



Heloísa Henriques Camões Sobral

# Análise Cinética da Marcha de Pacientes Sujeitos à Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior

Dissertação apresentada à Universidade de Coimbra para cumprimento dos requisitos necessários  
à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

Setembro 2015



UNIVERSIDADE DE COIMBRA





FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS  
E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

HELOÍSA HENRIQUES CAMÕES SOBRAL

---

## **Análise Cinética da Marcha de Pacientes Sujeitos à Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior**

---

*Dissertação apresentada à Universidade de Coimbra para  
cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre  
em Engenharia Biomédica*

Orientadores:

Professor Doutor João Paulo Morais Ferreira (ISR, ISEC)

Professor Doutor António Paulo Coimbra (ISR, DEEC)

Professor Doutor Manuel Marques Crisóstomo (ISR, DEEC)

Coimbra, 2015



Este trabalho foi desenvolvido em colaboração com:

Instituto de Sistemas e Robótica da Universidade de Coimbra



Instituto Superior de Engenharia de Coimbra





Esta cópia da tese é fornecida na condição de que quem a consulta reconhece que os direitos de autor são pertença do autor da tese e que nenhuma citação ou informação obtida a partir dela pode ser publicada sem a referência apropriada.

This copy of the thesis has been supplied on condition that anyone who consults it is understood to recognize that its copyright rests with its author and that no quotation from the thesis and no information derived from it may be published without proper acknowledgement.





# Agradecimentos

Gostava de agradecer em primeiro lugar aos meus orientadores, Dr. João Ferreira, Dr. Paulo Coimbra e Dr. Manuel Crisóstomo, por todo o apoio dado ao longo da realização deste projeto, pelos seus conselhos, pelos conhecimentos transmitidos e pela sua disponibilidade. Também queria agradecer à restante equipa de investigação, nomeadamente ao Stephane Cruz e ao Paulo Ferreira pela sua prontidão e paciência na resolução de alguns problemas, assim como pelas sugestões dadas que permitiram levar o trabalho a bom porto.

Por outro lado, queria mostrar a minha enorme gratidão para com todos os voluntários que se disponibilizaram para a realização dos testes, entre os quais Professores, investigadores, familiares e amigos. Um muito obrigada a todos eles, pois sem a sua colaboração nada disto seria possível.

Queria agradecer ainda a todos os meus amigos por todo o apoio e motivação nos momentos mais difíceis, e pelo exemplo a seguir que mostram a cada dia. Ao meu namorado agradeço toda a paciência e coragem.

Por fim, e não menos importante, agradeço imenso aos meus pais e ao meu irmão por todo o carinho, preocupação e prontidão, e também a toda a família que de forma mais ou menos também deram o seu contributo.



*“If you can dream it, you can do it”*,

*Walt Disney*



# Resumo

A análise da marcha humana é um tema amplamente investigado em áreas como o desporto e a medicina, sendo essencial desenvolver novas metodologias que permitam aperfeiçoar o estudo dos seus padrões.

Este trabalho foi desenvolvido com o objetivo de concluir acerca do grau de recuperação relativa de pacientes sujeitos à reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA), através do estudo da componente vertical das forças de reação do solo (FRS). Assim, neste projeto é proposta uma nova metodologia para a análise da marcha, que pressupõe o uso técnicas de inteligência computacional para gerar os perfis de referência, e o desenvolvimento de dois índices de marcha que constituam uma medida da severidade relativa da marcha, e da qual se possa obter informações úteis do ponto de vista clínico.

Neste estudo foram testados 28 indivíduos saudáveis e 8 pacientes sujeitos à reconstrução do LCA, utilizando sapatos instrumentados para a aquisição dos dados.

Neste sentido, estudaram-se três métodos de inteligência computacional - redes neuronais *feedforward*, *Multioutput Support Vector Regression* (MSVR) e *Extreme Learning Machine* (ELM) - para treinar modelos capazes de prever os padrões das forças verticais de acordo com a idade, peso e altura de cada indivíduo, e com a duração das passadas.

A análise da marcha dos pacientes foi feita com base no cálculo de um índice de marcha saudável e de um índice de marcha não saudável, que têm a vantagem de incluir uma medida da simetria e uma medida dos desvios entre os parâmetros das curvas dos pacientes e os das curvas de referência.

Os resultados obtidos mostraram que o algoritmo ELM é o mais adequado para gerar os perfis de referência, por permitir obter curvas das forças verticais de acordo com a literatura, ao serem introduzidas entradas desconhecidas no modelo treinado. Provou-se assim que este tipo de técnicas podem ser utilizadas para prever a componente vertical das FRS.

Em relação aos índices de marcha, os seus resultados vão ao encontro do que seria de esperar, aparentando ainda vantagens em relação à utilização de uma medida baseada num método de análise da marcha *standard*.

Concluindo, os índices desenvolvidos constituem uma medida simples e ao mesmo tempo completa, que permite ordenar os pacientes de acordo com o seu nível de recuperação relativa.

É de referir que também foi elaborado um pedido provisório de patente para a proteção da estrutura dos sapatos instrumentados utilizados para a aquisição dos dados.

**Palavras-chave:** Sapatos instrumentados; Forças de reação do solo (FRS); Inteligência computacional; Índice de marcha.

# Abstract

Human gait analysis is a subject that has been studied in different areas like sports and medicine. Hence, the development of new technologies is essential to improve the study of its patterns.

The main goal of this project is to estimate the relative recovery degree of patients who underwent anterior cruciate ligament reconstruction through the analysis of vertical ground reaction forces. A new method is proposed in which computational intelligence is used to generate the reference profile curves, and two gait indexes are developed to measure the relative severity of patient gait as well as to extract additional clinical information.

Gait data from 28 healthy subjects and 8 patients subjected to the reconstruction of their anterior cruciate ligament were collected using instrumented shoes.

Three different methods - feedforward neural networks, Multioutput Support Vector Regression (MSVR) and Extreme Learning Machine (ELM)- were explored to obtain predictive models of the vertical ground reaction force patterns based on subject age, weight, height and stride duration.

Patient gait analysis was done by computing an healthy gait index and an unhealthy gait index, which has the advantage of including a measure of symmetry and a measure of deviation between the gait parameters of the patients and the references.

The results showed that the ELM algorithm is the most suited to produce the reference profiles, since it provides vertical ground reaction forces curves in accordance with literature. Therefore, it proves that computational intelligence can be used to forecast vertical ground reaction forces.

Regarding the gait indexes, the outcomes were in accordance with the expected results. Moreover, they seemingly revealed advantages over the use of a measure based on a standard gait analysis method.

In conclusion, the developed gait indexes seem a simple and effective measure of the patient's relative recovery degree.

It should be noted that a provisional patent application was made in order to protect the instrumented shoe structure used for data acquisition.

**Keywords:** Instrumented shoes; Ground reaction forces; Computational intelligence; gait index.



# Acrónimos

<b>ANOVA</b>	<i>Analysis of Variance</i>
<b>CLIMA</b>	<i>Clinical Motion Analysis</i>
<b>COM</b>	<i>Communication Port</i>
<b>CoP</b>	<i>Centre of Pressure</i>
<b>CRC</b>	<i>Cyclic Redundancy Check</i>
<b>DTW</b>	<i>Dynamic Time Warping</i>
<b>ELM</b>	<i>Extreme Learning Machine</i>
<b>EM</b>	Erro de Marcha
<b>EMG</b>	Eletromiograma
<b>FRS</b>	Forças de Reação do Solo
<b>GDI</b>	<i>Gait Deviation Index</i>
<b>GGI</b>	<i>Gillette Gait Index</i>
<b>GPS</b>	<i>Gait Profile Score</i>
<b>GVS</b>	<i>Gait Variable Score</i>
<b>IMU</b>	<i>Inertial Measurement Unit</i>
<b>IS</b>	Índice de Simetria
<b>LCA</b>	Ligamento Cruzado Anterior
<b>LDA</b>	<i>Linear Discriminant Analysis</i>
<b>LED</b>	<i>Light Emitting Diode</i>
<b>LR</b>	<i>Load Rate</i>
<b>MSE</b>	<i>Mean Squared Error</i>
<b>MSVR</b>	<i>Multioutput Support Vector Regression</i>
<b>PCA</b>	<i>Principal Component Analysis</i>
<b>PCB</b>	<i>Printed Circuit Board</i>
<b>RBF</b>	<i>Radial Basis Function</i>
<b>RS</b>	Região Saudável
<b>SOM</b>	<i>Self-Organizing Maps</i>
<b>SVM</b>	<i>Support Vector Machine</i>
<b>SVR</b>	<i>Support Vector Regression</i>
<b>ULR</b>	<i>Unload Rate</i>
<b>USB</b>	<i>Universal Serial Bus</i>



# Lista de Figuras

Figura 2.1 – Fases do ciclo da marcha com a escala temporal normalizada [8].....	6
Figura 2.2 – Fases do ciclo da marcha e respetivas durações, como percentagem do ciclo total. Adaptado de [7] e [10]. .....	7
Figura 2.3 - Componente vertical (cima), antero-posterior (centro) e medio-lateral (baixo) das FRS [7]. .....	8
Figura 2.4 - Progressão do CoP ao longo do ciclo da marcha, para um indivíduo saudável caminhando descalço à velocidade normal [7]. .....	9
Figura 2.5 - Representação da força vertical de reação do solo de um indivíduo saudável, com os dois picos máximos (F1 e F3) e o mínimo (F2) assinalados, assim como os respetivos tempos de ocorrência. ....	11
Figura 2.6 - Representação da área da densidade espectral (esquerda) e do gráfico da derivada em função da força aplicada (direita) para o passo representado na figura 2.5. ....	12
Figura 2.7 - Representação do ajuste esperado e do ajuste obtido entre as curvas do lado dominante e do lado não dominante para o cálculo do IS de um indivíduo saudável. ....	12
Figura 2.8 - Representação de duas sequências temporais mostrando as distâncias mínimas encontradas para alguns pontos dos sinais. ....	13
Figura 2.9 - Ligamentos cruzados e colaterais do joelho direito. Vista anterior (esquerda) e posterior (direita). Adaptado de [28]. .....	14
Figura 2.10 - Representação esquemática das operações realizadas num neurónio com várias entradas. Adaptado de [40]. .....	16
Figura 2.11 - Representação esquemática do tubo de regressão de raio $\epsilon$ para uma função de regressão não linear. Adaptado de [122]. .....	19
Figura 3.1 - Sistema de aquisição da marcha utilizando sensores de inércia (esquerda), uma plataforma de forma (centro) e uma passadeira (direita) [46] [48] [49]. .....	23
Figura 3.2 - Sistema F-Scan (esquerda) e Pedar (direita) [50], [51]. .....	24
Figura 3.3 – ForceShoe [55]. .....	25
Figura 3.4 - Principais componentes do GaitShoe [56]. .....	26

