.1.1. Sinais seno com alteração da frequência



**Figura 3.5 – Momento em que os sinais  $\sin(2\pi t)$  e  $\sin(2.1\pi t)$  são reunidos.**



**Figura 3.6 – Variação da frequência para sinal seno com alteração de frequência.**

Como se pode verificar através da observação da Figura 3.6, o algoritmo desenvolvido identificou a alteração induzida ao sinal. O corte verificado entre as duas frequências obtidas deve-se à junção de ambos os sinais, a qual, como se observa na Figura 3.5, não permite uma continuação suave nesse instante. De qualquer forma, o algoritmo estimou corretamente a frequência do sinal.

**Tabela 3.8 - Frequência obtida para sinais seno aos quais é introduzida uma alteração de frequência**

Tempo (s)	Sinal	$f$	Sinal	$f$	Sinal	$f$
0-5	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437
5-10	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437
10-15	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437
15-20	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437
20-25	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437
25-30	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437
30-35	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437
35-40	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437
40-45	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437
45-50	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437
50-55	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437
55-60	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437
60-65	$\sin(2.1\pi t)$	0,8606	$\sin(2.2\pi t)$	1,1902	$\sin(2.3\pi t)$	1,2085
65-70	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.2\pi t)$	1,0986	$\sin(2.3\pi t)$	1,1536

70-75	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.2\pi t)$	1,0986	$\sin(2.3\pi t)$	1,1536
75-80	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.2\pi t)$	1,0986	$\sin(2.3\pi t)$	1,1536
80-85	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.2\pi t)$	1,0986	$\sin(2.3\pi t)$	1,1536
85-90	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.2\pi t)$	1,0986	$\sin(2.3\pi t)$	1,1536
90-95	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.2\pi t)$	1,0986	$\sin(2.3\pi t)$	1,1536
95-100	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.2\pi t)$	1,0986	$\sin(2.3\pi t)$	1,1536
100-105	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.2\pi t)$	1,0986	$\sin(2.3\pi t)$	1,1536
105-110	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.2\pi t)$	1,0986	$\sin(2.3\pi t)$	1,1536
110-115	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.2\pi t)$	1,0986	$\sin(2.3\pi t)$	1,1536
115-120	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.2\pi t)$	1,0986	$\sin(2.3\pi t)$	1,1536
120-125	$\sin(2.1\pi t)$	1,0437	$\sin(2.2\pi t)$	1,0986	$\sin(2.3\pi t)$	1,1536

Pela observação da Tabela 3.8 Tabela 2.1 verifica-se que o valor de frequência obtida aproxima-se do esperado para os três testes, obtendo-se os valores já obtidos nas provas anteriores. Verifica-se assim que o algoritmo foi capaz de detetar uma alteração de frequência. Apesar disto, nota-se um único valor diferente, correspondente ao intervalo em que ocorre a alteração. Este intervalo encontra-se assinalado na tabela através de um sombreado azul.

### 3.3.1.2. Sinais seno com alteração de fase

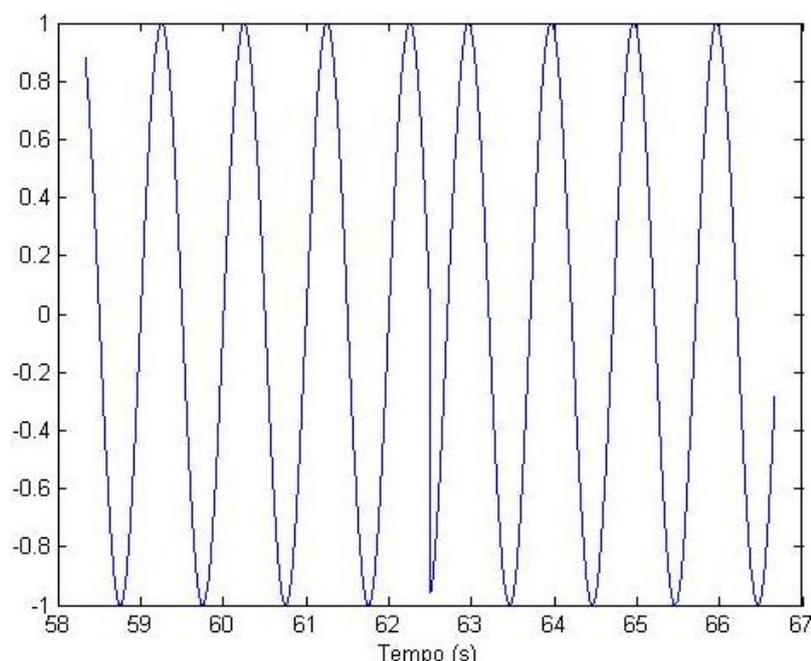
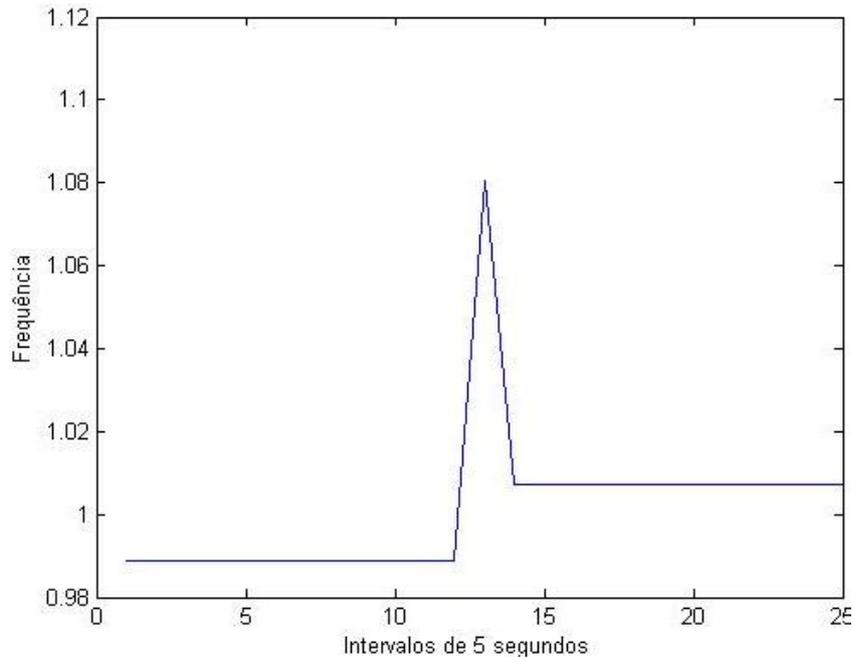


Figura 3.7 – Momento em que os sinais  $\sin(2\pi t)$  e  $\sin(2\pi t + 5)$  são reunidos.



**Figura 3.8 – Variação da frequência para sinal seno com alteração de fase.**

A Figura 3.8 apresenta uma ligeira alteração na frequência do sinal. No entanto, esta alteração não é significativa: a frequência esperada seria de 1 Hz. A frequência obtida para a primeira porção do sinal é de 0.9888 Hz e na segunda de 1.0071 Hz. Apesar de, teoricamente, a fase não influenciar a frequência do sinal, esta diferença não é relevante pelo que consideramos o sinal válido também para um mesmo sinal ao qual é introduzida uma alteração de fase.

**Tabela 3.9 – Frequência obtida para sinais seno aos quais é introduzida uma alteração de fase**

Tempo (s)	Sinal	$f$	Sinal	$f$	Sinal	$f$
0-5	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
5-10	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
10-15	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
15-20	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
20-25	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
25-30	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
30-35	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
35-40	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
40-45	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
45-50	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
50-55	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
55-60	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
60-65	$\sin(2\pi t + 5)$	1,0803	$\sin(2\pi t + 3)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t + 3)$	1,0071

65-70	$\sin(2\pi t + 5)$	1,0071	$\sin(2\pi t + 3)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t + 3)$	1,0437
70-75	$\sin(2\pi t + 5)$	1,0071	$\sin(2\pi t + 3)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t + 3)$	1,0437
75-80	$\sin(2\pi t + 5)$	1,0071	$\sin(2\pi t + 3)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t + 3)$	1,0437
80-85	$\sin(2\pi t + 5)$	1,0071	$\sin(2\pi t + 3)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t + 3)$	1,0437
85-90	$\sin(2\pi t + 5)$	1,0071	$\sin(2\pi t + 3)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t + 3)$	1,0437
90-95	$\sin(2\pi t + 5)$	1,0071	$\sin(2\pi t + 3)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t + 3)$	1,0437
95-100	$\sin(2\pi t + 5)$	1,0071	$\sin(2\pi t + 3)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t + 3)$	1,0437
100-105	$\sin(2\pi t + 5)$	1,0071	$\sin(2\pi t + 3)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t + 3)$	1,0437
105-110	$\sin(2\pi t + 5)$	1,0071	$\sin(2\pi t + 3)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t + 3)$	1,0437
110-115	$\sin(2\pi t + 5)$	1,0071	$\sin(2\pi t + 3)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t + 3)$	1,0437
115-120	$\sin(2\pi t + 5)$	1,0071	$\sin(2\pi t + 3)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t + 3)$	1,0437
120-125	$\sin(2\pi t + 5)$	1,0071	$\sin(2\pi t + 3)$	0,9888	$\sin(2.1\pi t + 3)$	1,0437

Os resultados obtidos (Tabela 3.9) demonstram que, para esta alteração, o algoritmo funciona corretamente não sendo afetado pela fase do sinal. A linha sombreada a azul corresponde ao intervalo em que é introduzida a alteração ao sinal, verificando-se valores diferentes para o mesmo. Este valor justifica-se com a segmentação do sinal, o que não ocorre em sinais reais pelo que este erro não é significativo. Verifica-se ainda, para o primeiro teste, como já referido, uma pequena variação inesperada da frequência.

### 3.3.1.3. Sinais seno com alteração de offset

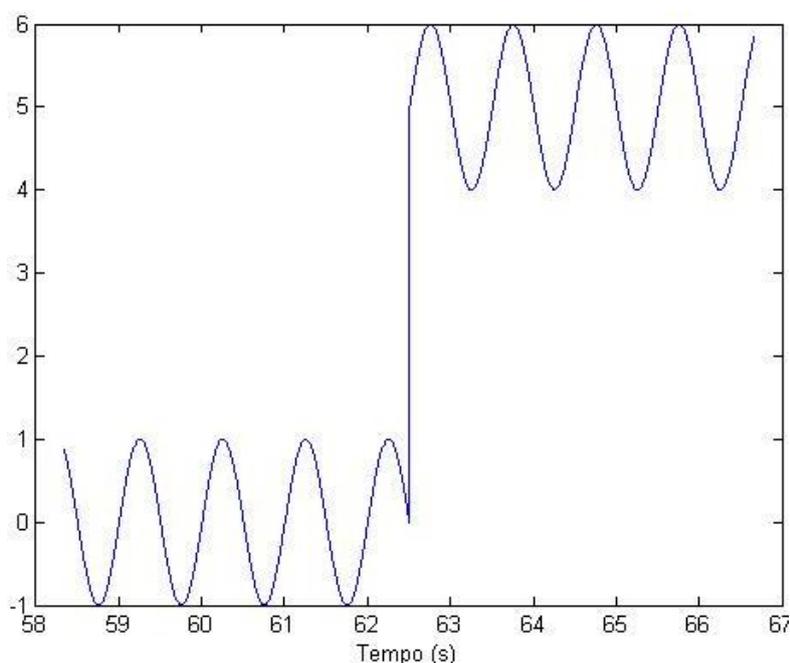
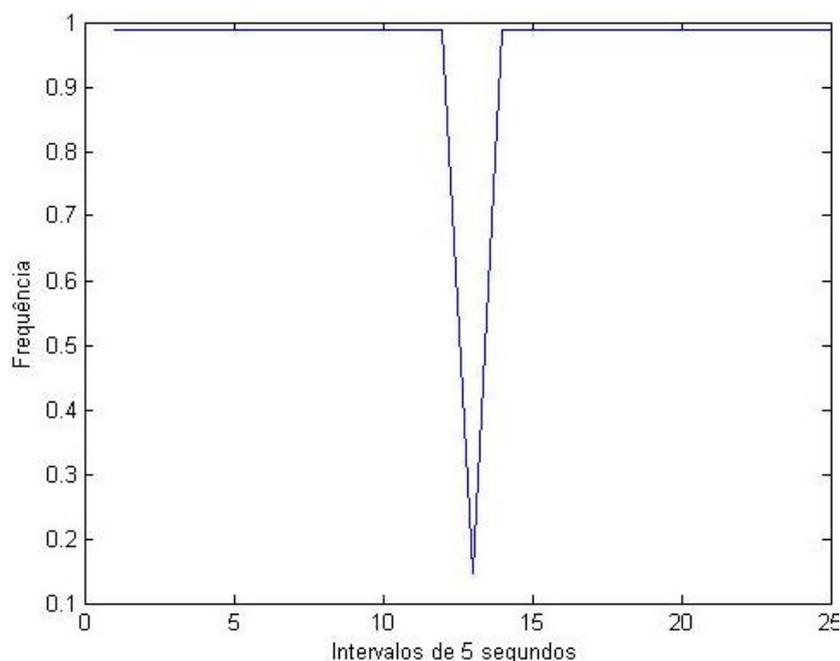


Figura 3.9 – Momento em que os sinais  $\sin(2\pi t)$  e  $\sin(2\pi t) + 5$  são reunidos.



**Figura 3.10 – Variação da frequência para sinal com alteração do offset.**

Mais uma vez, como se verificou nos resultados obtidos para os sinais em que era introduzida uma alteração de fase, também para sinais com diferentes *offsets* se obtêm os resultados obtidos para os sinais com a mesma frequência e sem *offset*.

**Tabela 3.10 – Frequência obtida para sinais seno aos quais é introduzida uma alteração de offset**

Tempo (s)	Sinal	$f$	Sinal	$f$	Sinal	$f$
0-5	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
5-10	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
10-15	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
15-20	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
20-25	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
25-30	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
30-35	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
35-40	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
40-45	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
45-50	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
50-55	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
55-60	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	0,9888
60-65	$\sin(2\pi t) + 5$	1,1465	$\sin(2\pi t) + 3$	1,1465	$\sin(2.1\pi t) + 3$	1,1465
65-70	$\sin(2\pi t) + 5$	0,9888	$\sin(2\pi t) + 3$	0,9888	$\sin(2.1\pi t) + 3$	1,0437

70-75	$\sin(2\pi t) + 5$	0,9888	$\sin(2\pi t) + 3$	0,9888	$\sin(2.1\pi t) + 3$	1,0437
75-80	$\sin(2\pi t) + 5$	0,9888	$\sin(2\pi t) + 3$	0,9888	$\sin(2.1\pi t) + 3$	1,0437
80-85	$\sin(2\pi t) + 5$	0,9888	$\sin(2\pi t) + 3$	0,9888	$\sin(2.1\pi t) + 3$	1,0437
85-90	$\sin(2\pi t) + 5$	0,9888	$\sin(2\pi t) + 3$	0,9888	$\sin(2.1\pi t) + 3$	1,0437
90-95	$\sin(2\pi t) + 5$	0,9888	$\sin(2\pi t) + 3$	0,9888	$\sin(2.1\pi t) + 3$	1,0437
95-100	$\sin(2\pi t) + 5$	0,9888	$\sin(2\pi t) + 3$	0,9888	$\sin(2.1\pi t) + 3$	1,0437
100-105	$\sin(2\pi t) + 5$	0,9888	$\sin(2\pi t) + 3$	0,9888	$\sin(2.1\pi t) + 3$	1,0437
105-110	$\sin(2\pi t) + 5$	0,9888	$\sin(2\pi t) + 3$	0,9888	$\sin(2.1\pi t) + 3$	1,0437
110-115	$\sin(2\pi t) + 5$	0,9888	$\sin(2\pi t) + 3$	0,9888	$\sin(2.1\pi t) + 3$	1,0437
115-120	$\sin(2\pi t) + 5$	0,9888	$\sin(2\pi t) + 3$	0,9888	$\sin(2.1\pi t) + 3$	1,0437
120-125	$\sin(2\pi t) + 5$	0,9888	$\sin(2\pi t) + 3$	0,9888	$\sin(2.1\pi t) + 3$	1,0437

### 3.3.1.4. Sinais seno com alteração de amplitude

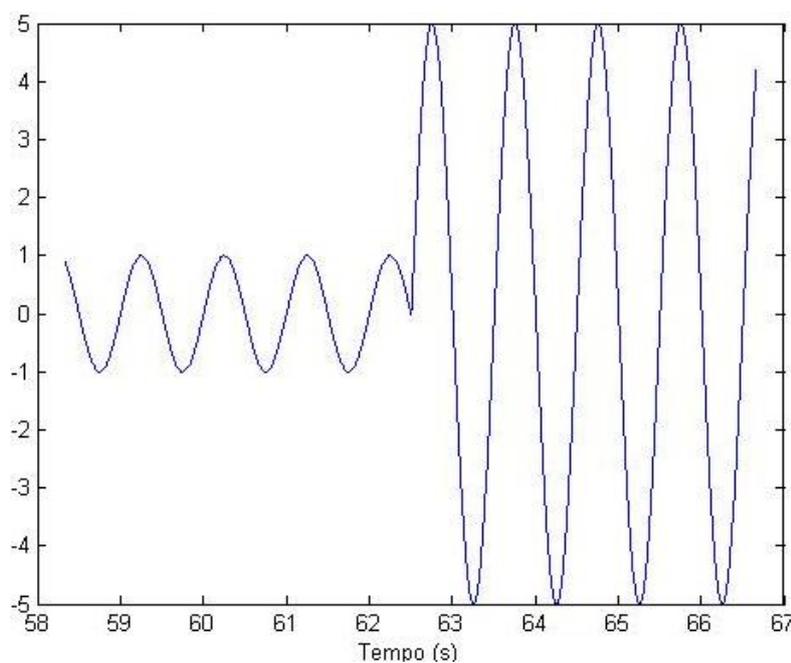
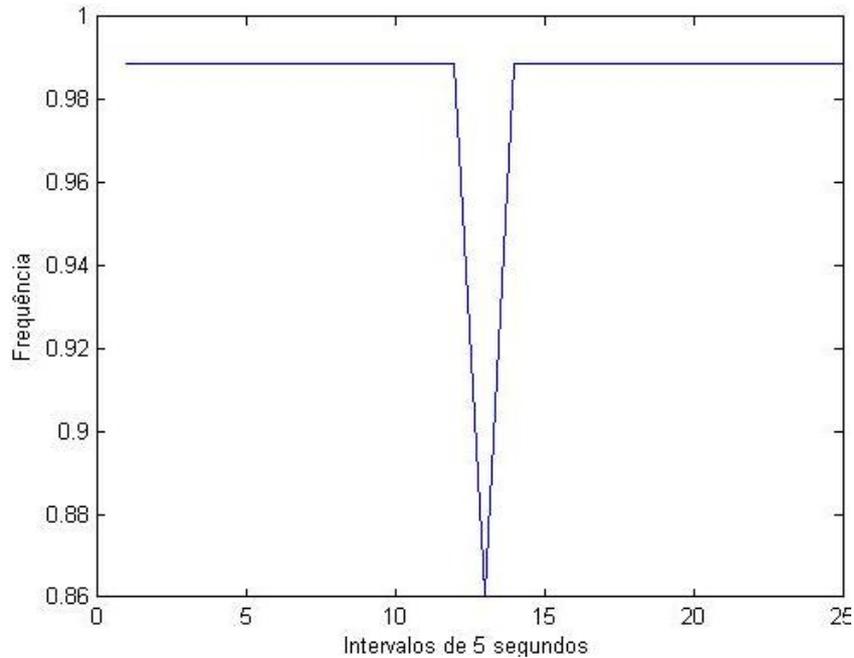


Figura 3.11 – Momento em que os sinais  $\sin(2\pi t)$  e  $5 \times \sin(2\pi t)$  são reunidos.



**Figura 3.12 – Variação da frequência para sinal com alteração da amplitude.**

A análise dos resultados em que é modificada a amplitude do sinal permitem verificar o mesmo que se passou para os casos anteriores em que eram alterados outros parâmetros. Verificou-se que nem a fase, nem o *offset* nem a amplitude influenciam o cálculo da frequência. Assim, os resultados obtidos que não sejam os pretendidos não se devem a diferentes fases, amplitudes ou *offsets* mas apenas e só ao cálculo da frequência pelo algoritmo.

**Tabela 3.11 – Frequência obtida para sinais seno aos quais é introduzida uma alteração de amplitude**

Tempo (s)	Sinal	$f$	Sinal	$f$	Sinal	$f$
0-5	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	1,0254	$\sin(2\pi t)$	1,0254
5-10	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	1,0254	$\sin(2\pi t)$	1,0254
10-15	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	1,0254	$\sin(2\pi t)$	1,0254
15-20	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	1,0254	$\sin(2\pi t)$	1,0254
20-25	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	1,0254	$\sin(2\pi t)$	1,0254
25-30	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	1,0254	$\sin(2\pi t)$	1,0254
30-35	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	1,0254	$\sin(2\pi t)$	1,0254
35-40	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	1,0254	$\sin(2\pi t)$	1,0254
40-45	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	1,0254	$\sin(2\pi t)$	1,0254
45-50	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	1,0254	$\sin(2\pi t)$	1,0254
50-55	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	1,0254	$\sin(2\pi t)$	1,0254
55-60	$\sin(2\pi t)$	0,9888	$\sin(2\pi t)$	1,0254	$\sin(2\pi t)$	1,0254
60-65	$5 \times \sin(2\pi t)$	0,8606	$2 \times \sin(2\pi t)$	1,0254	$2 \times \sin(2.2\pi t)$	1,1719

65-70	$5 \times \sin(2\pi t)$	0,9888	$2 \times \sin(2\pi t)$	1,0254	$2 \times \sin(2.2\pi t)$	1,1719
70-75	$5 \times \sin(2\pi t)$	0,9888	$2 \times \sin(2\pi t)$	1,0254	$2 \times \sin(2.2\pi t)$	1,1719
75-80	$5 \times \sin(2\pi t)$	0,9888	$2 \times \sin(2\pi t)$	1,0254	$2 \times \sin(2.2\pi t)$	1,1719
80-85	$5 \times \sin(2\pi t)$	0,9888	$2 \times \sin(2\pi t)$	1,0254	$2 \times \sin(2.2\pi t)$	1,1719
85-90	$5 \times \sin(2\pi t)$	0,9888	$2 \times \sin(2\pi t)$	1,0254	$2 \times \sin(2.2\pi t)$	1,1719
90-95	$5 \times \sin(2\pi t)$	0,9888	$2 \times \sin(2\pi t)$	1,0254	$2 \times \sin(2.2\pi t)$	1,1719
95-100	$5 \times \sin(2\pi t)$	0,9888	$2 \times \sin(2\pi t)$	1,0254	$2 \times \sin(2.2\pi t)$	1,1719
100-105	$5 \times \sin(2\pi t)$	0,9888	$2 \times \sin(2\pi t)$	1,0254	$2 \times \sin(2.2\pi t)$	1,1719
105-110	$5 \times \sin(2\pi t)$	0,9888	$2 \times \sin(2\pi t)$	1,0254	$2 \times \sin(2.2\pi t)$	1,1719
110-115	$5 \times \sin(2\pi t)$	0,9888	$2 \times \sin(2\pi t)$	1,0254	$2 \times \sin(2.2\pi t)$	1,1719
115-120	$5 \times \sin(2\pi t)$	0,9888	$2 \times \sin(2\pi t)$	1,0254	$2 \times \sin(2.2\pi t)$	1,1719
120-125	$5 \times \sin(2\pi t)$	0,9888	$2 \times \sin(2\pi t)$	1,0254	$2 \times \sin(2.2\pi t)$	1,1719

### 3.3.1.5. Testes de sensibilidade

Estes testes foram realizados para avaliar a sensibilidade do algoritmo, analisando a sua capacidade de detetar pequenos incrementos ao valor da frequência.

**Tabela 3.12 – Frequência obtida para sinais seno com diferentes frequências**

Tempo (s)	Frequência $\sin(2\pi t)$	Frequência $\sin(2.005\pi t)$	Frequência $\sin(2.01\pi t)$	Frequência $\sin(2.015\pi t)$	Frequência $\sin(2.02\pi t)$
0-5	0,9888	0,9888	1,0071	1,0071	1,0071
5-10	0,9888	0,9888	1,0071	1,0071	1,0071
10-15	0,9888	0,9888	1,0071	1,0071	1,0071
15-20	0,9888	0,9888	1,0071	1,0071	1,0071
20-25	0,9888	0,9888	1,0071	1,0071	1,0071
25-30	0,9888	1,0071	1,0071	1,0071	1,0071
30-35	0,9888	1,0071	1,0071	1,0071	1,0071
35-40	0,9888	1,0071	1,0071	1,0071	1,0071
40-45	0,9888	1,0071	1,0071	1,0071	1,0071
45-50	0,9888	1,0071	1,0071	1,0071	1,0071
50-55	0,9888	1,0071	1,0071	1,0071	1,0071
55-60	0,9888	1,0071	1,0071	1,0071	1,0071
60-65	0,9888	1,0071	1,0071	1,0071	1,0071

**Tabela 3.13 – Frequência obtida para sinais seno com diferentes frequências**

Tempo (s)	Frequência $\sin(2.025\pi t)$	Frequência $\sin(2.03\pi t)$	Frequência $\sin(2.035\pi t)$	Frequência $\sin(2.04\pi t)$	Frequência $\sin(2.045\pi t)$
0-5	1,0071	1,0071	1,0071	1,0071	1,0254
5-10	1,0071	1,0071	1,0254	1,0254	1,0254
10-15	1,0071	1,0254	1,0254	1,0254	1,0254
15-20	1,0254	1,0254	1,0254	1,0254	1,0254
20-25	1,0254	1,0254	1,0071	1,0071	1,0254
25-30	1,0071	1,0071	1,0071	1,0071	1,0254
30-35	1,0071	1,0071	1,0071	1,0254	1,0254
35-40	1,0071	1,0071	1,0254	1,0254	1,0254
40-45	1,0071	1,0071	1,0254	1,0254	1,0254
45-50	1,0071	1,0254	1,0254	1,0071	1,0254
50-55	1,0071	1,0254	1,0071	1,0071	1,0254
55-60	1,0254	1,0071	1,0071	1,0254	1,0254
60-65	1,0254	1,0071	1,0071	1,0254	1,0254

### 3.4. Resultados

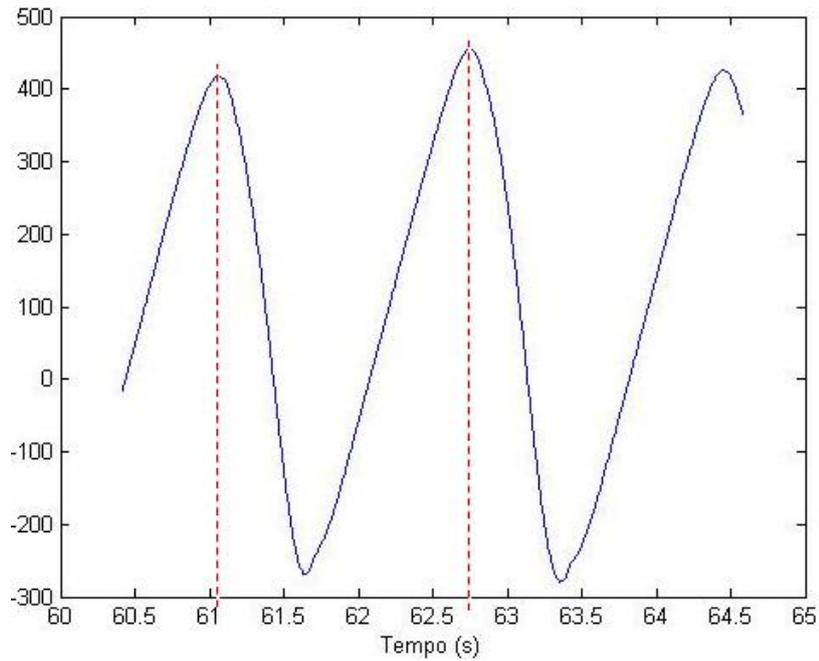
Neste segmento são analisados sinais obtidos experimentalmente através do sistema de captura de movimento Vicon. Estes sinais são relativos a sujeitos caminhando numa passadeira rolante a uma velocidade definida.

A informação recolhida através deste sistema é armazenada em ficheiros *x/s*. nos quais cada coluna representa a coordenada num determinado eixo. Ou seja, são obtidos dados referentes à localização do tornozelo, calcanhar e dedos nos eixos  $ox$ ,  $oy$  e  $oz$ . Para cálculo da frequência utilizaram-se os dados relativos ao tornozelo esquerdo no eixo  $ox$ . Assumiu-se que a frequência obtida para o pé esquerdo seria a mesma que para o pé direito, calculando-se assim a frequência apenas para o pé esquerdo.

São também calculados alguns parâmetros espaciais, como é o comprimento de passo e largura de passada.

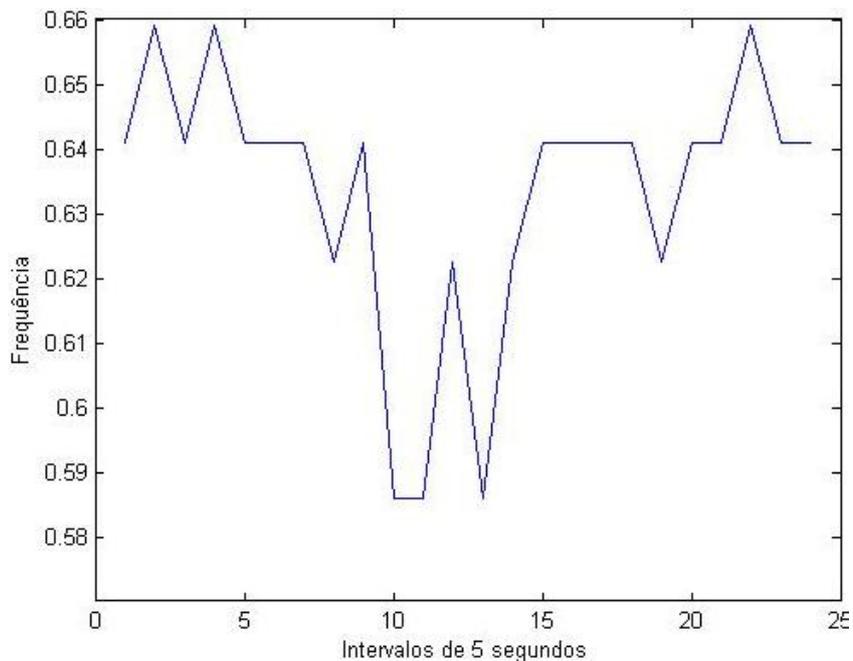
#### 3.4.1. Ficheiro A\_0,8

O gráfico seguinte representa o sinal referido nos 5 segundos posteriores ao primeiro minuto e a respetiva variação de frequência. O intervalo de tempo referido para representação do sinal obtido foi selecionado aleatoriamente.