Figura 3.5 - Representação esquemática do sistema de medição da pressão (esquerda); representação da caixa com os sensores de pressão no exterior do calçado (direta em cima) e da distribuição dos tubos em espiral na sola do sapato (direita em baixo) [57].	27
Figura 3.6 - Representação esquemática da estrutura de um sensor de pressão (cima) e distribuição dos sensores de pressão na palmilha [58].	28
Figura 3.7 - Palmilha desenvolvida por Howell [60].	29
Figura 3.8 - Princípio de funcionamento dos sensores óticos aplicando forças verticais (a) e b)) ou forças horizontais (c) e d)) [61].	30
Figura 3.9 – Representação do circuito flexível (esquerda) e aspeto final da palmilha (direita) [61].	30
Figura 3.10 - Representação do princípio de funcionamento de cada célula quando são aplicadas forças verticais (cima) e aspeto exterior de uma célula e corte de uma secção interna (baixo) [62].	31
Figura 3.11 - Palmilha de silicone com as unidades sensitivas ligada aos componentes eletrónicos (esquerda) e aspeto final após a incorporação da palmilha no calçado [62].	32
Figura 3.12 - Vista em corte do sensor de força desenvolvido [64].	33
Figura 3.13 - Representação esquemática de uma palmilha com um sensor primário (quadrado maior) rodeado por quatro sensores secundários (quadrados menores) [66].	34
Figura 3.14 - Representação esquemática dos dois dispositivos fixos na sola de um sapato [68].	35
Figura 3.15 - Representação esquemática do dispositivo aplicado no ante-pé, mostrando as células de carga verticais (assinaladas com setas dispostas na vertical) e as células de carga horizontais (assinaladas com as setas dispostas horizontalmente) [68].	36
Figura 4.1 - Representação esquemática da parte exterior do novo sapato instrumentado.	50
Figura 4.2 - Distribuição dos sensores de força no interior do sapato. Os círculos representam os sensores verticais (medem a componente vertical das FRS) e os semicírculos representam os sensores horizontais (medem as componentes horizontais das FRS).	51
Figura 4.3 – Aspeto do protótipo utilizado para a aquisição dos dados.	52
Figura 4.4 - Força vertical de uma pessoa saudável de 80 kg durante um teste, mostrando o desnível das forças do lado direito.	55
Figura 4.5 - Esquema representativo do sapato esquerdo, mostrando as 18 posições em que as forças de calibração foram aplicadas. As marcas circulares correspondem à zona acima dos sensores verticais e as marcas com o ‘+’ representam as posições intermédias.	55

Figura 4.6 - Constantes multiplicativas obtidas para o pé direito resolvendo os sistemas de equações da hipótese 4.....	60
Figura 4.7 - Erro relativo percentual da força obtida utilizando as constantes calculadas com os sistemas de equações da hipótese 4 para o pé direito. Cada linha representa um ponto onde foram aplicadas várias forças conhecidas.....	61
Figura 4.8 - Representação da força obtida em função da força aplicada para os testes feitos no pé direito (cima) e no pé esquerdo (baixo). Cada linha representa um ponto onde foram aplicadas várias forças conhecidas.....	61
Figura 4.9 - Posições do CoP esperadas e previstas para ambos os pés ao serem aplicados 400 N nas 18 posições testadas na calibração em cada pé. As previsões foram calculadas através da aplicação das constantes multiplicativas obtidas com a resolução dos sistemas de equações da hipótese 4.....	62
Figura 4.10 - Forças verticais de uma pessoa saudável de 80 kg calculadas somente com as retas de calibração (esquerda); com as retas de calibração e as constantes com o menor erro quadrático médio (centro); e com as retas de calibração e as constantes finais corrigidas (direita).....	63
Figura 4.11 - Interface gráfica utilizada para a aquisição dos dados. Os números indicam as seguintes regiões: 1- Dados Pessoais; 2- Portas COM; 3- Modo de Aquisição; 4- Botão Iniciar.....	65
Figura 4.12 - Interface gráfica utilizada para a aquisição de dados, mostrando o resultado final de um teste.....	66
Figura 4.13 - Teste com os sapatos instrumentados.....	69
Figura 5.1 - Fluxograma com a sequência de processos e decisões do algoritmo de validação dos testes das forças verticais.....	73
Figura 5.2 - Força vertical de um teste em função do tempo, mostrando os apoios iniciais e o seu desvio em relação ao nível esperado (linha do peso corporal).....	75
Figura 5.3 - Representação dos apoios e dos passos iniciais num teste da marcha, para o pé direito e esquerdo.....	76
Figura 5.4 - Exemplo de um apoio do lado esquerdo em que foi necessário antecipar o fim do patamar da força devido a uma quebra na força.....	77
Figura 5.5 - Fluxograma do algoritmo de correção e normalização das forças.....	78
Figura 5.6 - Força vertical corrigida e normalizada após a seleção dos apoios do teste mostrado na figura 5.2.....	79

Figura 5.7 - Exemplos de apoios e patamares selecionados (círculos verdes), mostrando dois exemplos de desequilíbrios à direita. ....	79
Figura 5.8 - Representação das forças durante um teste feito num corredor com menor comprimento. É possível identificar os doze percursos (dois percursos para cada velocidade), com onze mudanças de sentido. ....	80
Figura 5.9 - Diagrama com as principais etapas do algoritmo de seleção de passos. ....	81
Figura 5.10 - Exemplo de um teste com uma passada do pé esquerdo em que durante a sua fase de apoio, se observam pequenos “passos”/oscilações no lado direito. ....	81
Figura 5.11 - Representação das forças de um teste simples (cima) e de um teste duplo (em baixo), juntamente com a curva que une o primeiro e último picos de cada passo na sua forma original (verde) e filtrada (vermelho), e com os mínimos locais. ....	83
Figura 5.12 – Representação de um teste simples e dos passos a eliminar (vermelho) em várias etapas do algoritmo. ....	84
Figura 5.13 - Fluxograma com os procedimentos para a análise de uma sequência de passos consecutivos iniciada por um passo direito. ....	86
Figura 5.14 - Representação dos passos selecionados para duas sequências iniciadas com o pé esquerdo, mostrando as regiões onde as regras se aplicam assinaladas com os respetivos números (cima). Representação das passadas agrupadas (baixo). ....	86
Figura 5.15 - Durações aceites para cada intervalo de velocidades. V1 representa o intervalo com passadas mais lentas (durações maiores) e V5 é o intervalo com passadas mais rápidas (durações menores). ....	88
Figura 5.16 - Forças médias do grupo 1 para as cinco velocidades. As linhas contínuas representam as forças para o lado dominante, e as linhas tracejadas representam as forças para o lado não dominante. ....	89
Figura 5.17 - Forças médias do grupo 2 para as cinco velocidades. As linhas contínuas representam as forças para o lado dominante, e as linhas tracejadas representam as forças para o lado não dominante. ....	89
Figura 5.18 - Representação das amplitudes dos máximos (F1 e F3) e do mínimo (F2) durante a fase de apoio das forças verticais para as cinco velocidades. São mostrados os resultados para o grupo 1 (esquerda) e para o grupo 2 (direita). ....	91
Figura 6.1 - Representação dos padrões das curvas previstas com a 1ª e 2ª melhores redes neuronais para o mesmo indivíduo, que apresenta entradas desconhecidas para as redes. .	99

Figura 6.2 - Representação dos perfis das forças obtidas para cinco indivíduos saudáveis com as mesmas características dos pacientes operados, utilizando o melhor modelo obtido com o algoritmo MSVR. ....	100
Figura 6.3 - Representação dos perfis das forças obtidas para cinco indivíduos saudáveis com as mesmas características dos pacientes operados, utilizando o melhor modelo treinado com o algoritmo ELM. ....	101
Figura 6.4 - Representação dos perfis das forças para as cinco velocidades, mostrando os resultados utilizando a primeira e a segunda melhores redes neuronais. ....	103
Figura 6.5 - Representação dos perfis das forças obtidas para cinco indivíduos saudáveis com as mesmas características dos pacientes operados, utilizando o melhor modelo treinado com o algoritmo MSVR. ....	103
Figura 6.6 - Representação dos perfis das forças obtidas para cinco indivíduos saudáveis com as mesmas características dos pacientes operados, utilizando o melhor modelo treinado com o algoritmo ELM. ....	104
Figura 6.7 - Representação das durações médias das passadas do lado dominante (esquerda) e do lado não dominante (direita) para cada paciente. ....	107
Figura 6.8 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha para os passos de um paciente, e para as 5 durações de passadas médias. A tracejado estão representados os limites da região saudável. ....	110
Figura 6.9 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P1. ....	113
Figura 6.10 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P2. ....	113
Figura 6.11 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P3. ....	114
Figura 6.12 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P4. ....	114
Figura 6.13 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P5. ....	115
Figura 6.14 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P6. ....	115
Figura 6.15 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P7. ....	116