**Figura 3.13 – Amostra de 5 segundos representante do sinal produzido pelo ficheiro A\_0,8.xls.**

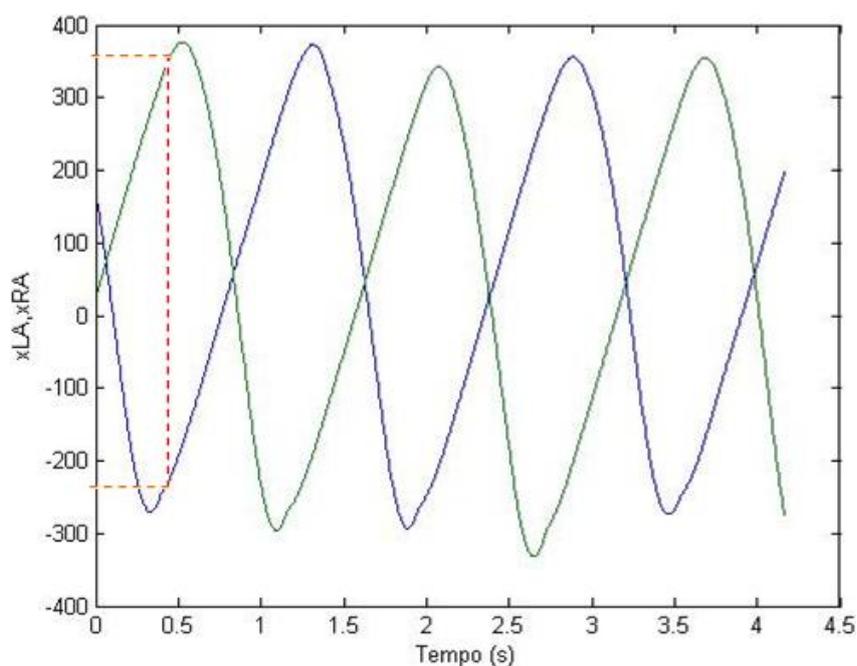
A Figura 3.13 permite, através das linhas a tracejado vermelho, facilmente observar que o período da amostra em questão é aproximadamente 1.75 s. Através da Equação (3.8) retira-se que a frequência será, assim, aproximadamente 0.57 Hz. O intervalo de 5 segundos representado na Figura 3.13 corresponde ao 13º intervalo de 5 segundos. Abaixo, na Figura 3.14, verifica-se que o algoritmo detetou variações temporais no ciclo de marcha e, observando o intervalo mencionado, estimou corretamente a frequência.



**Figura 3.14 – Variação da frequência.**

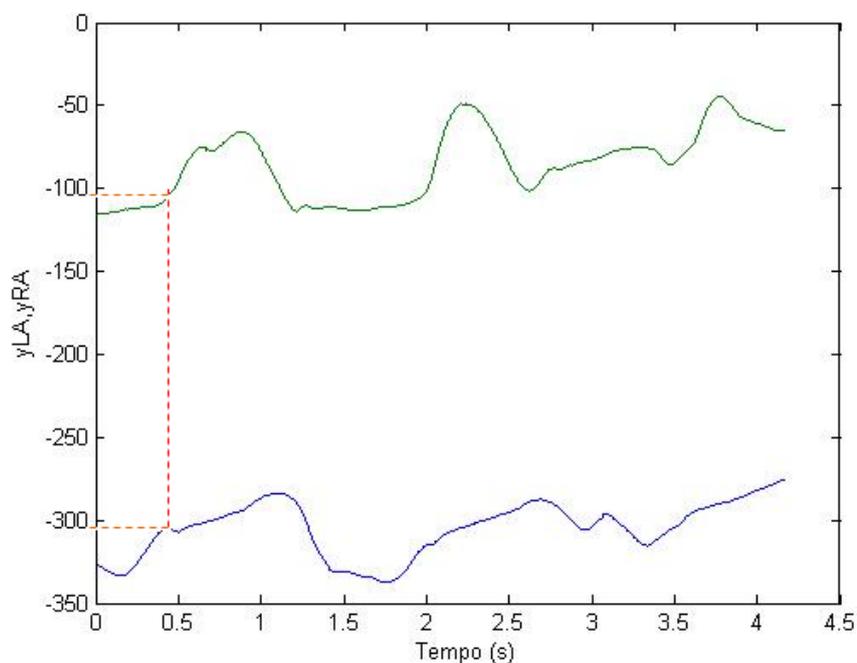
A observação da Figura 3.14 permite observar de que forma variou a frequência no decorrer do ensaio para cada intervalo de 5 segundos. A frequência varia entre um mínimo de aproximadamente 0.59 Hz até a um máximo de quase 0.66 Hz. Isto corresponde a uma variação de cerca de 0.18 s na duração de um ciclo de marcha, isto é, assume-se que o período sofre uma variação de 0.18 s. Este valor indica-nos que neste ensaio o sujeito manteve uma marcha bastante estável, no entanto, o algoritmo desenvolvido é capaz de detetar pequenas variações, que poderão corresponder a estímulos a que o sujeito terá sido exposto. O algoritmo mostra assim ser eficaz na estimação da frequência e deteção de pequenas variações da frequência.

A Figura 3.15, como a legenda indica, apresenta dados acerca da localização em cada instante dos tornozelos direito e esquerdo, permitindo estimar o comprimento do passo através da Equação (3.3).



**Figura 3.15 – Dados referentes à coordenada x de ambos os tornozelos.**

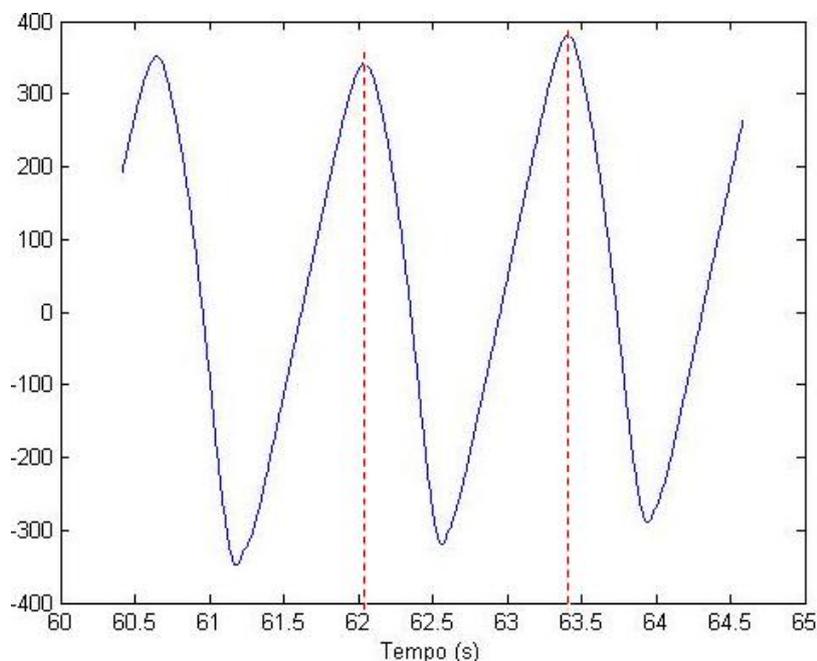
Assim, como se pode observar na Figura 3.15, a distância que separa os dois pés, manteve-se bastante constante ao longo do intervalo de tempo apresentado. Verificando de forma aleatória esta distância (linhas a tracejado) estima-se um valor de, aproximadamente, 600mm. O valor calculado pelo algoritmo desenvolvido é de 580.037mm, o qual se aproxima bastante do valor mencionado anteriormente. Assumindo-se que existe uma simetria na marcha, o que corresponderia a comprimentos de passo direito e esquerdo semelhante, recorre-se à Equação (3.4) para cálculo do comprimento de passada, obtendo-se o valor de 1160mm.



**Figura 3.16 – Dados referentes à coordenada y de ambos os tornozelos.**

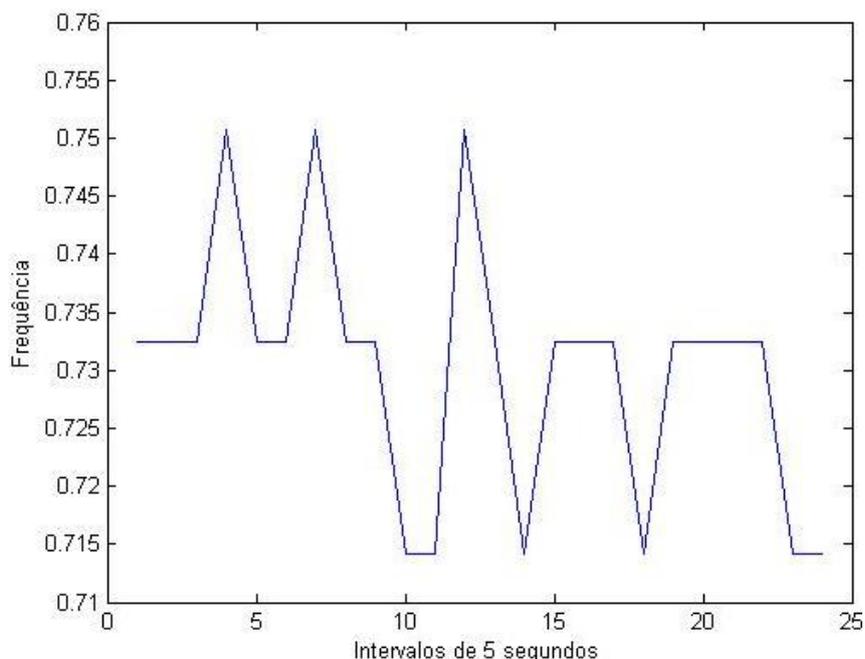
A observação da Figura 3.16 permite deduzir, sem auxílio de qualquer instrumento, a largura da passada. Com base na Equação (3.5), a largura obtida é, para o instante seleccionado, de 200mm, aproximadamente. O valor obtido através da solução computacional desenvolvida é 200.401mm.

### 3.4.2. Ficheiro A\_1,0



**Figura 3.17 – Amostra de 5 segundos representante do sinal produzido pelo ficheiro A\_1,0.xls.**

Deduzindo-se da mesma forma a frequência da secção representada do sinal, estima-se que a frequência obtida para este intervalo seja de aproximadamente 0.73 Hz. A veracidade desta afirmação comprova-se abaixo na Figura 3.18.



**Figura 3.18 – Variação da frequência.**

Mais uma vez se verifica que o algoritmo é capaz de estimar corretamente a frequência e que a variação da mesma não é significativa, obtendo-se no entanto valores superiores aos revelados nos resultados anteriores. Assume-se, assim, que o sujeito caminhava a uma velocidade superior à anterior.

Os parâmetros espaciais calculados encontram-se na tabela abaixo:

**Tabela 3.14 – Parâmetros espaciais médios, mínimos e máximos e respetivos desvios padrão**

Comprimento de passo (mm)	Desvio Padrão 16.4804	Médio	627.4469
		Máximo	663.4250
		Mínimo	590.4460
Comprimento de passada (mm)	Desvio Padrão 32.9608	Médio	1254.8938
		Máximo	1326.8500
		Mínimo	1180.8920
Largura de passada (mm)	Desvio Padrão 27.4283	Médio	191.5708
		Máximo	274.3683
		Mínimo	118.2621

Os valores espaciais obtidos, assim como o desvio padrão calculado, sugerem variações de pequenos centímetros ao longo da amostra, o que corresponde, nos valores em questão, a pequenas flutuações do ciclo de marcha. De qualquer modo, obtém-se uma variação de cerca de 70mm entre a distância mínima e máxima que separa os dois pés ao longo do eixo  $ox$  e de cerca

de 150mm ao longo do eixo  $oy$ . Este último valor revela-se mais significativo, tendo em conta que corresponde a uma variação bastante superior. No entanto, no desenvolvimento do algoritmo não tivemos em atenção calcular este valor apenas para os momentos de suporte duplo, isto é, para os instantes em que ambos os pés se encontravam no solo. Assim a largura de passada é também estimada não só para a fase de suporte duplo mas também para a de suporte simples.

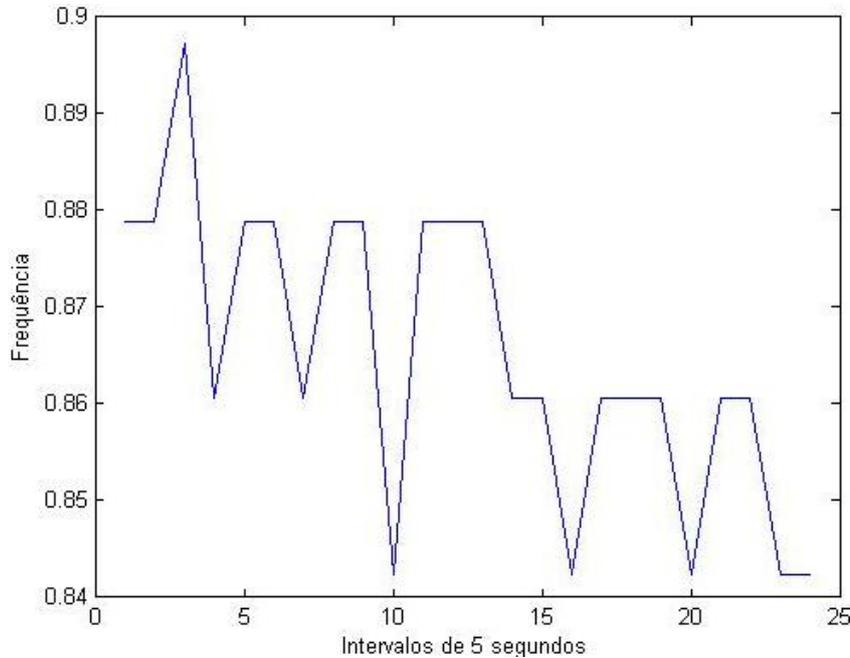


Figura 3.19 – Variação da frequência referente ao ficheiro A\_1,2.xls.

### 3.4.3. Ficheiro A\_14\_marta

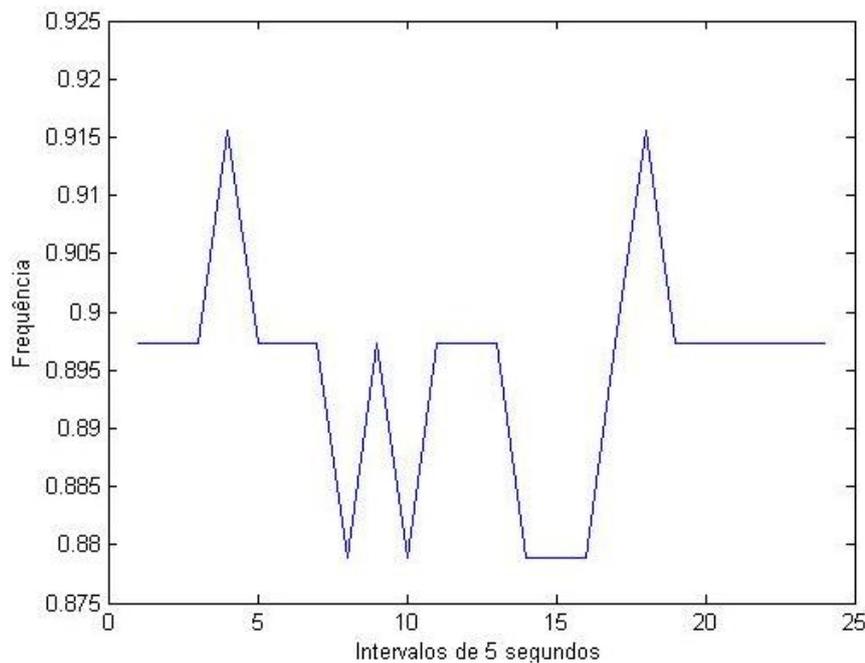


Figura 3.20 – Variação da frequência.

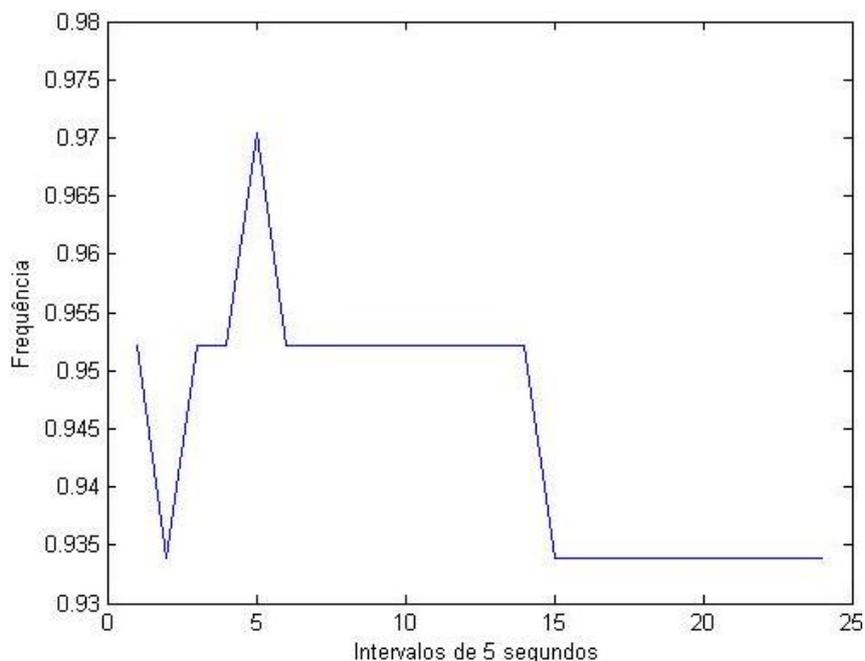
Mais uma vez nos deparamos com maiores valores de frequência, indicando uma velocidade novamente superior à utilizada no ensaio anterior. Repete-se, no entanto, uma pequena variação deste valor, o que corresponde a uma marcha bastante estável.

**Tabela 3.15 – Parâmetros espaciais médios, mínimos e máximos e respetivos desvios padrão**

Comprimento de passo (mm)	Desvio Padrão	Médio	714.8846
	18.0429	Máximo	755.5910
		Mínimo	674.9560
Comprimento de passada (mm)	Desvio Padrão	Médio	1429.7692
	36.0858	Máximo	1511,1820
		Mínimo	1349,9120
Largura de passada (mm)	Desvio Padrão	Médio	198.6396
	24.3105	Máximo	248.6274
		Mínimo	124.0870

Quanto ao comprimento médio de passo, o presente valor apresenta-se superior ao estimado nos resultados prévios, sugerindo que este ensaio terá sido realizado por uma pessoa diferente, possivelmente mais alta, o que explicaria o valor superior. O valor superior poderá ser ainda explicado pela também superior velocidade, uma vez que esta também influencia esta variável.

#### 3.4.4. Ficheiro A\_16\_marta



**Figura 3.21 – Variação da frequência referente ao ficheiro A\_16\_marta.xls.**

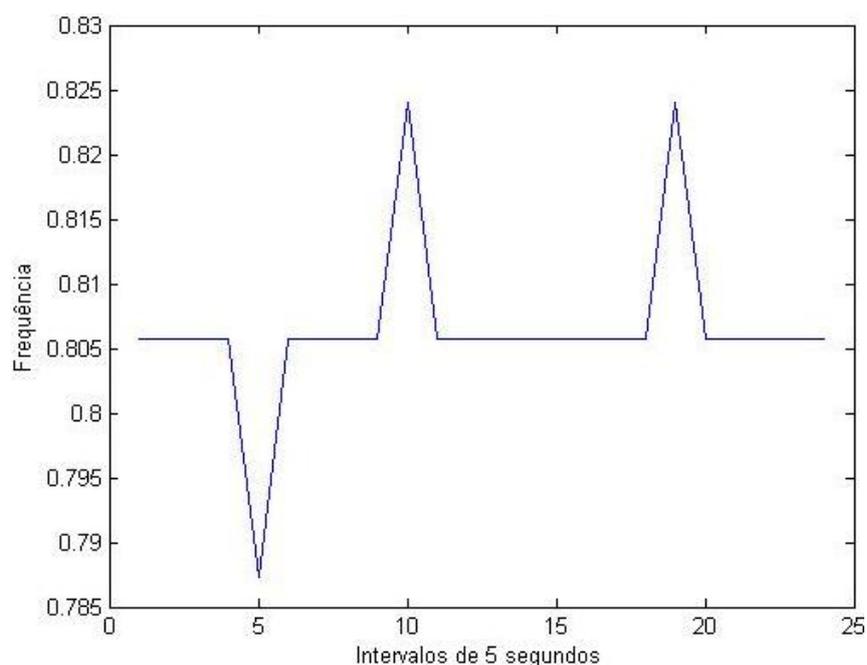
A Figura 3.21 apresenta o que aparenta ser um ensaio bastante mais estável que os anteriores, verificando-se a manutenção da mesma frequência por períodos de tempo superiores. Verificam-se apenas dois picos menos constantes no 2º e 5º intervalos de 5 segundos. A restante amostra mantém a mesma frequência até ao 15º intervalo, momento em que terá ocorrido uma variação das condições em que o sujeito caminhava. Verifica-se, ainda assim, que a velocidade a que foi realizado este teste terá sido superior às velocidades das anteriores amostras.

**Tabela 3.16 – Parâmetros espaciais médios, mínimos e máximos e respetivos desvios padrão**

Comprimento de passo (mm)	Desvio Padrão 15.3952	Médio	775.0688
		Máximo	815.7330
		Mínimo	739.4740
Comprimento de passada (mm)	Desvio Padrão 30.7905	Médio	1550.1375
		Máximo	1631.4660
		Mínimo	1478.9480
Largura de passada (mm)	Desvio Padrão 28.4126	Médio	202.5367
		Máximo	277.9144
		Mínimo	133.2610

Observa-se novamente um maior comprimento de passo, retirando-se a mesma conclusão que a sugerida anteriormente. Quanto à largura de passada, verifica-se que este valor se assemelha nas três tabelas de resultados apresentadas até ao momento. Assim, este valor não será tão susceptível a alterações como os restantes.

### 3.4.5. Ficheiro a\_10hp



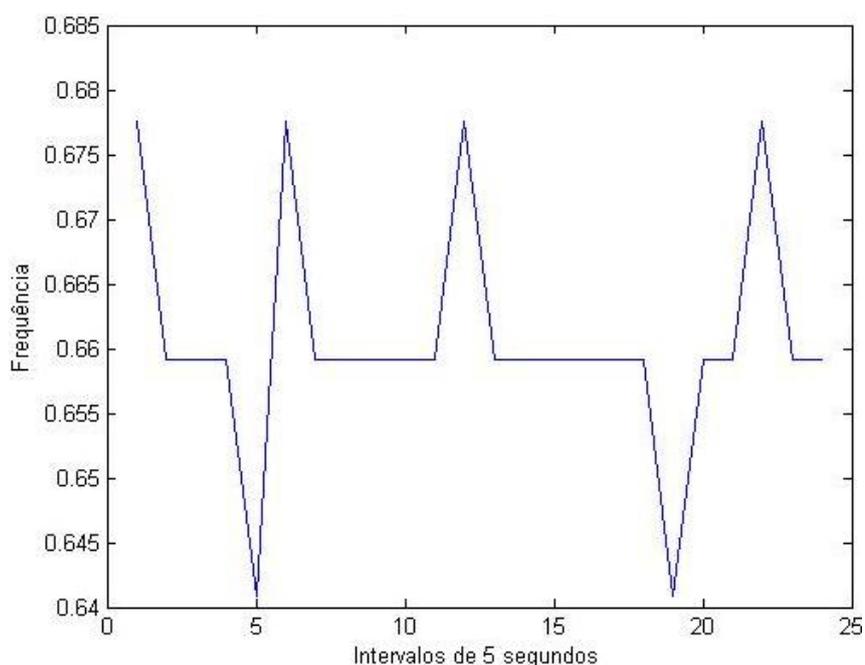
**Figura 3.22 – Variação da frequência referente ao ficheiro a\_10hp.xls.**

Através da Figura 3.22 pode-se observar a homogeneidade da frequência da amostra. Quanto ao comprimento de passo, é o menor até ao momento, mas encontra-se ainda no esperado segundo a literatura. Deveria tratar-se de um sujeito mais baixo que os restantes e, portanto, com uma marcha constituída por passos de menor dimensão.

**Tabela 3.17 – Parâmetros espaciais médios, mínimos e máximos e respetivos desvios padrão**

Comprimento de passo (mm)	Desvio Padrão 20.3575	Médio	580.9439
		Máximo	637.4900
		Mínimo	523.2900
Comprimento de passada (mm)	Desvio Padrão 40.7151	Médio	1161.8879
		Máximo	1274.9800
		Mínimo	1046.5800
Largura de passada (mm)	Desvio Padrão 19.0074	Médio	205.8727
		Máximo	268.7340
		Mínimo	147.9660

### 3.4.6. Ficheiro a\_10lp



**Figura 3.23 – Variação da frequência referente ao ficheiro a\_10lp.xls.**

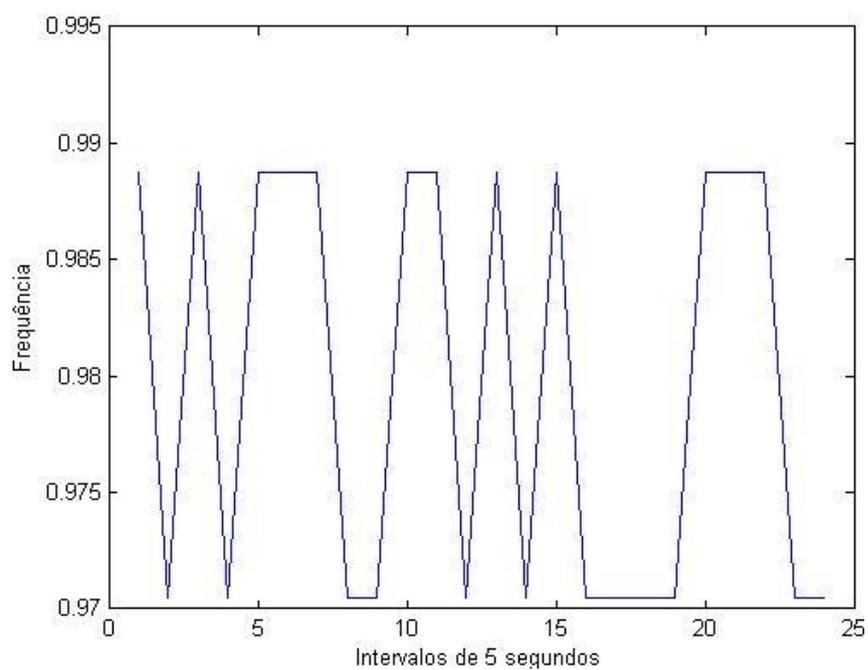
Esta amostra é a amostra com maiores variações, significativas de uma marcha mais inconstante que as anteriores. Quanto aos parâmetros espaciais obtidos, assemelham-se aos anteriores não havendo nada a acrescentar nesse ponto.

**Tabela 3.18 – Parâmetros espaciais médios, mínimos e máximos e respetivos desvios padrão**

Comprimento de passo (mm)	Desvio Padrão	Médio	700.7783
	22.9614	Máximo	762.3600
		Mínimo	617.8800
Comprimento de passada (mm)	Desvio Padrão	Médio	1401.5566
	45.9229	Máximo	1524.7200
		Mínimo	1235.7600
Largura de passada (mm)	Desvio Padrão	Médio	197.1801
	23.1938	Máximo	268.8550
		Mínimo	131.6320

Os resultados obtidos para o presente ensaio assemelham-se a outros já apresentados, pelo que a discussão exposta anteriormente se poderá alongar a também estes resultados e ainda aos valores apresentados de seguida na Figura 3.24 e Tabela 3.19.

### 3.4.7. Ficheiro a\_14hp

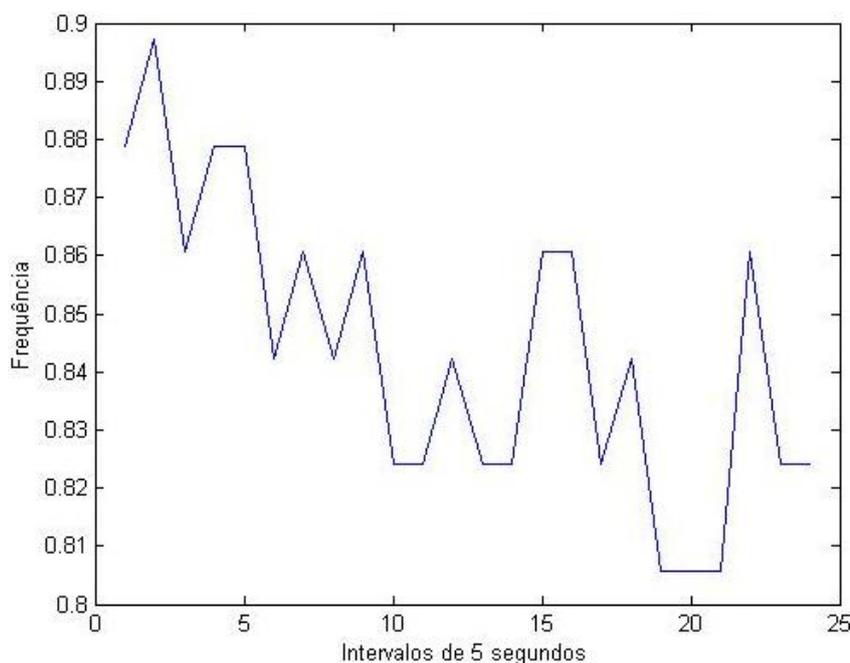


**Figura 3.24 – Variação da frequência referente ao ficheiro a\_14hp.xls.**

**Tabela 3.19 – Parâmetros espaciais médios, mínimos e máximos e respetivos desvios padrão**

Comprimento de passo (mm)	Desvio Padrão	Médio	667.6884
	20.2518	Máximo	711.6800
		Mínimo	614.4200
Comprimento de passada (mm)	Desvio Padrão	Médio	1335.3767
	40.5036	Máximo	1423.3600
		Mínimo	1228.8400
Largura de passada (mm)	Desvio Padrão	Médio	213.8480
	16.3526	Máximo	252.3480
		Mínimo	162.3200

### 3.4.8. Ficheiro a\_14lw



**Figura 3.25 – Variação da frequência referente ao ficheiro a\_14lw.xls.**

Como se observa na Figura 3.25, o ensaio em questão parece bastante mais instável que os apresentados até ao momento. Contudo, atentando aos valores obtidos, esta variação corresponde a uma variação máxima de cerca de 0.7 s entre o período calculado para um determinado intervalo de 5 segundos e o seguinte. Quanto aos parâmetros espaciais, verifica-se um maior desvio no comprimento de passo. Isto poderá ser significativo de flutuações detetadas na marcha, que foram já detetadas no cálculo da frequência.