Figura 6.16 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P8. ....	116
Figura 6.17 - Representação do índice de simetria e do GVS normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P1. ....	121
Figura 6.18 - Representação do índice de simetria e do GVS normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P2. ....	121
Figura 6.19 - Representação do índice de simetria e do GVS normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P3. ....	122
Figura 6.20 - Representação do índice de simetria e do GVS normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P4. ....	122
Figura 6.21 - Representação do índice de simetria e do GVS normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P5. ....	123
Figura 6.22 - Representação do índice de simetria e do GVS normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P6. ....	123
Figura 6.23 - Representação do índice de simetria e do GVS normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P7. ....	124
Figura 6.24 - Representação do índice de simetria e do GVS normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P8. ....	124
Figura 9.1 - Perfis das forças verticais do paciente 1 e das respectivas referências, para o lado dominante e não dominante. ....	169
Figura 9.2 - Perfis das forças verticais do paciente 2 e das respectivas referências, para o lado dominante e não dominante. ....	169
Figura 9.3 - Perfis das forças verticais do paciente 3 e das respectivas referências, para o lado dominante e não dominante. ....	170
Figura 9.4 - Perfis das forças verticais do paciente 4 e das respectivas referências, para o lado dominante e não dominante. ....	170
Figura 9.5 - Perfis das forças verticais do paciente 5 e das respectivas referências, para o lado dominante e não dominante. ....	171
Figura 9.6 - Perfis das forças verticais do paciente 6 e das respectivas referências, para o lado dominante e não dominante. ....	171
Figura 9.7 - Perfis das forças verticais do paciente 7 e das respectivas referências, para o lado dominante e não dominante. ....	172
Figura 9.8 - Perfis das forças verticais do paciente 8 e das respectivas referências, para o lado dominante e não dominante. ....	172



Figura 9.9 - Representação do erro de marcha e do DTW normalizados para o paciente 1. .....	207
Figura 9.10 - Representação do erro de marcha e do DTW normalizados para o paciente 2. .....	207
Figura 9.11 - Representação do erro de marcha e do DTW normalizados para o paciente 3. .....	208
Figura 9.12 - Representação do erro de marcha e do DTW normalizados para o paciente 4. .....	208
Figura 9.13 - Representação do erro de marcha e do DTW normalizados para o paciente 5. .....	209
Figura 9.14 - Representação do erro de marcha e do DTW normalizados para o paciente 6. .....	209
Figura 9.15 - Representação do erro de marcha e do DTW normalizados para o paciente 7. .....	210
Figura 9.16 - Representação do erro de marcha e do DTW normalizados para o paciente 8. .....	210
Figura 9.17 - Representação do GVS e do DTW normalizados para o paciente 1.....	211
Figura 9.18 - Representação do GVS e do DTW normalizados para o paciente 2.....	211
Figura 9.19 - Representação do GVS e do DTW normalizados para o paciente 3.....	212
Figura 9.20 - Representação do GVS e do DTW normalizados para o paciente 4.....	212
Figura 9.21 - Representação do GVS e do DTW normalizados para o paciente 5.....	213
Figura 9.22 - Representação do GVS e do DTW normalizados para o paciente 6.....	213
Figura 9.23 - Representação do GVS e do DTW normalizados para o paciente 7.....	214
Figura 9.24 - Representação do GVS e do DTW normalizados para o paciente 8.....	214



# Lista de Tabelas

Tabela 4.1 - Resultados dos treinos da abordagem 1.....	57
Tabela 4.2 - Resultados dos treinos da abordagem 2.....	57
Tabela 4.3 - Resultados dos treinos da abordagem 3.....	58
Tabela 4.4 - Resultados da abordagem 4. ....	58
Tabela 4.5 - Valor mínimo, valor máximo, média e desvio padrão da idade, massa e altura das pessoas saudáveis testadas. ....	68
Tabela 4.6 - Valor mínimo, valor máximo, média e desvio padrão da idade, massa e altura dos pacientes sujeitos à ligamentoplastia do LCA. ....	68
Tabela 5.1 - Valor mínimo, máximo, médio e desvio padrão para a idade, massa e altura dos indivíduos dos dois grupos. ....	87
Tabela 6.1 - Valor mínimo, máximo, médio e desvio padrão da idade, peso, altura e duração das passadas dos dados das entradas.....	94
Tabela 6.2 - Intervalo de normalização das entradas e das saídas, e divisão dos dados, para cada um dos métodos estudados. ....	95
Tabela 6.3 - Resultados das cinco melhores redes neuronais para o lado dominante. ....	97
Tabela 6.4 - Resultados dos cinco melhores treinos com o algoritmo ELM para o lado dominante. ....	97
Tabela 6.5 - Resultados dos cinco melhores treinos com o algoritmo MSVR para o lado dominante. ....	98
Tabela 6.6 - Resultados das cinco melhores redes neuronais para o lado não dominante. ....	101
Tabela 6.7 - Resultados dos cinco melhores treinos com o algoritmo ELM para o lado não dominante. ....	102
Tabela 6.8 - Resultados dos cinco melhores treinos com o algoritmo MSVR para o lado não dominante. ....	102
Tabela 6.9 – Género, idade, massa, altura, lado operado e ano da cirurgia de cada paciente. ....	106
Tabela 6.10 - Índices de marcha finais calculados com os valores de EM e IS. ....	119
Tabela 6.11 - Índices de marcha finais calculados com os valores de GVS em vez do EM. ....	126

Tabela 6.12 – Síntese dos principais resultados finais. D-Lado Dominante; ND-Lado Não Dominante. ....	128
Tabela 9.9.1 - Idade, massa, altura, tamanho do pé e lado dominante dos indivíduos saudáveis testados. ....	161
Tabela 9.2 - Tempo de apoio como percentagem do ciclo da marcha e em segundos, e respetivos desvios padrão. ....	163
Tabela 9.3 - Tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respetivos desvios padrão. ....	163
Tabela 9.4 - Picos máximos (F1, F3) e mínimo (F2) das FRS, e respetivos desvios padrão, em termos de fração do peso corporal. ....	163
Tabela 9.5 - Tempos dos picos máximos (T1, T3) e mínimo (T2) e respetivos desvios padrão, em termos da percentagem do ciclo da marcha. ....	164
Tabela 9.6 - Tempo de apoio como percentagem do ciclo da marcha e em segundos, e respetivos desvios padrão. ....	164
Tabela 9.7 - Tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respetivos desvios padrão. ....	164
Tabela 9.8 - Picos máximos (F1, F3) e mínimo (F2) das FRS, e respetivos desvios padrão, em termos de fração do peso corporal. ....	165
Tabela 9.9 - Tempos dos picos máximos (T1, T3) e mínimo (T2) e respetivos desvios padrão, em termos da percentagem do ciclo da marcha. ....	165
Tabela 9.10 - Tempo de apoio como percentagem do ciclo da marcha e em segundos, e respetivos desvios padrão. ....	166
Tabela 9.11 - Tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respetivos desvios padrão. ....	166
Tabela 9.12 - Picos máximos (F1, F3) e mínimo (F2) das FRS, e respetivos desvios padrão, em termos de fração do peso corporal. ....	166
Tabela 9.13 - Tempos dos picos máximos (T1, T3) e mínimo (T2) e respetivos desvios padrão, em termos da percentagem do ciclo da marcha. ....	167
Tabela 9.14 - Tempo de apoio como percentagem do ciclo da marcha e em segundos, e respetivos desvios padrão. ....	167
Tabela 9.15 - Tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respetivos desvios padrão. ....	167
Tabela 9.16 - Picos máximos (F1, F3) e mínimo (F2) das FRS, e respetivos desvios padrão, em termos de fração do peso corporal. ....	168

Tabela 9.17 - Tempos dos picos máximos (T1, T3) e mínimo (T2) e respectivos desvios padrão, em termos da percentagem do ciclo da marcha. ....	168
Tabela 9.18 - Índice de simetria para o Grupo 1 e para o Grupo 2. ....	168
Tabela 9.19 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 1.....	173
Tabela 9.20 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 1.....	173
Tabela 9.21 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 1.....	173
Tabela 9.22 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 1.....	174
Tabela 9.23 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 1.....	174
Tabela 9.24 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 1. ....	174
Tabela 9.25 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 1.....	175
Tabela 9.26 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 1.....	175
Tabela 9.27 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 1. ....	175
Tabela 9.28 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 1.....	176
Tabela 9.29 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 1. ....	176
Tabela 9.30 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 1. ....	176
Tabela 9.31 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 2.....	177
Tabela 9.32 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 2.....	177
Tabela 9.33 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 2.....	177

Tabela 9.34 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 2.....	178
Tabela 9.35 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 2.....	178
Tabela 9.36 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 2.....	178
Tabela 9.37 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 2.....	179
Tabela 9.38 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 2.....	179
Tabela 9.39 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 2.....	179
Tabela 9.40 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 2.....	180
Tabela 9.41 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 2.....	180
Tabela 9.42 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 2.....	180
Tabela 9.43 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 3.....	181
Tabela 9.44 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 3.....	181
Tabela 9.45 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 3.....	181
Tabela 9.46 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 3.....	182
Tabela 9.47 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 3.....	182
Tabela 9.48 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 3.....	182
Tabela 9.49 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 3.....	183
Tabela 9.50 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 3.....	183

Tabela 9.51 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 3. ....	183
Tabela 9.52 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 3. ....	184
Tabela 9.53 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 3. ....	184
Tabela 9.54 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 3. ....	184
Tabela 9.55 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 4. ....	185
Tabela 9.56 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 4. ....	185
Tabela 9.57 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 4. ....	185
Tabela 9.58 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 4. ....	186
Tabela 9.59 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 4. ....	186
Tabela 9.60 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 4. ....	186
Tabela 9.61 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 4. ....	187
Tabela 9.62 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 4. ....	187
Tabela 9.63 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 4. ....	187
Tabela 9.64 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 4. ....	188
Tabela 9.65 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 4. ....	188
Tabela 9.66 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 4. ....	188
Tabela 9.67 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 5. ....	189

Tabela 9.68 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 5.....	189
Tabela 9.69 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 5.....	189
Tabela 9.70 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 5.....	190
Tabela 9.71 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 5.....	190
Tabela 9.72 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 5. ....	190
Tabela 9.73 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 5.....	191
Tabela 9.74 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 5.....	191
Tabela 9.75 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 5. ....	191
Tabela 9.76 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 5.....	192
Tabela 9.77 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 5. ....	192
Tabela 9.78 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 5. ....	192
Tabela 9.79 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 6.....	193
Tabela 9.80 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 6.....	193
Tabela 9.81 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 6.....	193
Tabela 9.82 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 6.....	194
Tabela 9.83 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 6.....	194
Tabela 9.84 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 6. ....	194