**Tabela 3.20 – Parâmetros espaciais médios, mínimos e máximos e respetivos desvios padrão**

Comprimento de passo (mm)	Desvio Padrão	Médio	766.8068
	27.9932	Máximo	824.3900
		Mínimo	701.4300
Comprimento de passada (mm)	Desvio Padrão	Médio	1533.6136
	55.9864	Máximo	1648.7800
		Mínimo	1402.8600
Largura de passada (mm)	Desvio Padrão	Médio	217.9312
	20.5370	Máximo	280.2900
		Mínimo	150.0790

Os resultados obtidos são, no geral, satisfatórios, uma vez que se aproximam dos cálculos manuais realizados através da simples observação de parte das amostras em estudo. A variabilidade é inerente a todos os sistemas biológicos, no entanto, os valores obtidos para a frequência repetem-se, fato que não deveria ocorrer numa análise de marcha, ou seja, numa ação humana que portanto não é precisa nem repetível até às milésimas de segundo como nestes resultados quer parecer. Apesar disso, o algoritmo é sensível a alterações de frequência superiores a 0.0183Hz.



## **4. MODELO HUMANO**

---



A principal função de um modelo humanoide é apresentar a dinâmica e o corpo físico real em termos de altura e massa, de modo que este seja capaz de simular o movimento humano. Este capítulo abordará todos os passos necessários para realizar uma simulação da locomoção bípede: isto inclui a modelação do corpo humano, ou seja, a definição de uma estrutura tridimensional articulada, de forma a representar as características biomecânicas do corpo humano. No processo de modelação, a aproximação e simplificação da forma para cada segmento do modelo humanoide é realizada de forma a ir de encontro à forma básica do corpo humano. É ainda apresentado um modelo matemático adequado para conduzir os movimentos da estrutura articulada desenvolvida, procedendo-se à definição da trajetória e controlo. Esta modelação teve em atenção as restrições reais do corpo humano, como são as limitações ao movimento impostas pelos ligamentos e articulações.

#### 4.1. Métodos

O parâmetro de cada segmento do corpo baseou-se em dados antropométricos fornecidos por Winter. Este autor formulou o comprimento de cada segmento como resultado da fração da altura total do corpo, enquanto a fração da massa corporal total determinou a massa de cada segmento do corpo. A figura seguinte ilustra o comprimento de cada segmento do corpo humano. Este parâmetro é expresso como uma fração da altura total do corpo,  $H$ .

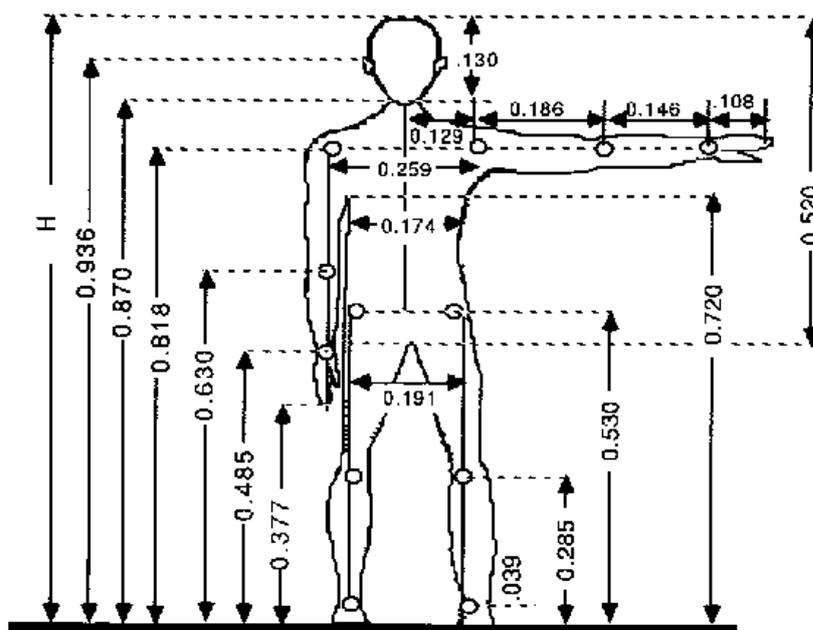


Figura 4.1 – Proporções do corpo humano.

Utiliza-se um modelo de 9 segmentos: 1 cabeça, tronco e braços (HAT – Head Arms Torso), 2 coxas, 2 tibias, 2 antepés e 2 pés. A estatura definida é de 1,75m de altura com a massa de

70kg. Estes valores são os de um homem normal com 22,9kg/m<sup>2</sup> de índice de massa corporal. O comprimento e massa de cada segmento são apresentados nas tabelas 4.1 e 4.2, respetivamente.

**Tabela 4.1 – Relação entre a estatura e o comprimento de cada segmento**

Segmento	Comprimento do segmento ( <i>Fração × H</i> )	Comprimento calculado do segmento [m]
Mão	0.108H	0.189
Braço	0.146H	0.25375
Antebraço	0.186H	0.329
Altura do pé	0.039H	0.06825
Largura do pé	0.055H	0.09625
Comprimento do pé	0.152H	0.266
Perna	0.246H	0.4305
Coxa	0.245H	0.42875
Pescoço	0.052H	0.091
Cabeça	0.13H	0.2275
Tronco	0.288H	0.504

**Tabela 4.2 – Relação entre a massa do indivíduo e a massa de cada segmento**

Segmento	Massa do segmento ( <i>Fração × M</i> )	Massa calculada do segmento [kg]
Mão	0.006M	0.42
Braço	0.016M	1.12
Antebraço	0.028M	1.96
Pé	0.0145M	1.1015
Perna	0.0465M	3.255
Coxa	0.1M	7
Cabeça e pescoço	0.083M	5.81
Tronco	0.497M	34.79

Na locomoção humana, o corpo desempenha diversas funções como um todo. Os músculos libertam energia química e é armazenada energia elástica nos músculos e tendões passivos. Esta energia é transformada em trabalho externo e interno e parcialmente perdida na forma de calor. O sistema muscular provoca as forças de reação do solo aplicadas ao corpo. A força resultante,

incluindo a gravidade e resistência do ar, acelera e desacelera o centro de massa do corpo. Esta força motriz do corpo está portanto envolvida na marcha mesmo quando a velocidade média permanece constante [78].

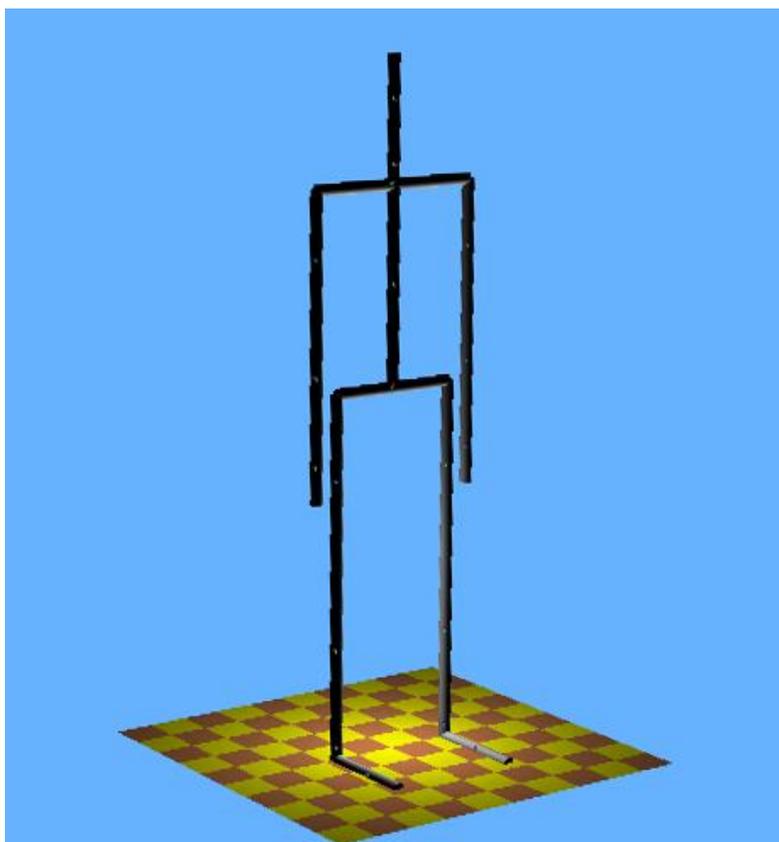
No decorrer de uma atividade física repetitiva, o sujeito ressaltava no solo de forma semelhante a um sistema mola. Dependendo da gama de flexão da junta e na frequência do movimento, pode ser armazenada e reutilizada uma quantidade considerável de energia elástica. Fisiologicamente, poderá não ser aplicável o conceito de rigidez mecânica constante. A ativação muscular por exemplo, supostamente diretamente relacionada com a rigidez das juntas, varia durante a fase de apoio. Além da sua capacidade de armazenar, libertar e absorver energia, o complexo músculo-tendão pode também gerar energia e, como acima mencionado, a sua rigidez geralmente depende no nível de ativação do músculo. Assim, espera-se que a rigidez da junta não seja linear na natureza e que poderá estar presente amortecimento e que um modelo que abranja estes fatos pode melhorar a representação do sistema e previsão do modelo [79].

Em biomecânica, uma das tarefas mais importantes é a determinação precisa das forças e binários atuantes nas juntas humanas durante impactos. Esta permite, por exemplo, estimar cargas em aterragens de movimentos desportivos [80].

As juntas humanas não se movem sem resistência e têm um intervalo de movimentos possíveis. Isto deve-se aos ligamentos e anatomia das próprias juntas. Os ligamentos e tendões presentes no corpo humano são responsáveis pela introdução de amortecimento e rigidez, os quais exercem binário nas juntas dependendo da velocidade e do ângulo. Estas propriedades passivas devem ser tidas em conta no desenvolvimento do modelo a fim de um resultado mais realista. As articulações são assim simuladas como motores controlados por binário. Para uma maior simplicidade, este modelo será planar, permitindo movimento apenas no plano sagital.

No processo de modelação, a aproximação e simplificação da forma para cada segmento do modelo humanoide é realizada de forma a ir de encontro à forma básica do corpo humano. No caso do estudo em causa, não é necessário um resultado visual aproximado à realidade mas sim um resultado prático de locomoção humana. Assim a modelação do corpo humano foi feita usando cilindros.

A modelação do corpo humano foi realizada recorrendo ao *software* Webots™, e baseou-se nos parâmetros definidos nas tabelas anteriores, obtendo-se o resultado demonstrado na Figura 4.2.



**Figura 4.2 – Modelo humanoide desenvolvido em Webots.**

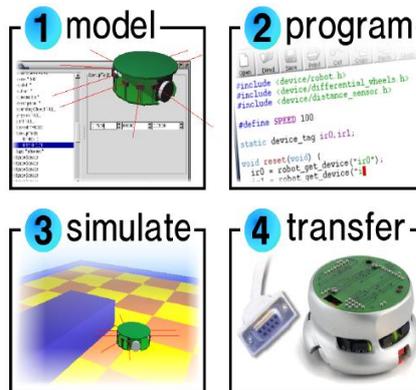
Este *software*, desenvolvido pela Cyberbotics, fornece um ambiente de desenvolvimento usado para modelar, programar e simular robôs móveis. A simulação permite aos utilizadores testar os programas de controlo no computador. Os simuladores de robôs móveis podem ser classificados em simuladores baseados num processador e simuladores baseados em sensores. Os primeiros dão *inputs* de células vizinhas ao robô, sendo que estes *inputs* são, frequentemente, de natureza simbólica. As capacidades de processamento do robô móvel são bem simuladas, ao contrário das capacidades sensoriais. São simuladores rápidos, e dão-se ao luxo de desenvolver algoritmos complexos. Contudo, estes algoritmos são difíceis de testar em robôs reais. Por outro lado, simuladores baseados em sensores tentam imitar a resposta dos sensores ao ambiente circundante. Isto requer um modelo geométrico e físico do ambiente, assim como modelação adequada dos processos físicos em que se baseiam os sensores. O robô simulado move-se interpretando os sinais do sensor e decidindo as ações a tomar com base nesta informação.

O simulador Webots pertence ao segundo grupo descrito. Utiliza uma extensão de VRML (*Virtual Reality Modelling Language*) para armazenar uma descrição do robô e do seu ambiente.

A simulação possui as seguintes vantagens:

- Facilidade de configuração

- Económica
- Rápida
- Mais conveniente de usar.



**Figura 4.3 – Etapas de desenvolvimento de uma simulação robótica [81].**

Entre os atributos do Webots™, que o tornam mais fácil de usar e poderoso, encontram-se:

- Modela e simula qualquer robô móvel.
- Possui uma biblioteca completa de sensores e atuadores.
- Permite programar os robôs em C, C++ e Java, ou a partir de *software* de terceiros através de TCP/IP.
- Transfere controladores para robôs móveis reais.
- Utiliza a biblioteca ODE (*Open Dynamics Engine*) para simulação precisa da física.
- Cria filmes de simulação AVI ou MPEG para apresentações Web e públicas.
- Inclui diversos exemplos com código fonte de controlador e modelos de robôs disponíveis comercialmente.
- Permite simular sistemas multi-agente, com capacidades de comunicação globais e locais.

Este *software* permite criar ambientes complexos associando cadeias de nós de servomotores. Esta propriedade permite criar modelos com membros com diversas juntas; permite ainda importar modelos 3D na sua *scene tree* desenvolvidos em quase qualquer *software* de modelação.

O sistema de simulação utilizado em Webots™ utiliza tempo virtual, possibilitando executar simulações de forma mais célere. O tempo de simulação de passo pode ser ajustado, permitindo observar com maior detalhe o modo como o modelo desenvolvido se move.

Para cada componente do modelo podem especificar-se a matriz de distribuição de massa, coeficientes de fricção estática e cinemática, etc. Os dispositivos *servo* podem ser controlados pelo programa desenvolvido em binário, posição ou velocidade.

Os componentes principais do Webots são o *world* (constituído pelo modelo ou modelos desenvolvidos e o respetivo ambiente), o *supervisor* (programa desenvolvido pelo utilizador para controlar a experiência, ou seja, modificar e observar o *world*) e o *controller* (controlador escrito pelo utilizador, o qual define o seu comportamento).

O utilizador pode seleccionar um dos modelos oferecidos pela biblioteca, e modificá-los, ou desenvolver o seu próprio modelo, como é o presente caso. Cada modelo pode ser equipado com diversos sensores e atuadores. Para cada objeto, podem definir-se várias propriedades, entre as quais massa, cor, textura, fricção, etc. O utilizador pode então programar os modelos utilizando um ambiente arbitrário de desenvolvimento e simular os modelos [82; 81].

Os programas controladores do Webots™ são tipicamente escritos em C e usados para controlar o modelo simulado em Webots™. [82]

No caso deste trabalho, o *software* Webots™ permitiu implementar um modelo humanoide de locomoção. A interface de desenvolvimento deste modelo observa-se na Figura 4.4.

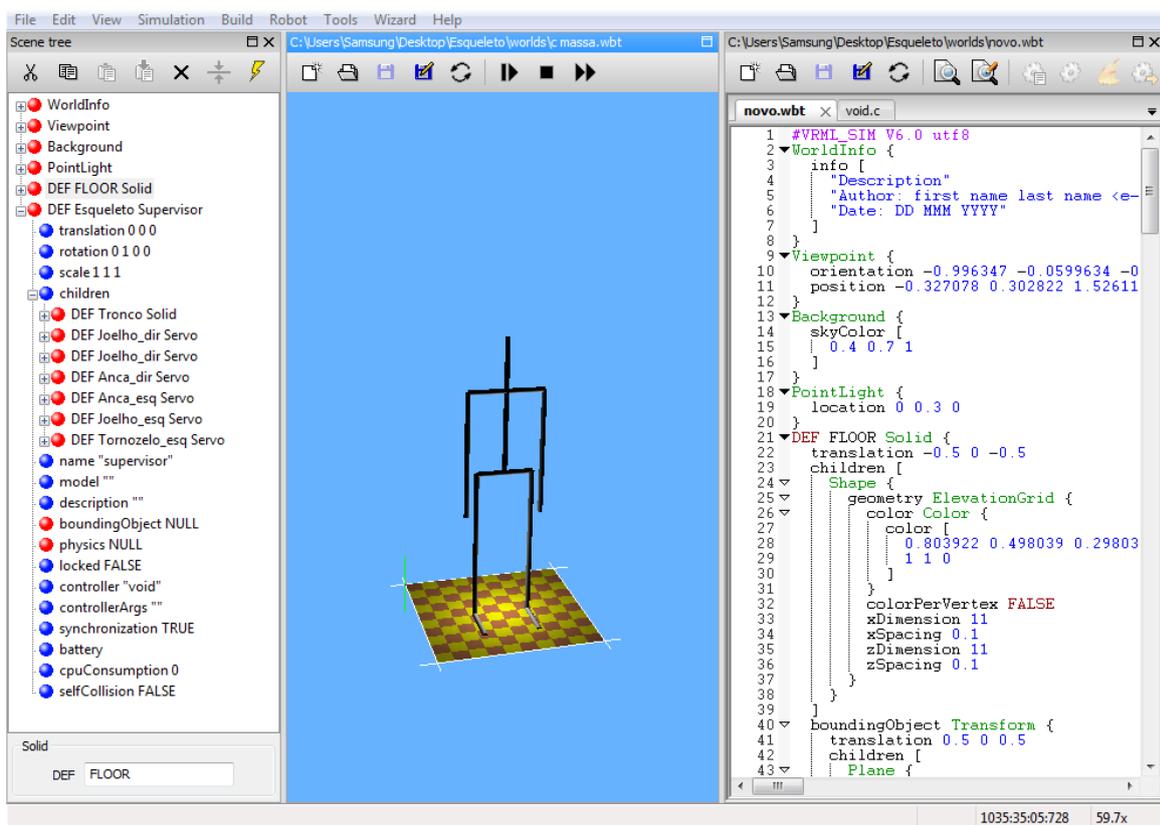


Figura 4.4 – Interface de desenvolvimento do modelo humano em Webots.

## 4.2. Modelo matemático

O cálculo dos movimentos dos vários segmentos no espaço pode ser obtido através do método da cinemática inversa. São conhecidos os parâmetros das trajetórias do elemento final da cadeia cinemática. Assim, aplicando o teorema do cosseno, pode ser obtido o deslocamento angular de cada junta.

A localização da extremidade é especificada com base nas coordenadas da matriz T:

$$T = \begin{bmatrix} n & o & a & p \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R & P \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Assim, as orientações do manipulador são descritas em relação às coordenadas da matriz de rotação  $R = [n \ o \ a]$ , e a extremidade tem a posição  $p$ .

Os vetores  $(n, o, a)$  são as coordenadas base  $(x, y, z)$  de um sistema de coordenadas cartesiano ligado ao pé. O vetor de posição  $p$  especifica a localização da origem de  $(n, o, a)$  em relação ao sistema de coordenadas de referência.

Implementando a cinemática inversa são obtidos os ângulos realizados pelas juntas.

O problema em questão é, basicamente, um sistema planar de três segmentos. Para este problema podemos definir a matriz geral de transformação, com base numa representação de Denavit-Hartenberg, onde o significado de cada parâmetro se encontra na Tabela 4.3.

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} c\theta_i & -s\theta_i & 0 & a_{i-1} \\ s\theta_i c\alpha_{i-1} & c\theta_i c\alpha_{i-1} & -s\alpha_{i-1} & -s\alpha_{i-1}d_i \\ s\theta_i s\alpha_{i-1} & c\theta_i s\alpha_{i-1} & c\alpha_{i-1} & c\alpha_{i-1}d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

**Tabela 4.3 – Parâmetros de Denavit-Hartenberg**

Junta	$\alpha_{i-1}$	$a_{i-1}$	$d_i$	$\theta_i$
1	0°	0	0	$\theta_1$
2	0°	$l_1$	0	$\theta_2$
3	0°	$l_2$	0	$\theta_3$

Ignorando a última translação, que nos daria a posição dos dedos do pé, obtém-se:

$${}^0T_3 = {}^0T_1 {}^1T_2 {}^2T_3 \quad (4.2)$$

$${}^0T_3 = \begin{bmatrix} c_{123} & -s_{123} & 0 & l_1 c_1 + l_2 c_{12} \\ s_{123} & c_{123} & 0 & l_1 s_1 + l_2 s_{12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

Pela definição da pose do 3º segmento obtém-se:

$$\left. \begin{array}{l} c_\phi = c_{123} \\ s_\phi = s_{123} \\ x = l_1 c_1 + l_2 c_{12} \\ x = l_1 s_1 + l_2 s_{12} \end{array} \right\} {}^0T_3 = \begin{bmatrix} c_\phi & -s_\phi & 0 & x \\ s_\phi & c_\phi & 0 & y \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

$$x^2 + y^2 = l_1^2 + l_2^2 + 2l_1 l_2 c_2 \quad (4.5)$$

O ângulo realizado pela segunda junta é então:

$$\theta_2 = \text{atan2}(s_2, c_2) \left\{ \begin{array}{l} \frac{x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1 l_2} \\ s_2 = \pm \sqrt{1 - c_2^2} \end{array} \right. \quad (4.6)$$

Assim, o ângulo  $\theta_1$  é obtido da seguinte forma:

$$x = k_1 c_1 - k_2 s_1 \Leftrightarrow k_1 = l_1 + l_2 c_2 \quad (4.7)$$

$$y = k_1 s_1 - k_2 c_1 \Leftrightarrow k_2 = l_2 s_2 \quad (4.8)$$

Admitindo que:

$$\left. \begin{array}{l} r = \sqrt{k_1^2 + k_2^2} \\ \gamma = \text{atan2}(k_2, k_1) \end{array} \right\} \begin{array}{l} k_1 = r \cos \gamma = r c_\gamma \\ k_2 = r \sin \gamma = r s_\gamma \end{array} \quad (4.9)$$

$$(4.10)$$

Podem reescrever-se as Equações (4.7) e (4.8),

$$\frac{x}{r} = c_\gamma c_1 - s_\gamma s_1 = \cos(\gamma + \theta_1) \quad (4.11)$$

$$\frac{y}{r} = c_\gamma s_1 - s_\gamma c_1 = \sin(\gamma + \theta_1) \quad (4.12)$$

Permitindo obter:

$$(\gamma + \theta_1) = \text{atan2}\left(\frac{y}{r}, \frac{x}{r}\right) = \text{atan2}(y, x) \quad (4.13)$$

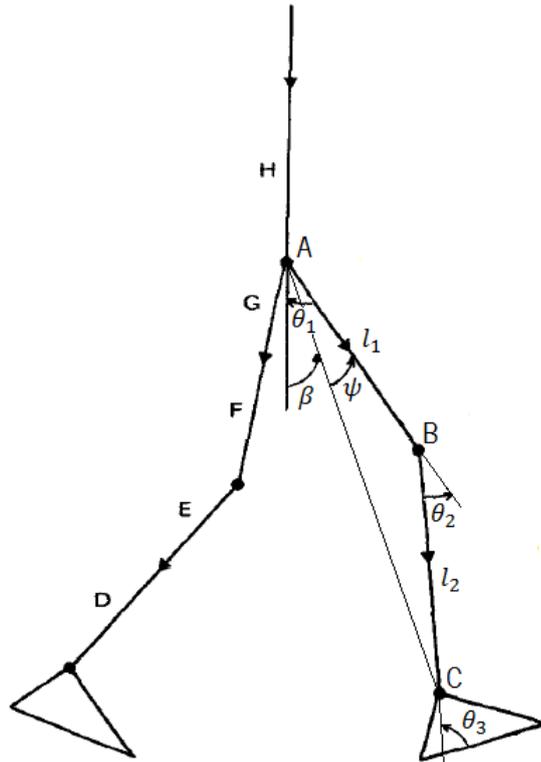
E, finalmente:

$$\theta_1 = \text{atan2}(y, x) - \text{atan2}(k_2, k_1) \quad (4.14)$$

A cinemática inversa permite desta forma o cálculo das coordenadas das juntas, a partir das coordenadas da posição da extremidade.

$$\theta_1 + \theta_2 + \theta_3 = \text{atan2}(s_\phi, c_\phi) = \phi \quad (4.15)$$

Este problema poderá ser ainda respondido através de uma solução geométrica, aplicando a lei dos cossenos no triângulo ABC representado na Figura 4.5.



**Figura 4.5 – Modelo do membro inferior, demonstrando os ângulos realizados pelos três segmentos e comprimento da coxa e perna (adaptado de [83]).**

$$x^2 + y^2 = l_1^2 + l_2^2 - 2l_1l_2 \cos(180^\circ - \theta_2) \quad (4.16)$$

$$c_2 = \frac{x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1l_2} \quad (4.17)$$

$$\beta = \text{atan2}(x, y) \quad (4.18)$$

Aplicando a lei dos cossenos:

$$\cos \psi = \frac{x^2 + y^2 + l_1^2 - l_2^2}{2l_1\sqrt{x^2 + y^2}} \quad (4.19)$$

Assim:

$$\theta_1 = \beta \pm \psi \quad (4.20)$$

$$\theta_1 + \theta_2 + \theta_3 = \phi \quad (4.21)$$

### 4.3. Controlo por binário

Antes de controlar os membros, é necessário conhecer a trajetória desejada. De modo a simplificar o método de controlo ignora-se a necessidade de balanço, evitar obstáculos e outras limitações, assumindo-se que o objetivo é mover o modelo de acordo com a trajetória definida.

Através do método de cinemática inversa, abordado na secção anterior, obtemos as trajetórias espaciais das juntas  $q(t) = (\theta_1(t), \theta_2(t), \theta_3(t))$ .

Os valores de amortecimento e rigidez são específicos às juntas e são obtidos por dados fornecidos na literatura. O binário introduzido pelos elementos passivos pode então ser calculado da seguinte forma [84]:

$$T_i(t) = T_k(\theta_{act}) + b \cdot \dot{\theta}_{act}(t) \quad (4.22)$$

$$T_k(\theta_{act}) = -M_{min}(i) * e^{-P_{min}(i)*(\theta_{act}(i)-\theta_{min}(i))} + M_{max} * e^{-P_{max}(i)*(\theta_{max}(i)-\theta_{act}(i))} \quad (4.23)$$

onde:

$b$  – constante de amortecimento

$\dot{\theta}_{act}(t)$  – velocidade

$T_i$  – binário aplicado à junta  $i$

$T_k(\theta_{act})$  – binário adicionado pela rigidez.

As constantes relativas às três articulações do membro inferior encontram-se listadas na Tabela 4.4.

**Tabela 4.4 – Constantes relativas às três articulações do membro inferior**

Constante	Anca	Joelho	Tornozelo
$M_{min}$	2.60	3.10	3.70
$M_{max}$	8.70	10.50	9.30
$P_{min}$	5.80	5.90	13.10
$P_{max}$	1.30	11.80	15.40
$b$	1.09	3.17	0.46
$\theta_{min}$	-0.38	-1.21	-0.84
$\theta_{max}$	0.74	0.10	0.39

Assim, o binário para a junta da anca, junta 1, será:

$$T_1(t) = T_k(\theta_1) + 1.09 \times \dot{\theta}_1(t) \quad (4.24)$$

$$T_k(\theta_1) = -2.60 \times e^{-5.80 \times (\theta_1 + 0.38)} + 8.70 \times e^{-1.30 \times (0.74 - \theta_1)} \quad (4.25)$$

O mesmo se faz para a junta do joelho, junta 2:

$$T_2(t) = T_k(\theta_2) + 3.17 \times \dot{\theta}_2(t) \quad (4.26)$$

$$T_k(\theta_2) = -3.10 \times e^{-5.90 \times (\theta_2 + 1.21)} + 10.50 \times e^{-11.80 \times (0.10 - \theta_2)} \quad (4.27)$$

E finalmente, para a junta 3, correspondente à junta do tornozelo:

$$T_3(t) = T_k(\theta_3) + 0.46 \times \dot{\theta}_3(t) \quad (4.28)$$

$$T_k(\theta_3) = -3.70 \times e^{-13.10 \times (\theta_3 + 0.84)} + 9.30 \times e^{-15.40 \times (0.39 - \theta_3)} \quad (4.29)$$

#### **4.4. *Ground contact model***

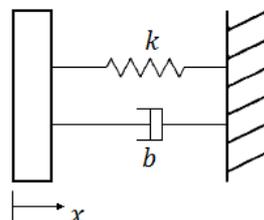
O estudo do estado da arte permite verificar que foram desenvolvidos diversos modelos de locomoção humana, no entanto estes modelos eram frequentemente simplificados para reduzir o custo computacional. Estes modelos restringiam certos movimentos das juntas ao plano sagital, não incluíam atuadores musculares individuais comandados por ativação dinâmica e pelas relações força-comprimento e velocidade, ou não simulavam o contato entre o pé e o solo aquando impacto. As forças individuais dos músculos e a força de reação do solo desempenham um papel importante na determinação das cargas internas das juntas durante movimentos dinâmicos. À medida que a velocidade computacional aumenta, a viabilidade de produção de simulações 3D da locomoção humana incorporando as características necessárias torna-se mais realista [85].

Em cada ciclo de marcha os pés interagem com o solo. Esta interação com o solo é fundamental na marcha. A estabilidade e velocidade do padrão de marcha é influenciado pelo solo, dependendo em quão desnivelado, pegajoso ou macio o material é. É, portanto, essencial um modelo realista de contato com o solo de modo a criar um padrão de marcha também realista. Para modelar o chão, as características devem ser definidas e a área de contato do biomodelo com o solo deve ser especificada.