Tabela 9.85 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 6.....	195
Tabela 9.86 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 6.....	195
Tabela 9.87 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 6. ....	195
Tabela 9.88 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 6.....	196
Tabela 9.89 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 6. ....	196
Tabela 9.90 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 6. ....	196
Tabela 9.91 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 7.....	197
Tabela 9.92 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 7.....	197
Tabela 9.93 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 7.....	197
Tabela 9.94 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 7.....	198
Tabela 9.95 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 7.....	198
Tabela 9.96 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 7. ....	198
Tabela 9.97 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 7.....	199
Tabela 9.98 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 7.....	199
Tabela 9.99 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 7. ....	199
Tabela 9.100 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 7.....	200
Tabela 9.101 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 7. ....	200

Tabela 9.102 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 7.....	200
Tabela 9.103 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 8.....	201
Tabela 9.104 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 8.....	201
Tabela 9.105 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 8.....	201
Tabela 9.106 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 8.....	202
Tabela 9.107 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 8.....	202
Tabela 9.108 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 8.....	202
Tabela 9.109 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 8.....	203
Tabela 9.110 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 8.....	203
Tabela 9.111 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 8.....	203
Tabela 9.112 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 8.....	204
Tabela 9.113 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 8.....	204
Tabela 9.114 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 8.....	204
Tabela 9.115 - Erros relativos percentuais médios dos parâmetros F1, F2, F3, T1, T2, T3, tempo de apoio, e posição de início da fase simples.....	205
Tabela 9.116 - Erros relativos percentuais médios dos parâmetros: posição de fim da fase simples, duração da fase simples, load rate, unload rate, área da densidade espectral, área da derivada em função da força, DTW e GVS.....	205

# Índice

Resumo.....	i
<i>Abstract</i> .....	iii
Acrónimos .....	v
Lista de Figuras .....	vii
Lista de Tabelas.....	xv
Índice.....	xxiii
1 Introdução .....	1
1.1 Contextualização .....	1
1.2 Objetivos .....	2
1.3 Publicações Efetuadas .....	2
1.4 Estrutura do Documento.....	3
2 Conceitos Introdutórios .....	5
2.1 Ciclo da Marcha.....	5
2.2 Forças de Reação do Solo.....	7
2.3 Trajetória do Centro de Pressão do Pé.....	9
2.4 Parâmetros para a Análise da Marcha .....	10
2.5 Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior do Joelho.....	14
2.6 Inteligência Computacional.....	16
2.6.1 Redes Neurais .....	16
2.6.2 <i>Extreme Learning Machine</i> .....	17
2.6.3 <i>Multioutput Support Vector Regression</i> .....	18
3 Revisão da Literatura .....	21
3.1 Dispositivos para a Aquisição da Marcha .....	21
3.1.1 Sistemas no Mercado .....	21
3.1.2 Sistemas da Literatura Científica .....	25
3.1.3 Sistemas Patenteados .....	32
3.1.4 Considerações Finais.....	37
3.2 Métodos de Análise da Marcha.....	37
3.2.1 Métodos Estatísticos .....	38
3.2.2 Redes Neurais .....	39
3.2.3 <i>Support Vector Machines</i> .....	42
3.2.4 <i>Principal Component Analysis</i> .....	43
3.2.5 Índices de Marcha.....	44
3.2.6 Considerações Finais.....	47

4	Aquisição de Dados .....	49
4.1	Sapato Instrumentado .....	49
4.1.1	Estrutura do Protótipo .....	49
4.1.2	Pedido de Patente.....	52
4.2	Calibração do Protótipo.....	53
4.2.1	Cálculo das FRS e da Trajetória do CoP .....	53
4.2.2	Contextualização do Problema.....	54
4.2.3	Calibração usando Redes Neurais .....	56
4.2.4	Calibração usando Constantes Multiplicativas.....	58
4.2.5	Correção Final.....	63
4.2.6	Considerações Finais.....	64
4.3	<i>Software</i> de Aquisição.....	65
4.4	Testes .....	67
4.4.1	Indivíduos Testados .....	67
4.4.2	Procedimentos do Teste.....	68
5	Pré-Processamento e Validação dos Dados.....	71
5.1	Verificação da Validade dos Testes.....	71
5.2	Correção e Normalização das Forças .....	74
5.3	Seleção de Passos .....	80
5.4	Agrupamento de Passos.....	85
5.5	Validação dos Dados .....	87
5.5.1	Preparação dos Dados para Validação.....	87
5.5.2	Resultados.....	88
5.5.3	Considerações Finais.....	92
6	Resultados e Discussão.....	93
6.1	Padrões de Referência da Marcha.....	93
6.1.1	Conjuntos de Entrada e de Saída .....	94
6.1.2	Treino dos Padrões de Referência .....	95
6.1.3	Resultados.....	96
6.2	Nível de Recuperação Relativa dos Pacientes .....	105
6.2.1	Pacientes Operados ao LCA.....	106
6.2.2	Preparação dos Dados dos Pacientes.....	107
6.2.3	Índices de Marcha.....	108
6.2.4	Resultados Finais .....	112
7	Conclusões e Trabalho Futuro.....	131
7.1	Conclusões .....	131
7.2	Trabalho Futuro .....	134
8	Bibliografia .....	137

9	Anexos .....	149
9.1	Anexo A - Pedido de Patente.....	151
9.2	Anexo B - Dados dos Indivíduos Saudáveis .....	161
9.3	Anexo C - Validação dos Dados.....	163
9.4	Anexo D - Análise das Forças dos Pacientes .....	169
9.5	Anexo E - Erros dos Parâmetros .....	205
9.6	Anexo F - DTW como Medida da Simetria.....	207



# 1 Introdução

Este trabalho foi desenvolvido no Instituto de Sistemas e Robótica da Universidade de Coimbra no âmbito do projeto “Novas Tecnologias para apoio à Saúde e Qualidade de Vida”. O trabalho foi feito em colaboração com o Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, com o serviço de Medicina Física e de Reabilitação dos Hospitais da Universidade de Coimbra, incluindo também uma parceria com a empresa Active Space Technologies.

## 1.1 Contextualização

O estudo da marcha humana é um tema que tem vindo a ser cada vez mais investigado ao longo dos últimos tempos, devido à necessidade crescente de conhecer e perceber melhor os seus padrões.

Assim, a análise da marcha tem apresentado um forte impacto em áreas como o desporto, onde permite, por exemplo, perceber os padrões de corrida dos atletas, e na medicina, ajudando na identificação de alterações da marcha devido a doenças neurológicas, na prevenção de úlceras de pressão nos pés em diabéticos e na avaliação de tratamentos de reabilitação física [1] [2] [3].

Os trabalhos já desenvolvidos nesta área são muito abrangentes, e incluem estudos da distribuição da pressão plantar, das forças de reação do solo (FRS), da trajetória do centro de pressão do pé (*Centre of Pressure- CoP*), do movimento das articulações durante o andar, de eletromiogramas (EMG), entre outros [2] [4] [5] [6].

Neste projeto, é feita uma análise cinética da marcha de pacientes sujeitos à reconstrução do ligamento cruzado anterior através de uma nova abordagem, estudando-se os padrões das FRS verticais que foram adquiridas utilizando sapatos instrumentados.

Assim, o desenvolvimento deste projeto resulta da necessidade crescente de melhorar as soluções utilizadas para a análise da marcha humana, de forma a permitir apoiar os processos de diagnóstico de patologias da marcha, e auxiliar na avaliação dos tratamentos durante a reabilitação.

## 1.2 Objetivos

O principal objetivo deste projeto é concluir acerca do nível de recuperação relativa de pacientes sujeitos à reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA), utilizando dados cinéticos adquiridos com sapatos instrumentados.

Para tal, pretende-se abordar uma nova metodologia para a análise da marcha humana, de forma a cumprir os seguintes objetivos:

1. Aplicação de métodos de inteligência computacional para a previsão dos perfis de referência das forças verticais de reação do solo, com base nos traçados das curvas de indivíduos saudáveis;
2. Desenvolvimento de dois índices de marcha que permitam ordenar os pacientes saudáveis e os pacientes não saudáveis de acordo com a sua simetria e com os desvios que apresentam em relação às referências.

Além disso, também se pretende acompanhar o processo de aperfeiçoamento dos sapatos instrumentados na empresa Active Space Technologies, com o objetivo de elaborar um pedido de patente que permita a proteção da estrutura dos mesmos.

## 1.3 Publicações Efetuadas

Foi elaborado um pedido de patente provisório ao qual a resposta do Instituto Nacional da Propriedade Industrial foi favorável.

O trabalho desenvolvido deu origem a dois resumos que foram publicados no *4th IEEE Portuguese Meeting on Bioengineering*, intitulados “*Human Gait Analysis Using Instrumented Shoes*” e “*Software for Human Gait Analysis and Classification*”. Para além dos resumos submetidos, os trabalhos foram apresentados na conferência e foram elaborados dois *posters*.

Além disso, também foi elaborado um artigo científico intitulado “*Vertical ground reaction forces generation using computational intelligence*”, para publicação numa revista.



## 1.4 Estrutura do Documento

O documento está organizado de forma sequencial, começando com as abordagens mais teóricas, seguindo-se a parte prática e os resultados e conclusões finais.

Inicialmente, no capítulo 2 é feito um enquadramento teórico de acordo com os conceitos mais diretamente relacionados com o trabalho desenvolvido.

De seguida, no capítulo 3 é feita uma revisão da literatura acerca dos dispositivos e métodos utilizados para a análise da marcha humana.

Segue-se o capítulo 4 onde são dados a conhecer os principais aspetos relativos à aquisição dos dados usando os sapatos instrumentados.

No capítulo 5 são descritos os mecanismos desenvolvidos para o pré-processamento dos dados adquiridos, bem como o seu processo de validação.

Já no capítulo 6, são apresentados os resultados mais importantes relacionados com a aplicação de métodos de inteligência computacional para gerar os padrões de referência das forças verticais de reação do solo, assim como os resultados finais relativos aos índices de marcha desenvolvidos.

Por fim, no capítulo 7 são apresentadas as conclusões finais de todo o trabalho desenvolvido, bem como algumas sugestões de trabalho futuro.



## 2 Conceitos Introdutórios

Neste capítulo são apresentados os conceitos teóricos mais relevantes que estão diretamente relacionados com o trabalho desenvolvido.

Inicialmente é feito um resumo acerca do ciclo da marcha, bem como dos padrões das três componentes das FRS do solo e da trajetória do CoP. Segue-se a apresentação dos parâmetros mais importantes para a análise da marcha, com base nos perfis das forças de reação do solo verticais.

De seguida é feita uma breve descrição acerca dos aspetos mais importantes relacionados com a reconstrução do LCA do joelho.

Por fim são apresentados os princípios de funcionamento das três abordagens estudadas para a previsão dos perfis de referência da marcha humana: redes neuronais *feedforward*, *Extreme Learning Machine* (ELM) e *Multipoint Support Vector Regression* (MSVR).

### 2.1 Ciclo da Marcha

A marcha humana é um movimento de progressão que resulta do sincronismo existente entre os ciclos de marcha de ambos os pés.

O ciclo da marcha consiste na sequência de eventos que ocorre entre dois contactos consecutivos de um mesmo pé com a superfície de apoio. O ciclo divide-se em duas fases: a fase de apoio (*stance phase*), em que o pé está em contacto com a superfície de apoio, compreendendo 62 % do ciclo total, e a fase de balanço (*swing phase*), em que o pé está levantado, correspondendo aos restantes 38 % [7].

A figura 2.1 representa esquematicamente as fases de um ciclo da marcha que constitui uma passada.

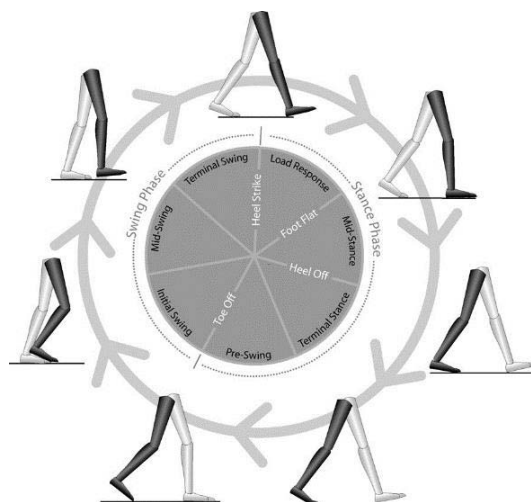


Figura 2.1 – Fases do ciclo da marcha com a escala temporal normalizada [8].

A fase de apoio começa com o contacto inicial do pé com o calcanhar (*heel strike*), iniciando-se assim o primeiro apoio duplo (*double limb support*). Segue-se então a resposta à carga (*load response*), onde ocorre a absorção do choque e a transferência do peso corporal para o pé de apoio.

De seguida, no apoio médio (*mid-stance*), o pé contralateral deixa a superfície de apoio iniciando a fase de apoio simples (*single limb support*), o corpo movimenta-se para a frente, e os calcanhares alinham-se.

A transição para o apoio terminal (*terminal stance*) verifica-se quando o calcanhar do pé de apoio se eleva e o pé contralateral contacta com a superfície, iniciando-se assim o segundo apoio duplo.

Desta forma, é possível o avanço do corpo para a frente até ao início do pré-balanço (*pre-swing*). No pré-balanço, a propulsão leva à descolagem dos dedos da superfície de apoio (*toe-off*), iniciando-se a fase de balanço para esse membro [8] [9].

A fase de balanço é constituída pelo balanço inicial (*initial swing*), balanço médio (*mid-swing*) e balanço final (*terminal balance*).

O balanço inicial começa quando o pé que anteriormente estava em contacto com a superfície de apoio se levanta, sendo rapidamente acelerado.

No balanço médio (*mid-swing*) o membro acelerado progride para a frente alinhando-se com o pé de apoio até que, por fim, no balanço final (*terminal balance*) se observa uma desaceleração para preparar o contacto com a superfície de apoio, que corresponde ao fim do ciclo [10].

Na figura 2.2 encontram-se representados os principais eventos e as fases do ciclo da marcha, assim como os seus tempos como percentagem do ciclo total.

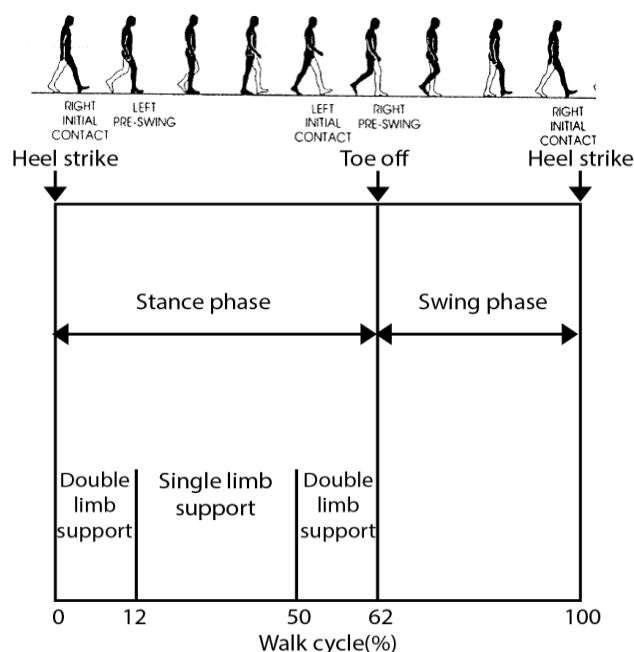


Figura 2.2 – Fases do ciclo da marcha e respetivas durações, como percentagem do ciclo total. Adaptado de [7] e [10].

## 2.2 Forças de Reação do Solo

As forças de reação do solo (FRS) são as forças que a superfície de apoio exerce sobre o pé durante a marcha. Estas forças têm igual módulo às forças exercidas pelo pé nessa mesma superfície, mas sentidos opostos.

As FRS são constituídas pelas componentes vertical, antero-posterior e medio-lateral, que podem ser explicadas através da análise dos eventos do ciclo da marcha.

Na figura 2.3 podem-se observar os perfis das três componentes das FRS de uma pessoa saudável. É importante referir que só está representada a fase de apoio, uma vez que na fase de balanço não são aplicadas forças na superfície de apoio.

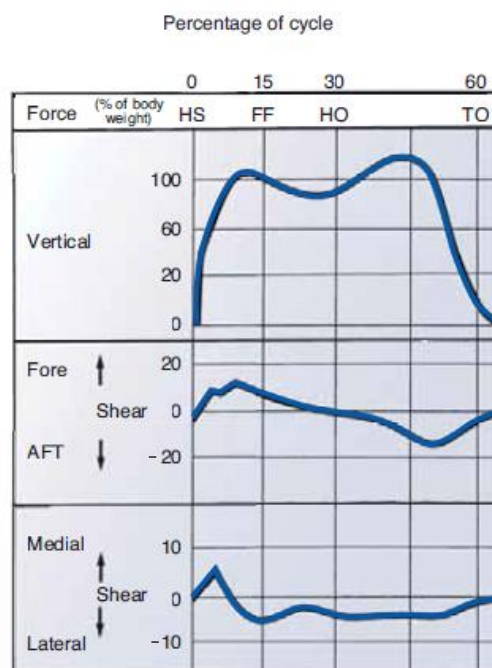


Figura 2.3 - Componente vertical (cima), antero-posterior (centro) e medio-lateral (baixo) das FRS [7].

O perfil da componente vertical das FRS apresenta tipicamente um mínimo e dois máximos locais. O primeiro máximo ocorre após o contacto inicial do calcanhar (*heel strike*), devido ao choque e à transferência da carga, atingindo valores superiores ao peso da pessoa. De seguida, durante o apoio médio, a força diminui para valores inferiores ao peso corporal atingindo um mínimo local. Já na fase de apoio terminal, a força atinge o segundo máximo, novamente com valores superiores ao peso, devido à flexão plantar do tornozelo necessária para o levantamento do pé. Por fim, a força vertical torna-se nula quando o pé perde o contacto com a superfície de apoio (*toe off*) e entra na fase de balanço [11].

Analisando a componente antero-posterior das FRS verifica-se que, após o contacto inicial, esta apresenta um pico positivo, uma vez que inicialmente o pé exerce uma força segundo a direção anterior (para a frente). Além disso, também é visível uma pequena travagem nesta fase. Por outro lado, no apoio médio a direção da força é invertida levando ao aparecimento de um pico negativo antes do *toe-off*. Tal facto mostra que a força necessária para o levantamento do pé tem direção posterior (para trás) [7] [11].

No que diz respeito à componente medio-lateral, as forças aplicadas são essencialmente segundo a direção lateral, isto é, em direção à parte de fora do pé, uma vez que o centro de gravidade se encontra orientado medialmente [7].

É importante referir que os padrões apresentados representam os perfis esperados para um indivíduo saudável caminhando à velocidade normal. No entanto, os padrões sofrem

alterações de acordo com a velocidade da marcha, apresentando diferenças nas suas intensidades e nos parâmetros temporais [12] [13].

## 2.3 Trajetória do Centro de Pressão do Pé

A localização do CoP traduz a posição do vetor da força vertical de reação do solo num dado instante do ciclo da marcha.

O cálculo das posições do CoP corresponde a uma média ponderada das forças aplicadas em todos os pontos de contacto, durante todo o ciclo. Assim, tendo em conta que as forças aplicadas dependem do posicionamento do pé e do controlo muscular, o estudo da evolução da trajetória do CoP ao longo do ciclo da marcha é um ponto importante para a identificação de padrões patológicos [11].