Modelos de contato com o solo devem incluir os efeitos de impacto, fricção e contato distribuído, todos manifestados como restrições cinemáticas. As forças de contato com o solo refletem as forças atuantes na superfície de contato e resultam da soma dos produtos de massa-aceleração de todos os segmentos do corpo enquanto o pé se encontra em contato com o solo [86]. Segundo o princípio da 'sobreposição', a soma das contribuições de todas as forças de ação (por exemplo músculos, gravidade e forças centrífugas) para a força de reação do solo deve igualar a força de reação total numa experiência de marcha. Apesar de a sobreposição ser uma condição necessária para avaliar os cálculos do modelo da função muscular, não é suficiente para determinar a validade das contribuições individuais das várias forças de ação para a força total de reação do solo [87].

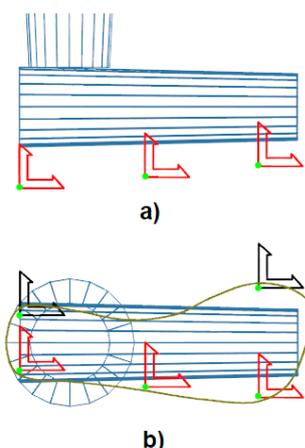
A dinâmica de contato pode ser modelada como um contato complacente ou rígido. Contatos complacentes assumem que quando dois objetos colidem, a fase de contato não é instantânea. Primeiro os objetos irão tocar-se mutuamente, de seguida deformam um pouco e por fim ressaltam um do outro. Isto pode ser modelado com uma mola e amortecedor atuando no pé quando este toca o chão. Esta mola baseia-se numa mola espacial e distingue rolamento de

deslizamento. Contatos rígidos descrevem um contato instantâneo. Este modelo implica que aquando impacto alguma energia cinemática perde-se instantaneamente e o momento no impacto altera-se [88].



**Figura 4.6 – Modelo linear mola/amortecedor [89].**

Os efeitos de impacto e fricção devem ser considerados na modelação das forças de reação do solo. O solo é representado como uma superfície rígida. No trabalho apresentado em [90] é utilizado um conjunto de cinco vetores de força atuantes em cada pé para modelar as forças de reação do solo. A pressão e forma da área de contato entre o pé humano e o solo sofrem alterações durante a marcha. No modelo, o número de forças e pontos de aplicação das mesmas foram seleccionadas de modo a reproduzirem a realidade. A distribuição das forças de reação do solo encontra-se ilustrada na Figura 4.7.



**Figura 4.7 – Forças de reação do solo atuantes no pé: a) vista lateral; b) vista de cima [90].**

A força de reação  $F_z$ , normal ao chão (a superfície do solo coincide com o plano  $xy$  do sistema de coordenadas global), é modelada através da seguinte função:

$$F_z = \begin{cases} MAX(0, -kd_z - cv_z) & d_z < 0 \\ 0 & d_z \geq 0 \end{cases} \quad (4.30)$$

onde:

- $d_z$  – coordenada  $z$  da força,
- $v_z$  – componente  $z$  da velocidade ( $v_z = \dot{d}_z$ ),
- $k$  – rigidez,
- $c$  – amortecimento.

O amortecimento  $c$  é uma função não linear da penetração do solo  $p_z$  ( $p_z = \text{MAX}[0, -d_z]$ ):

$$c = \begin{cases} c_{max} \left| \frac{3}{h^2} p_z^2 - \frac{2}{h^3} p_z^3 \right| & p_z < h \\ c_{max} & p_z \geq h \end{cases} \quad (4.31)$$

onde:

$h, c_{max}$  – valores constantes [90].

Os valores foram selecionados de acordo com [90]:

$$k = 1.5 \times 10^4 \text{ N/m}$$

$$c_{max} = 1500 \text{ Ns/m}$$

$$h = 0.01 \text{ m}$$

A força de reação tangente  $T$  é representada de acordo com o modelo de fricção de Coulomb. É calculada a velocidade de deslizamento:

$$v_p = \sqrt{v_x^2 + v_y^2} \quad (4.32)$$

onde:

$v_x$  – componente  $x$  da velocidade,

$v_y$  – componente  $y$  da velocidade.

Pode então, ser calculado um módulo da força de fricção:

$$T = \mu' F_z \quad (4.33)$$

onde  $\mu'$  é o coeficiente de fricção não-constante.

$\mu'$  depende de  $v_p$  de acordo com a Equação :

$$\mu' = \mu \frac{2}{\pi} \tan^{-1} \frac{v_p}{\lambda} \quad (4.34)$$

onde:

$\mu$  – coeficiente de fricção de Coulomb (valor constante),

$\lambda$  – valor constante sem significado físico, utilizado apenas por razões numéricas.

Finalmente é calculada a força tangencial:

$$F_x = -T \frac{v_x}{v_p + \varepsilon}, \quad F_y = -T \frac{v_y}{v_p + \varepsilon} \quad (4.35)$$

onde:

$\varepsilon$  – valor constante reduzido.

Os valores seguintes foram selecionados do mesmo modo que os anteriores, de acordo com [90]:

$$\mu = 0.45$$

$$\lambda = 5 \times 10^{-4} \text{ m/s}$$

$$\varepsilon = 1 \times 10^{-8} \text{ m/s}$$



## **5. CONCLUSÕES E PERSPETIVAS FUTURAS**

---



## 5.1. Conclusões

Foi revista nesta dissertação, a teoria essencial para uma compreensão básica de uma análise da marcha, e tudo que isto acarreta. Foram, portanto, definidos no Capítulo 3 os termos anatómicos utilizados e esclarecidos determinados conceitos biomecânicos, fundamentais a uma introdução rápida na análise da marcha. São, ainda neste capítulo, apresentadas as variáveis requeridas para uma avaliação biomecânica da marcha. Este tema continua a ser abordado no Capítulo 4, onde são apresentadas as tecnologias mais frequentes, suas vantagens e limitações.

Tendo em conta os objetivos propostos, os conceitos abordados nestes capítulos foram de encontro ao pretendido.

Assim, conclui-se que a primeira etapa de uma análise da marcha requer o conhecimento dos parâmetros que caracterizam a atividade do sistema músculo-esquelético. Entre estes parâmetros, focaram-se as variáveis espaço-temporais: amplitude de passo, comprimento de passo, frequência, entre outros. A fim de ir de encontro a este primeiro objetivo, deverá ser selecionado o melhor método para a estimação destas variáveis.

O Capítulo 5 aborda esta questão, apresentando o *software* óptico Vicon, que permitiu a recolha da trajetória tridimensional de marcadores passivos colocados no sujeito. É descrito ainda, pormenorizadamente, o procedimento seguido para aquisição dos dados da marcha a utilizar no cálculo das variáveis cinemáticas desejadas, através do desenvolvimento de um algoritmo em ambiente Matlab. Este *software* é descrito neste mesmo capítulo.

O algoritmo desenvolvido é capaz de identificar, de forma automática, a frequência, permitindo, a partir deste valor, a obtenção da duração do ciclo de marcha, ou seja, do período. Esta solução é testada com diferentes sinais seno, devido à sua fácil análise. Os resultados obtidos foram satisfatórios, revelando uma precisão aceitável. Foi capaz de determinar alterações de frequência superiores a 0.0183 Hz.

Os resultados obtidos na análise de sinais reais, obtidos com auxílio do *software* Vicon, são também satisfatórios. A solução computacional proposta é, desta forma, capaz de estimar as variáveis pretendidas de forma automática, objetivo identificado no Capítulo 1.

Esta dissertação fornece no Capítulo 6 um estudo de simulação da marcha humana. Proporciona todos os passos necessários para realizar uma simulação da locomoção bípede: isto inclui a modelação do corpo humano, definição da trajetória e controlo. Esta modelação teve em atenção as restrições reais do corpo humano, como são as limitações ao movimento impostas pelos ligamentos e articulações. Verificou-se, na prossecução deste objetivo, a existência de diversos

estudos nesta área, com a mesma finalidade, isto é, reprodução realista do movimento humano, e com várias outras: realidade virtual, desempenho atlético, etc. Os resultados que era suposto serem atingidos neste capítulo ficaram um pouco aquém do que se desejava, pois os modelos físicos e matemáticos propostos não foram testados, não se podendo concluir acerca da sua eficácia e semelhança ao corpo humano real.

## **5.2. Perspetivas de desenvolvimento futuro**

No decorrer desta dissertação, foram obtidas variáveis cinemáticas de interesse biomecânico. Esta informação poderá ser, posteriormente, utilizada na distinção entre padrões de marcha saudáveis e patológicos, auxiliando clínicos no diagnóstico, reabilitação, previsão de uma intervenção, etc.

De futuro, poderão ser introduzidas novas variáveis a este estudo, permitindo uma análise que abranja a ação, por exemplo, do sistema neuromuscular no movimento humano. Para isto, poderá recorrer-se à eletromiografia e a outros métodos disponíveis.

Relativamente à solução computacional desenvolvida, deverão ser testados outros algoritmos de deteção das variáveis abordadas, a fim de verificar a sua eficácia comparativamente ao algoritmo apresentado nesta dissertação. Uma vez que não eram conhecidos todos os parâmetros e condições em que foram obtidos os dados reais testados não foi possível proceder à comparação dos valores calculados com as possíveis alterações na marcha do sujeito, a fim de perceber a razão das flutuações, tanto dos parâmetros temporais abrangidos, como dos parâmetros espaciais. Este será um tema a abordar no futuro, a fim de verificar a influência de determinados estímulos, por exemplo visuais e auditivos, na marcha do ser humano.

O segundo tema abordado, o modelo do corpo humano, é um modelo bastante simples, tendo em conta o movimento apenas no plano sagital, ignorando questões de equilíbrio. Na marcha humana é envolvido quase todo o corpo. No entanto, por questões de simplicidade, as articulações existentes na parte superior do corpo, membros superiores e tronco, são desprezadas.

O modelo desenvolvido carece de realismo, não só visualmente, mas também anatomicamente. Esta será também uma questão a abordar em estudos futuros. O modelo desenvolvido deverá ser completado para que os resultados obtidos se assemelhem, o mais possível, à realidade.

## **6. BIBLIOGRAFIA**

---



1. **Wilhelms, Jane e Gelder, Allen Van.** Anatomically Based Modeling. 1997.
2. **Pop, Cristian.** Biomechanical model of human body using bondgraphs. Inverse dynamics. Simulation and control. *Masters of Applied Science in Mechanical Engineering.* 2000.
3. *Designing a general software system for musculoskeletal analysis.* **Rasmussen, John, et al.** Sydney, Australia : s.n., 2003. IX International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics.
4. **Beera, Sasi Bhushan e Sudhindra, Shreeganesh.** Modeling, Analysis and Simulation of Exoskeleton for a Human Arm.
5. **Alexander, R. McN.** Modelling approaches in biomechanics. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London.* 2003.
6. *Design, Modeling and simulation of the Human Lower Extremity Exoskeleton.* **Zhao, Yanjun, et al.** 2008. Control and Decision Conference.
7. Survey of 3D Human Body Representations. [Online] [Citação: 3 de Agosto de 2011.] <http://what-when-how.com/information-science-and-technology/survey-of-3d-human-body-representations/>.
8. **Kingma, Idsart, et al.** Validation of a full body 3-D dynamic linked segment model. *Human Movement Science.* 1996, Vol. 15, pp. 833-860.
9. Laboratory of Visualization and Perception. [Online] [Citação: 24 de Maio de 2011.] <http://webs.psi.uminho.pt/lvp/LVP/Home.html>.
10. **Pandy, Marcus G.** Computer Modeling and Simulation of Human Movement. *Annual Review Biomedical Engineering.* 2001, Vol. 3, pp. 245-273.
11. **Scheepers, Ferdi, et al.** Anatomy-Based Modeling of the Human Musculature. *Computer Graphics SIGGRAPH Proceedings.* 1997, Vol. 31.
12. **Chadwick, J. E., Haumann, D. R. e Parent, R. E.** Layered construction for deformable animated characters. *SIGGRAPH '89: Proceedings of the 16th annual conference on Computer graphics and interactive techniques.* 1989, Vol. 23, 3.
13. **Guenter, Brian.** A system for simulating human facial expression. *State-of-the-art in Computer Animation.* 1989.
14. **Hodgins, Jessica K., et al.** Animating human athletics. *SIGGRAPH '95: Proceedings of the 22nd annual conference on Computer graphics and interactive techniques.* 1995.

15. **Hartel, Thomas, Hildebrand, Falk e Knoll, Karin.** Methods of Simulation and Manipulation for the Evaluation of Figure Skating Jumps. [autor do livro] E. F. Moritz e S. Haake. *The Engineering of Sport 6*. New York : Springer, 2006.
16. **Phillips, Cary b. e Badler, Norman I.** Jack: a toolkit for manipulating articulated figures. *UIST '88: Proceedings of the 1st annual ACM SIGGRAPH symposium on User Interface Software*. 1988.
17. **Sengupta, Arijit K. e Das, Biman.** Human: An Autocad based three dimensional anthropometric human model for workstation design. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 1997, Vol. 19, pp. 345-352.
18. **Multon, Franck, et al.** Computer Animation of Human Walking: a Survey.
19. **Boulic, Ronan, Thalmann, Nadia Magnenat e Thalmann, Daniel.** A global human walking model with real-time kinematic personification. *The Visual Computer*. 1990, Vol. 6, pp. 344-358.
20. **Hulme, K. F., Mendel, F. C. e Chugh, K. P.** Development of a Computational Toolkit for Biomechanical Analysis and Simulation: The Vertebrate Analyzer. *Proceedings of the 16th International Conference on Computer Applications in Industry and Engineering*. 2003.
21. **Chandler, R. F., et al.** *Investigation of Inertial Properties of the Human Body*. Aerospace Medical Research Laboratory. Wright-Patterson Air Force Base : s.n., 1975.
22. **Clauser, C. E., McConville, J. T. e Young, J. W.** *Weight, Volume, and Center of Mass of Segments of the Human Body*. Aerospace Medical Research Laboratory. Wright-Patterson Air Force Base : s.n., 1969.
23. **Hanavan, E. P.** *A mathematical model of the human body*. Aerospace Medical Research Laboratories. Wright-Patterson Air Force Base : s.n., 1964.
24. **Mungiole, M. e Martin, P. E.** Estimating segment inertial properties: Comparison of magnetic resonance imaging with existing methods. *Journal of Biomechanics*. 1990, Vol. 23, 10, pp. 1039-1046.
25. **Aggarwal, J. K. e Cai, Q.** Human Motion Analysis: A Review. *Computer Vision and Image Understanding*. 1999, Vol. 73.
26. **Johansson, G.** Visual motion perception. *Scientific American*. 1975, Vol. 232.
27. *Towards a system for the interpretation of moving light display.* **Rashid, R. F.** 1980. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence.