Para uma pessoa saudável que caminhe descalça e à velocidade normal, no início de um ciclo o seu CoP encontra-se no centro do calcanhar, assumindo-se que o contacto inicial é feito com a parte posterior do pé. Assim, o CoP progride aceleradamente desde o retro-pé, passando pelo médio-pé, em direção ao ante-pé, onde se observa um abrandamento.

A relação entre as velocidades de progressão inicial e final pode ser observada na figura 2.4 pela distância entre as marcas temporais assinaladas como percentagem do ciclo da marcha.

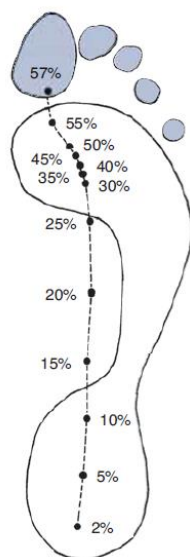


Figura 2.4 - Progressão do CoP ao longo do ciclo da marcha, para um indivíduo saudável caminhando descalço à velocidade normal [7].

Considerando simultaneamente o perfil da componente vertical das FRS e a trajetória do CoP, o primeiro pico característico das FRS é atingido após o contacto do calcanhar, quando o CoP já está em progresso. Assim, à medida que o peso é transferido para a parte

da frente, o CoP é acelerado desde o retro-pé em direção ao ante-pé, acompanhando a linha média (distante da zona de contacto lateral).

O segundo pico da força vertical das FRS surge após o levantamento do calcanhar. Nesta fase a trajetória do CoP já se encontra na região do ante-pé e a sua posição altera-se a uma velocidade menor, como se pode ver pela maior proximidade das marcas temporais na figura 2.4.

Por fim, quando termina a fase de apoio, a força final é exercida essencialmente pelos dedos maiores do pé.

No entanto, quando os indivíduos estão calçados, a trajetória do CoP sofre alterações, uma vez que o próprio calçado e a sua rigidez retiram liberdade ao movimento do pé. As principais diferenças observadas são uma maior aceleração da trajetória e o seguimento da linha média do sapato em vez da linha média do pé [14].

## 2.4 Parâmetros para a Análise da Marcha

Para o estudo da marcha humana, é necessário extrair informações dos dados disponíveis, que resultam de um dado processo de aquisição.

No entanto, é importante conhecer as grandezas físicas que os dados em causa representam, e adaptar as variáveis de estudo em função disso. Assim, é possível desenvolver uma análise mais cuidada e completa, e facilitar a interpretação dos resultados.

Neste sentido, tendo em conta os objetivos deste projeto, procuraram-se variáveis que pudessem ser obtidas a partir das curvas da componente vertical das FRS num ciclo completo.

Verificou-se que os parâmetros utilizados com maior frequência são as amplitudes dos dois picos máximos da força vertical, que representam os momentos após o contacto inicial (F1) e antes do levantamento total do pé (F3), assim como o mínimo local (F2) que se encontra entre eles, na fase de apoio médio. Juntamente com estas três forças também são analisados os tempos em que elas se observam e o tempo da fase de apoio, todos eles em termos da percentagem do ciclo da marcha [4] [15].



Na figura 2.5 encontram-se representadas as três amplitudes da força vertical ( $F_1$ ,  $F_2$ ,  $F_3$ ) e os respectivos tempos ( $T_1$ ,  $T_2$ ,  $T_3$ ) para a análise da marcha.

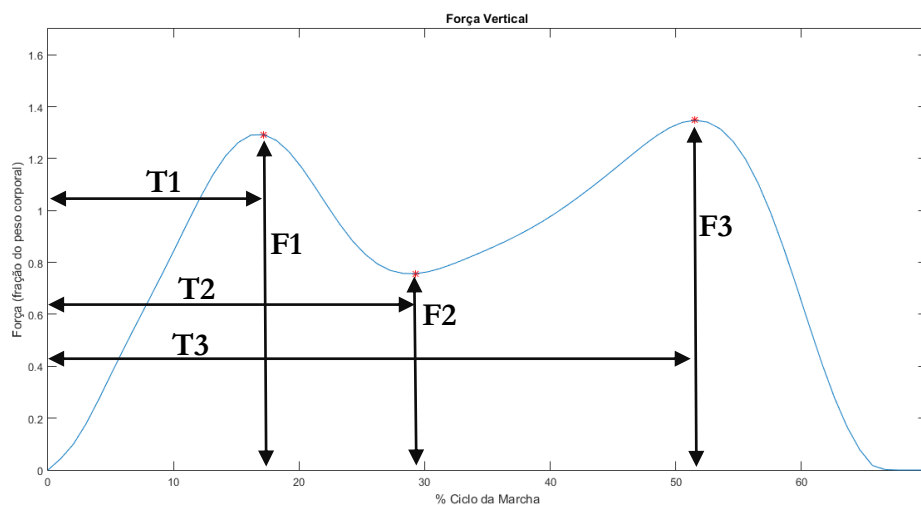


Figura 2.5 - Representação da força vertical de reação do solo de um indivíduo saudável, com os dois picos máximos ( $F_1$  e  $F_3$ ) e o mínimo ( $F_2$ ) assinalados, assim como os respectivos tempos de ocorrência.

Relativamente aos tempos analisados, também é importante examinar a fase de apoio simples, que corresponde ao período em que o contacto com a superfície é feito só com um dos pés [10]. Assim, selecionaram-se para estudo a duração da fase simples (em segundos), assim como os seus tempos de início e fim (como percentagem do ciclo da marcha).

Além disso, as taxas de transferência de peso no início e fim da fase de apoio (*LR-Load Rate* e *ULR-Unload Rate* respetivamente) também são duas variáveis analisadas em diversos trabalhos, incluindo o estudo da marcha durante o processo de reabilitação de pacientes sujeitos à reconstrução do LCA [16], [17], [18]. Em termos práticos, as duas taxas referidas correspondem à derivada da curva nos instantes em que a força apresenta uma amplitude de 63 % do pico máximo mais próximo, considerando apenas a região da subida inicial e da descida final.

Tendo ainda em conta que a curva da componente vertical das FRS apresenta um comportamento periódico, é possível obter a sua transformada de Fourier. Assim, optou-se por estudar a área da densidade espectral [19].

Ainda em termos de áreas, selecionou-se também como parâmetro a área do gráfico resultante da representação da derivada da força em função da força aplicada. Esta análise já foi utilizada por Yoo et al. [20] para o estudo dos ângulos da articulação das ancas.

A figura 2.6 mostra a área da densidade espectral e da representação da derivada em função da força para o passo mostrado na figura 2.5.

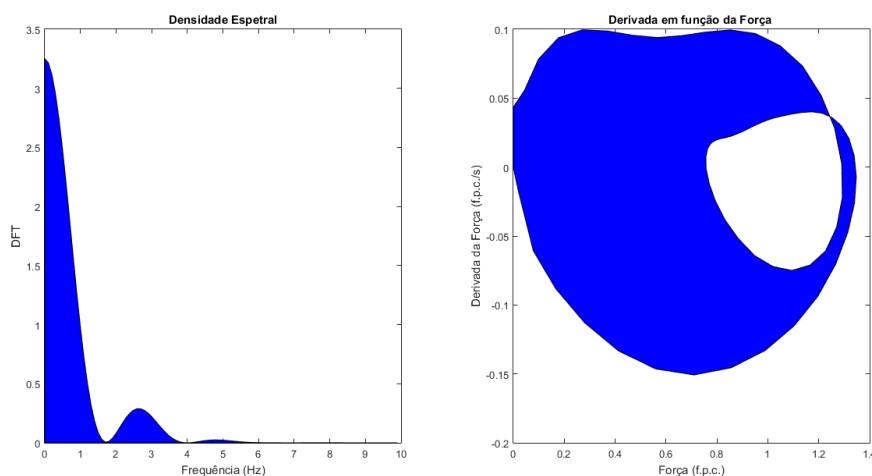


Figura 2.6 - Representação da área da densidade espectral (esquerda) e do gráfico da derivada em função da força aplicada (direita) para o passo representado na figura 2.5.

Um outro aspeto a ter em conta é o facto da marcha humana apresentar assimetrias distintas em condições saudáveis e em condições patológicas. Neste sentido, decidiu-se estudar também um parâmetro que quantifica a simetria entre os dois lados [21].

Calculou-se assim um índice simetria ( $IS$ ) com base no declive da reta (em graus) obtida com o ajuste dos pontos experimentais da curva média das forças do lado dominante e do lado não dominante, dispostos em eixos perpendiculares, como mostra a figura 2.7. Assim, o  $IS$  corresponde à diferença relativa percentual entre o declive obtido e o declive esperado ( $45^\circ$ , que indica uma simetria perfeita entre os dois lados).

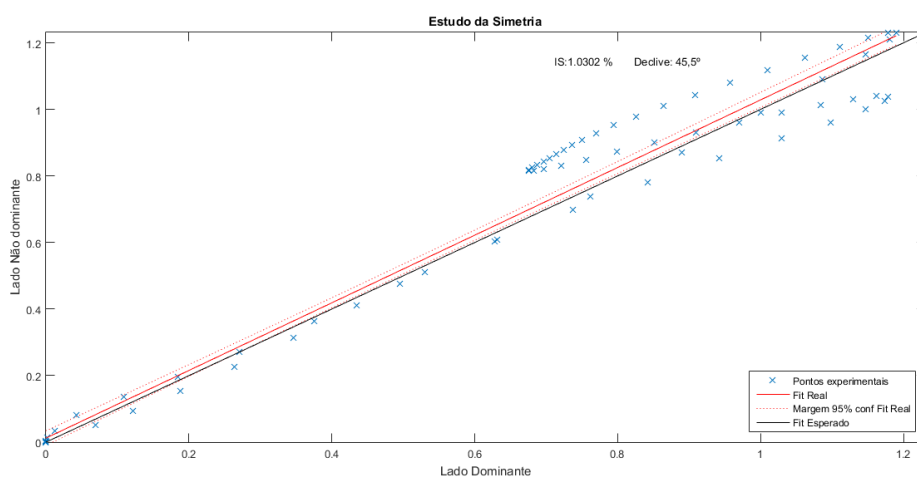


Figura 2.7 - Representação do ajuste esperado e do ajuste obtido entre as curvas do lado dominante e do lado não dominante para o cálculo do  $IS$  de um indivíduo saudável.

Contudo, é importante referir que o *IS* pode apresentar valores positivos ou negativos, consoante as forças médias do lado dominante sejam inferiores ou superiores, respetivamente.

Por outro lado, uma das abordagens utilizadas para quantificar as diferenças existentes entre padrões de marcha patológicos e saudáveis, é através do cálculo de índices de marcha. Estes são muito utilizados para indicar a severidade de patologias da marcha [22].

Entre os vários índices estudados que se encontram descritos na secção 3.2.5 do capítulo 3 - Revisão da Literatura, optou-se por utilizar o *Gait Profile Score* (GPS), devido à simplicidade da sua aplicação e interpretação física [23].

Este índice, além de reunir num só valor os desvios de diversas variáveis de um dado paciente em relação a uma referência, também permite calcular um *Gait Variable Score* (GVS) para cada uma delas. Neste caso, optou-se por utilizar os GVS's para comparar as curvas das diferentes velocidades testadas.

Uma outra solução utilizada para avaliar as diferenças entre as curvas de padrões saudáveis e patológicos, é através do algoritmo *Dynamic Time Warping* (DTW). O DTW permite determinar as dissemelhanças entre duas sequências temporais, encontrando uma medida que minimiza as diferenças entre os dois sinais [24]. É importante referir que a minimização das diferenças é feita analisando os desvios entre os sinais dentro de uma região com uma determinada largura definida, tal como se pode observar na figura 2.8.

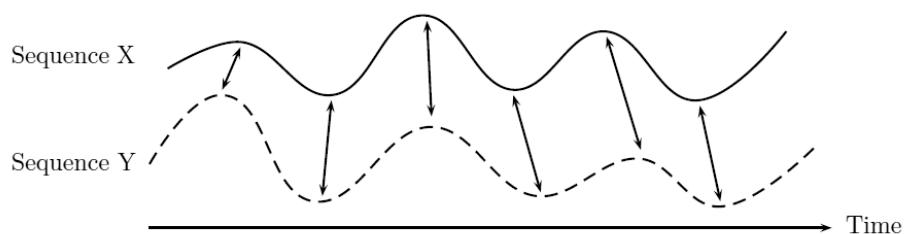


Figura 2.8 - Representação de duas sequências temporais mostrando as distâncias mínimas encontradas para alguns pontos dos sinais.

Concluindo, os parâmetros propostos para o estudo da marcha são os seguintes:

- Forças: F1, F2, F3;
- Tempos: T1, T2, T3, duração da fase de apoio, e duração, início e fim da fase de apoio simples;
- Taxas: taxa de transferência do peso no início e fim da fase de apoio;
- Áreas: densidade espectral e representação da derivada em função da força aplicada;
- Índice de Simetria

- GVS;
- DTW.

Um aspeto a apontar é o facto de os parâmetros apresentados terem sido seleccionados apenas para o estudo da componente vertical das FRS, como referido inicialmente.

No entanto, apesar de sair do contexto deste projeto, é de notar que também é possível aplicar a análise dos picos das forças e dos respetivos tempos apresentados acima ao estudo das componentes antero-posterior e medio-lateral das FRS, de acordo com as características apresentadas por cada uma [4].

No que diz respeito ao estudo da trajetória do CoP, exemplos de parâmetros estudados na literatura são a sua velocidade [17], assim como os deslocamentos aquando da ocorrência dos picos F1, F2 e F3 nos padrões das forças verticais [4].

## 2.5 Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior do Joelho

O ligamento cruzado anterior (LCA) é um feixe de tecido fibroso que desempenha um papel fundamental na estabilização da articulação do joelho, na medida em que limita a translação anterior da tibia em relação ao fémur e os movimentos rotacionais em certas condições [25] [26] [27].

Na figura 2.9 é possível observar os principais elementos anatómicos que constituem a articulação do joelho, incluindo o LCA.

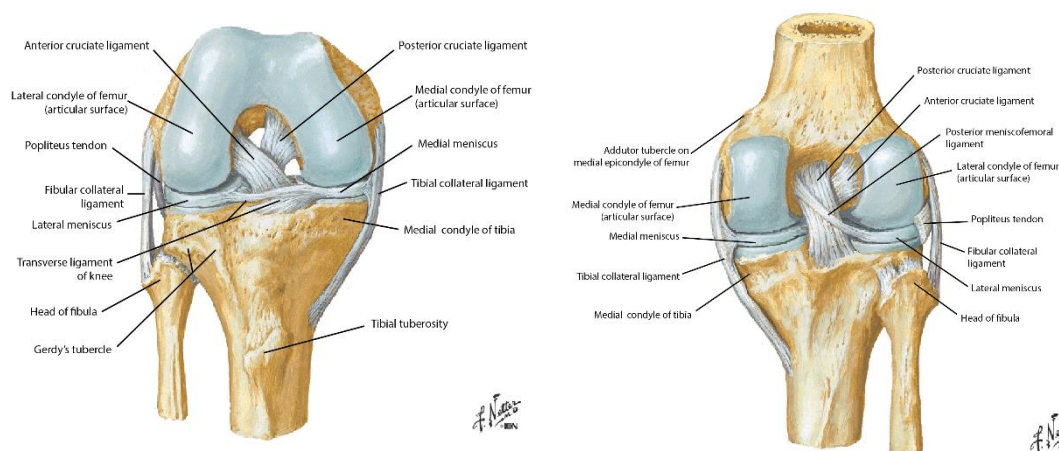


Figura 2.9 - Ligamentos cruzados e colaterais do joelho direito. Vista anterior (esquerda) e posterior (direita). Adaptado de [28].

O LCA é um dos ligamentos lesionados mais frequentemente em atividades desportivas ou de elevado impacto. Geralmente, a sua lesão está relacionada com movimentos como desacelerações e mudanças de direção rápidas, paragens abruptas, movimentos de torção e quedas de saltos descontroladas [29] [30].

A lesão do LCA traduz-se na diminuição da resistência no movimento de translação anterior da tíbia em relação ao fémur, podendo este tornar-se até quatro vezes superior em relação ao normal, causando sintomas que passam pela dor, edema e sensação de instabilidade no joelho [31] [32].

No entanto, tendo em conta que o ligamento não recupera da rotura por si só, na maior parte dos casos o tratamento passa pela reconstrução cirúrgica do ligamento (ligamentoplastia), com o objetivo de recuperar a cinemática e a estabilidade do joelho, e ao mesmo tempo evitar a progressão de lesões degenerativas [33].

Deste modo, a técnica cirúrgica mais utilizada consiste na reconstrução do LCA através da aplicação de um enxerto de outro ligamento do próprio paciente. Habitualmente aplica-se um enxerto do tendão rotuliano ou dos tendões dos músculos isquiotibiais [34].

A recuperação do paciente é feita de forma gradual e controlada, sendo necessário em média 6 meses para que se possa voltar à atividade física [35].

No entanto, apesar das taxas de recuperação serem elevadas e de a cirurgia ser feita de forma a permitir uma recuperação o mais rápida e eficaz possível, existem estudos que mostram que em períodos superiores a 6 meses após a reconstrução podem-se observar algumas anormalidades. Destas destacam-se a aplicação de forças musculares e de FRS verticais menores, menor estabilidade da postura e alterações no padrão de apoio dos dois membros [36] [37] [38] [39].

Neste sentido, é necessário referir que o grau de satisfação dos pacientes depende do nível de atividade física realizada após a reconstrução do LCA.

## 2.6 Inteligência Computacional

Neste projeto foram estudadas três abordagens distintas de inteligência computacional com o objetivo de treinar modelos que permitissem obter os padrões das FRS verticais de referência.

De seguida são descritos resumidamente os princípios de funcionamento dos três mecanismos experimentados: redes neuronais, *Extreme Learning Machine* e *Multioutput Support Vector Regression*.

### 2.6.1 Redes Neuronais

As redes neuronais são técnicas de aprendizagem computacional (supervisionadas ou não supervisionadas), através das quais é possível treinar modelos que permitem a resolução de problemas de regressão e de classificação. Contudo, tendo em conta o objetivo deste projeto, esta secção incide apenas no treino de redes supervisionadas.

A unidade fundamental de uma rede neuronal é um neurónio. Todavia, geralmente um só neurónio não é suficiente para a obtenção de bons resultados, sendo necessário utilizar vários neurónios em paralelo, constituindo uma camada, ou até várias camadas de neurónios.

O processo de aprendizagem de um neurónio é feito do seguinte modo: inicialmente as entradas ( $p$ ) são multiplicadas pelos respetivos pesos ( $w$ ); de seguida, é calculado o somatório dos produtos obtidos e é adicionada a polarização ( $b$ ) (opcional); por fim, o resultado da operação anterior é utilizado para determinar a saída ( $a$ ) através da aplicação de uma função de ativação ( $f$ ) que pode ser do tipo linear, sigmoide, ou outra. Este processo ocorre em todos os neurónios e em todas as camadas da rede.

A figura 2.10 mostra um esquema com as operações que são feitas num neurónio.

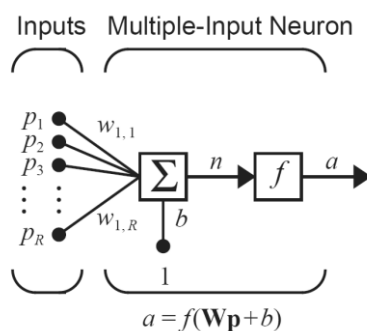


Figura 2.10 - Representação esquemática das operações realizadas num neurónio com várias entradas. Adaptado de [40].

Uma vez obtida a saída, é necessário avaliar a qualidade da previsão e ajustar os pesos e polarizações de forma a minimizar uma função de avaliação que pode ser o erro quadrático médio ou outra. A atualização dos pesos e polarizações pode ser feita de acordo com um algoritmo de retropropagação que utiliza o gradiente da função de avaliação em relação aos pesos ou o jacobiano dos erros em relação aos pesos. O treino termina quando é cumprido um determinado critério de paragem [40].