28. *Visually interpreting the motion of objects in space.* **Webb, J. A. e Aggarwal, J. K.** 1981. IEEE Computer.
29. **Maciel, Anderson.** A biomechanics-based articulation model for medical applications. *Ph.D. Thesis.* 2005.
30. *Cardboard people: A parameterized model of articulated image motion.* **Ju, Shanon X., Black, Michael J. e Yacoob, Yaser.** 1996. Proceedings of the International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition.
31. *W4s: A realtime system detecting and tracking people in 2 1/2D.* **Haritaoglu, Ismail, Harwood, David e Davis, Larry S.** 1998. Proceedings of the European Conference on Computer Vision.
32. **Howe, Nicholas R., Leventon, Michael E. e Freeman, William T.** Bayesian reconstruction of 3D human motion from single-camera video. *Advances in Neural Information Processing Systems.* 2000.
33. *Hierarchical part-based human body pose estimation.* **Navaratnam, Ramanan, et al.** 2005. Proceedings of the British Machine Vision Conference.
34. *Model-based human body tracking.* **Huang, Yu e Huang, Thomas S.** 2002. Proceedings of the International Conference on Pattern Recognition.
35. *A multiple hypothesis approach to figure tracking.* **Cham, Tat-Jen e Rehg, James M.** 1999. Proceedings of the Conference on Computer Vision and Pattern Recognition.
36. *Tracking articulated motion using a mixture of autoregressive models.* **Agarwal, Ankur e Bill, Triggs.** 2004. Proceedings of the European Conference on Computer Vision.
37. *Singularity analysis for articulated object tracking.* **Morris, Daniel D. e Rehg, James M.** 1998. Proceedings of the Conference on Computer Vision and Pattern Recognition.
38. *Knowledge-guided visual perception of 3D human gait from a single image sequence.* **Chen, Z. e Lee, H. J.** 1992. IEEE Transactions On Systems, Man, And Cybernetics.
39. *Lower limb kinematics of human walking with the medial axis transformation.* **Bharatkumar, A. G., et al.** 1994. Proc. of IEEE Computer Society Workshop on Motion of Non-Rigid and Articulated Objects.
40. *3D real-time gesture recognition using proximity space.* **Huber, E.** 1996. Proc. of International Conference on Pattern Recognition.
41. *Model-based image analysis of human motion using constraint propagation.* **O'Rourke, J. e Badler, N. I.** 1980. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence.

42. *Model-based estimation of 3D human motion*. **Kakadiaris, Ioannis A. e Metaxas, Dimitris N.** 2000. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence.
43. **Sigal, Leonid, et al.** Attractive people: Assembling loose-limbed models using nonparametric belief propagation. *Advances in Neural Information Processing Systems*. 2003.
44. **Bregler, Christoph, Malik, Jitendra e Pullen, Katherine.** Twist based acquisition and tracking of animal and human kinematics. *International Journal of Computer Vision*. 2004, Vol. 56.
45. **Douros, Ioannis, Dekker, Laura e Buxton, Bernard F.** Reconstruction of the surface of the human body from 3D scanner data using B-splines. *Proceedings of the Second International Conference on 3D Digital Imaging and Modelling*. 1999.
46. *Recovering 3D human pose from monocular images*. **Agarwal, Ankur e Triggs, Bill.** 2006. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence.
47. **Barrón, Carlos e Kakadiaris, Ioannis A.** Estimating anthropometry and pose from a single uncalibrated image. *Computer Vision and Image Understanding*. 2004, Vol. 81.
48. **Whittle, Michael.** *Gait analysis: an introduction*. 4. s.l. : Butterworth-Heinemann, 2007.
49. —. *Gait analysis: an introduction*. s.l. : Elsevier Health Sciences, 2002. Vol. 1.
50. **Silva, M.** Apontamentos de Biomecânica articular. *Curso de biomecânica do movimento*. s.l. : Instituto Superior Técnico, 2004.
51. **Kapandji, Ibrahim Adalbert.** *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. s.l. : Elsevier Health Sciences, 1987. Vol. 2.
52. **BenAbdelkader, Chiraz, Cutler, Ross G. e Davls, Larry S.** Gait recognition using image self-similarity. *Eurasip Journal on Applied Signal Processing*. 2004, Vol. 4.
53. **Whittle, Michael W.** Clinical gait analysis: A review. *Human Movement Science*. 1996, Vol. 15.
54. Análise da marcha com diferentes sobrecargas de peso em pré-adolescentes. *FisioWeb WGate*. [Online] [Citação: 5 de Agosto de 2011.] [http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaude/fisioterapia/variedades/analise\\_marcha/analise\\_marcha.htm](http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaude/fisioterapia/variedades/analise_marcha/analise_marcha.htm).
55. **Fish, Deanna J. e Nielsen, Jean-Paul.** Clinical assessment of human gait. *Journal of Prosthetics and Orthotics*. 1993, Vol. 5.
56. **Medved, Vladimir.** *Measurement of human locomotion*. s.l. : CRC Press, 2001.
57. **Baker, Richard.** The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait & Posture*. 2007, Vol. 26, pp. 331-342.

58. **Gage, James R., Deluca, Peter A. e Renshaw, Thomas S.** Gait Analysis: Principles and Applications. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1995, Vol. 77, pp. 1607-1623.
59. **Davis, Roy B., et al.** A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*. 1991, Vol. 10.
60. **Nikolova, G., Stefanova, L. e Toshev, Y.** 3D model of the human body generated within Pro/EngineerTM environment. *Problems of Engineering Cybernetics and Robotics*. 2005, Vol. 55.
61. **Sutherland, D. H.** The evolution of clinical gait analysis: Part II Kinematics. *Gait and Posture*. 2002, Vol. 16, pp. 159-179.
62. **Zhou, Huiyu e Hu, Huosheng.** Human motion tracking for rehabilitation: A survey. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2008, Vol. 3, pp. 1-18.
63. —. *A Survey: Human Movement Tracking and Stroke Rehabilitation*. United Kingdom : University of Essex, 2004.
64. **Sheikh, Farrukh Iqbal.** Real-time human arm motion translation for the WorkPartner Robot. *Master's Thesis, Lulea University of Technology*. 2008.
65. **Begg, Rezaul e Palaniswami, Marimuthu.** *Computational Intelligence for Movement Sciences: Neural Networks and Other Emerging Techniques*. s.l. : Idea Group Inc (IGI), 2006.
66. **DeLisa, Joel A. e Kerrigan, Casey K.** *Gait Analysis In The Science Of Rehabilitation*. s.l. : DIANE Publishing, 1998.
67. **Tesio, L., et al.** Flexible electrogoniometers: kinesiological advantages with respect to potentiometric goniometers. *Clinical Biomechanics*. 1995, Vol. 10, pp. 275-277.
68. **Tao, Yaqing e Hu, Huosheng.** Building a Visual Tracking System for Home-Based Rehabilitation. *Proceedings of the 9th Chinese Automation & Computing Society Conference in the UK*. 2003.
69. STT Engineering and Systems. [Online] [Citação: 14 de Novembro de 2010.] [http://www.stt.es/index.php?/en/web/captura\\_de\\_movimiento/tecnologias/optico/tecnologia](http://www.stt.es/index.php?/en/web/captura_de_movimiento/tecnologias/optico/tecnologia).
70. **Fischer, Ronald.** Motion Capture Process and Systems. [autor do livro] Moon Jung, et al. *Motion Capture and Editing: Bridging Principles and Practices*. s.l. : A.K. Peters, 2000, 2.
71. **Kavanagh, Justin J. e Menz, Hylton B.** Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & Posture*. 2008, Vol. 28, pp. 1-18.
72. **Osman, Noor Azuan Abu, Ibrahim, Fatimah e Abas, Wan Abu Bakar Wan.** *4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering*. [ed.] Noor Azuan Abu Osman, et al. Kuala Lumpur, Malaysia : s.n., 25-28 June 2008. Vol. 1.

73. **Luinge, H. J.** Inertial Sensing of Human Movement. *PhD Thesis, University of Twente*. 2002.
74. **Cloete, Teunis.** *Benchmarking full-body inertial motion capture for clinical gait analysis*. Department of Mechanical and Mechatronic Engineering, Biomedical Engineering Research Group. Stellenbosch University : s.n., 2009. Final MSc Thesis Report.
75. **Lawrence, Anthony.** *Modern Inertial Technology: navigation, guidance and control*. s.l. : Springer-Verlag, 1998.
76. **Tebbutt, Peter, Wood, John e King, Michael.** *The Vicon Manual*. Oxford : OMG Plc, 2002.
77. Vicon Reliability. [Online] [Citação: 6 de Setembro de 2011.] <http://www.clinicalgaitanalysis.com/faq/reliability/>.
78. **Kokshenev, Valery B.** Dynamics of human walking.
79. **Rapoport, Svetlana, et al.** Constant and Variable Stiffness and Damping of the Leg Joints in Human Hopping. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2003, Vol. 125.
80. **Gruber, K., et al.** A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. *Journal of Biomechanics*. 1998, Vol. 31, pp. 439-444.
81. **Michel, O.** Cyberbotics Ltd - WebotsTM: Professional Mobile Robot Simulation. *International Journal of Advanced Robotic Systems*. 2004, Vol. 1.
82. **Hohl, Lukas, et al.** Aibo and Webots: Simulation, wireless remote control and controller transfer. *Robotics and Autonomous Systems*. 2006, Vol. 54.
83. **Onyshko, S. e Winter, D. A.** A mathematical model for the dynamics of human locomotion. *Journal of Biomechanics*. 1980, Vol. 13.
84. **Lintzen, Chiel.** *Impedance controlled anthropomorphic exoskeleton model*. Biorobotics Laboratory, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne. 2010.
85. **Neptune, R. R., Wright, I. C. e Vand Den Bogert, A. J.** A Method for Numerical Simulation of Single Limb Ground Contact Events: Application to Heel-Toe Running. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2000, Vol. 3, pp. 321-334.
86. **Ivanenko, Y. P., et al.** Control of Foot Trajectory in Human Locomotion: Role of Ground Control of Foot Trajectory in Human Locomotion: Role of Ground. *Journal of Neurophysiology*. 2002, Vol. 87.
87. **Dorn, Tim W., Lin, Yi-Chung e Pandy, Marcus G.** Estimates of muscle function in human gait depend on how foot-ground contact is modelled. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2011.

88. **Medrano-Cerda, G. A., et al.** Modelling and Simulation of the Locomotion of Humanoid Robots. *UK Automatic Control Conference*. 2010.
89. *Simulation of Contact Using a Nonlinear Damping Model.* **Marhefka, Duane W. e Orin, David E.** Minneapolis, Minnesota : s.n., 1996. International Conference on Robotics and Automation.
90. *Dynamical analysis of human walking.* **Wojtyra, Marek.** Warsaw University of Technology : s.n., 2000. 15th ADAMS European User's Conference.



## **7. APÊNDICES**

---



## 7.1. Algoritmo desenvolvido em Matlab

```
% Esta função estima a frequência, período, frequência angular e
amplitude de passada do sinal
clear all
close all

% Data from the signals
data1=load('nome do ficheiro.txt'); %carrega o ficheiro pretendido

%definição de cada coluna (no caso de existirem menos colunas devem ser
%eliminadas as inexistentes ou ocorrerá erro)
xLA=(data1(:,1)); %coluna 1
yLA=(data1(:,2)); %coluna 2
zLA=(data1(:,3)); %coluna 3
xLH=(data1(:,4));
yLH=(data1(:,5));
zLH=(data1(:,6));
xLT=(data1(:,7));
yLT=(data1(:,8));
zLT=(data1(:,9));
xRA=(data1(:,10));
yRA=(data1(:,11));
zRA=(data1(:,12));
xRH=(data1(:,13));
yRH=(data1(:,14));
zRH=(data1(:,15));
xRT=(data1(:,16));
yRT=(data1(:,17));
zRT=(data1(:,18));

fsamp=240; % Frequência de amostragem é de 240 frames/segundo

aux_j=1;
for i=2:size (xLA)
    x_aux(aux_j:aux_j+9)= linspace(xLA(i-1),xLA(i),10);
    aux_j=aux_j+10;
end

%Gráfico de parte da amostra mostrando as colunas xLA
figure(1); time=(1:1000)/fsamp;
plot(time,xLA(1:1000));
xlabel('Tempo (s)');ylabel('xLA');
title('Dados tornozelo esquerdo');

%% FFT
disp(['FFT Method']);

%Cálculos para intervalos de tempo definidos abaixo
intervalo=5*fsamp*10; %intervalo de tempo definido é de 5 segundos (no
caso de outro intervalo de tempo, alterar 5 pelo n° de segundos
desejado)
r=size(xLA); %comprimento coluna xLA
L=intervalo*10;

%%
i=1;
```

```

k=1;
aux_j=1;
g= size(x_aux');
while i <= g(1,1)
    aux=intervalo+i+1;

    if aux<=g(1,1)
        L=(i:intervalo+i);
        x_auxL=zscore(x_aux(i:intervalo+i));
        NFFT = 2^nextpow2(intervalo*10);           % Next power of 2 from
length of y
        Y1 = fft(x_auxL,NFFT)/(intervalo*10);
        f = (fsamp*10)/2*linspace(0,1,NFFT/2);
        freq_ampl=2*abs(Y1(1:NFFT/2));

        TF_x1=abs(fft(x_aux(i:intervalo+i)));     % transformada de
fourier (TF) de xLA

    end

    if freq_ampl(1)<0.00003

        [max_ss i_ss]=max(freq_ampl');
        f1=f(i_ss);                               %Frequência
        P1=1/f1;                                  %Período
        w1=2*pi*f1;                               %Frequência angular
    end

    if freq_ampl(1)> 0.00003

        [max_ss
i_ss]=findpeaks(freq_ampl(1:size(freq_ampl')));%max(freq_ampl(6:size(fre
q_ampl')));
        [max_ss2 i_ss2]=max(max_ss);
        f1=f(i_ss(i_ss2))*10;                    %Frequência
        P1=1/f1;                                  %Período
        w1=2*pi*f1;                               %Frequência angular
    end

    f_sinall(k,1)=f1;
    P_sinall(k,1)=P1;
    w_sinall(k,1)=w1;

    i=i+intervalo;
    k=k+1;
end
% No gráfico seguinte cada unidade no eixo ox corresponde a um intervalo
de 5segundos
figure (2)
plot (f_sinall);
xlabel('Intervalos de 5 segundos'); ylabel('Frequência');

%% Amplitude/comprimento de passo
figure (5); time=(1:1000)/fsamp;
plot(time,xLA(1:1000),time,xRA(1:1000));
xlabel('Tempo (s)');ylabel('xLA,xRA');
title('Coordenadas x de ambos os tornozelos');

i=1;

```

```
k=1;
g= size(xLA);
while i<=g(1,1)
    amp(k,1)=abs(xLA(i,1)-xRA(i,1));
    i=i+1;
    k=k+1;
end
[amplitude t]=findpeaks(amp);
amplitude_media=mean(amplitude);
amplitude_max=max(amplitude);
amplitude_min=min(amplitude);

Comprimento_passada=2*amplitude;
Comprimento_medio=2*amplitude_media;
Comprimento_max=2*amplitude_max;
Comprimento_min=2*amplitude_min;

DP_comprimento_passo=std(amplitude);
DP_comprimento_passada=std(Comprimento_passada);

%% Largura da passada
figure(6); time=(1:1000)/fsamp;
plot(time,yLA(1:1000),time,yRA(1:1000));
xlabel('Tempo (s)');ylabel('yLA,yRA');
title('Coordenadas y de ambos os tornozelos');

i=1;
k=1;
g=size(amplitude);
while i<=g(1,2)
    h=t(1,i);
    largura(k,1)=abs(yLA(h,1)-yRA(h,1));
    i=i+1;
    k=k+1;
end
largura_media=mean(largura);
largura_max=max(largura);
largura_min=min(largura);

DP_largura=std(largura);
```