Neste projeto foram utilizadas redes neuronais do tipo *feedforward* com o objetivo de resolver um problema de regressão. As redes utilizadas apresentam uma função de ativação sigmoide na camada escondida, que permite a aprendizagem de relações não lineares entre as entradas e as saídas, e uma função de ativação linear na camada de saída. Optou-se por aplicar estas redes, uma vez que permitem aproximar razoavelmente bem qualquer função com um número finito de pontos, desde que o número de neurónios na camada escondida seja suficiente.

### 2.6.2 *Extreme Learning Machine*

O *Extreme Learning Machine* (ELM) é um algoritmo de treino de redes *feedforward* com uma camada escondida, que permite resolver problemas de regressão e classificação com um bom desempenho e elevada rapidez.

Este algoritmo de treino foi desenvolvido como alternativa aos algoritmos de retropropagação tradicionais que apresentam algumas desvantagens, das quais se destacam o facto de: levarem à paragem do treino quando são atingidos mínimos locais distantes do mínimo global da função de avaliação; serem algoritmos lentos; e de por vezes levarem ao sobre-treino da rede, prejudicando a sua capacidade de generalização.

Assim, o ELM tem como principal vantagem o facto de os pesos e as polarizações serem atribuídas aleatoriamente, e de não ser necessário atualizá-los, tornando o treino muito mais rápido. Além disso, é um método simples que permite obter uma melhor capacidade de generalização e que pode ser aplicado usando funções de ativação não diferenciáveis [41] [42].

No que diz respeito ao funcionamento do algoritmo propriamente dito, antes de tudo é necessário escolher o número de neurónios da camada escondida ( $\tilde{N}$ ). Após este passo, são gerados aleatoriamente o vetor dos pesos ( $w$ ) e das polarizações ( $b$ ) que ligam a camada de entrada e a camada escondida.

De seguida calcula-se a matriz da camada de saída ( $H$ ) que é dada pela equação 1.

$$\begin{aligned}
 & H(w_1, \dots, w_{\tilde{N}}, b_1, \dots, b_{\tilde{N}}, x_1, \dots, x_{\tilde{N}}) \\
 &= \begin{bmatrix} g(w_1 \cdot x_1 + b_1) & \cdots & g(w_{\tilde{N}} \cdot x_1 + b_{\tilde{N}}) \\ \vdots & \cdots & \vdots \\ g(w_1 \cdot x_N + b_1) & \cdots & g(w_{\tilde{N}} \cdot x_N + b_{\tilde{N}}) \end{bmatrix}_{N \times \tilde{N}} \quad (1)
 \end{aligned}$$

Onde  $x$  representa as entradas,  $g(x)$  a função de ativação e  $N$  é o número de vetores de treino.

Assim, sabendo que uma rede neuronal de uma camada pode ser descrita pela expressão  $H\beta = T$  (onde  $\beta$  é o vetor dos pesos que ligam a camada escondida à camada de saída, e  $T$  o vetor das saídas desejadas), é possível calcular  $\beta$  da seguinte forma:  $\beta = H^\dagger T$ , onde  $H^\dagger$  é a matriz pseudo-inversa de Moore-Penrose de  $H$ .

Por fim, é necessário referir que o número de neurónios testados deve ser igual ou inferior ao número de vetores de treino ( $\tilde{N} \leq N$ ) [41].

### 2.6.3 *Multioutput Support Vector Regression*

O algoritmo *Multioutput Support Vector Regression* (MSVR) é uma generalização do algoritmo *Support Vector Regression* (SVR), através do qual é possível treinar modelos para a previsão de regressões multivariáveis [43].

O MSVR permite resolver problemas de regressão quando as saídas são do tipo  $y \in \mathbb{R}^Q$ , tendo como objetivo encontrar um modelo de previsão definido pelo vetor  $W = [w^1, \dots, w^Q]$  e  $b = [b^1, \dots, b^Q]^T$ .

O modelo de previsão é obtido através da minimização da expressão:

$$\frac{1}{2} \sum_{j=1}^Q \|w^j\|^2 + C \sum_{i=1}^l L(u_i) \quad (2)$$

Onde  $C$  é o parâmetro que define o peso da função de perda  $L(u_i)$ .



Neste sentido, é necessário minimizar a função de perda que é alterada em função do erro da previsão, de tal forma que esta só é incrementada se a previsão se encontrar fora de um tubo de regressão de raio  $\varepsilon$ , tal como mostra a equação 3.

$$L(u) = \begin{cases} 0 & , u < \varepsilon \\ u^2 - 2u\varepsilon + \varepsilon^2 & , u \geq \varepsilon \end{cases} \quad (3)$$

Onde  $u_i = \sqrt{e_i^T e_i}$ ,  $e_i^T = y_i^T - \varphi(x_i)^T W - b^T$ ,  $\varphi(\cdot)$  é uma transformação não linear (Gaussiana neste caso) no espaço das variáveis [44].

Na figura 2.11 encontra-se esquematizado o tubo de regressão de raio  $\varepsilon$  para uma função de regressão não linear.

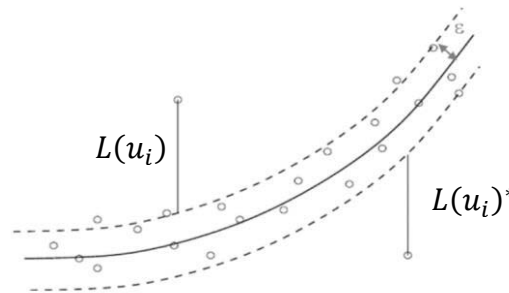


Figura 2.11 - Representação esquemática do tubo de regressão de raio  $\varepsilon$  para uma função de regressão não linear. Adaptado de [122].

Deste modo, para o treino de um modelo de regressão com o MSVR, para além das entradas e das saídas esperadas, é necessário introduzir o valor do parâmetro  $C$ , o raio do tubo de regressão ( $\varepsilon$ ) e a largura do kernel Gaussiano, e ajustá-los de forma a obter o melhor resultado possível.



## 3 Revisão da Literatura

Neste capítulo são apresentados os dispositivos para a aquisição da marcha que permitem obter as FRS, tendo como principal objetivo reunir a informação do estado da arte necessária para a elaboração de um pedido de patente.

De seguida, é feita uma revisão da literatura acerca dos métodos mais utilizados para a análise da marcha humana.

### 3.1 Dispositivos para a Aquisição da Marcha

Nesta secção são descritos com algum pormenor os dispositivos de aquisição da marcha que permitem registar as FRS, dando particular importância às plataformas de força, às palmilhas e aos sapatos instrumentados.

Inicialmente são mostrados os dispositivos mais relevantes existentes no mercado, seguindo-se a apresentação dos sistemas descritos na literatura e por fim as invenções que já se encontram patenteadas.

Esta pesquisa teve como principal objetivo a construção de um pedido de patente para a proteção da estrutura do sapato instrumentado, que foi utilizado neste projeto para a aquisição das FRS.

#### 3.1.1 Sistemas no Mercado

Os sistemas disponíveis no mercado para a aquisição e análise da marcha humana resumem-se essencialmente a sistemas de vídeo, plataformas de força, palmilhas e sapatos instrumentados.

Os sistemas de vídeo permitem a análise dos movimentos das articulações através do posicionamento de marcadores e/ou sensores em zonas chave do corpo. Assim, os movimentos dos marcadores permitem estudar as posições, as acelerações e os momentos das forças nas três direções, assim como os ângulos das articulações.

Estes dados depois de devidamente analisados podem ser usados para o diagnóstico de patologias da marcha (por exemplo, patologias do joelho, tornozelo e anca). Além disso, estes sistemas de diagnóstico podem ser complementados com o uso de outros aparelhos.

No entanto, por si só, tratam-se de sistemas dispendiosos, essencialmente devido ao custo das câmaras, e requerem a utilização de uma sala livre e ampla para a realização dos testes, limitando assim o seu uso na prática clínica. Um exemplo de um sistema que permite a análise da marcha através de vídeo é o *software* Clinical Motion Analysis (CLIMA) (STT Engeneering and Systems, San Sebastian, Espanha) [45]. Além disso, o sistema Xsens MVN BIOMECH (Xsens, Enschede, Holanda) permite a análise 3D do movimento utilizando sensores de inércia (contendo acelerómetros, giroscópios) e um sistema de vídeo (ver a figura 3.1 à esquerda) [46].

Por outro lado, as plataformas de força são os aparelhos mais usados na área da reabilitação física pelo facto de permitirem a medição das forças que o pé exerce durante a marcha com uma boa precisão e nas três direções. Todavia, a utilização destes dispositivos tem algumas desvantagens das quais se destacam a falta de portabilidade e o facto de alterarem o padrão da marcha natural do paciente ao obrigá-lo a pisar a plataforma em determinada parte do percurso. Uma possível solução para este problema seria a utilização de várias plataformas de força criando um tapete para permitir um andar mais natural. No entanto, esta não é uma hipótese viável pois tornaria o sistema muito dispendioso.

Das plataformas de força existentes no mercado, podemos destacar as plataformas Bertec (Columbus, USA), que permitem a medição das três componentes das FRS e dos momentos, assim como o cálculo da trajetória do CoP [47]. Já as plataformas Emed (Novel, Munique, Alemanha) (ver a figura 3.1 no centro), medem apenas a componente vertical das FRS, calculando também a trajetória do CoP, quer o indivíduo esteja em repouso ou em movimento [48]. Ambos os sistemas referidos podem ser complementados com a utilização de outros sistemas de medição ou de vídeo, e a observação e análise da informação pode ser feita com a ajuda de *software* específico que permite o tratamento dos dados e o acesso mais fácil à informação obtida.

Também existem passadeiras que podem ser utilizadas para a aquisição da marcha, ao apresentarem uma matriz de sensores de força por baixo do tapete rolante. Estes sistemas são utilizados muitas vezes em conjunto com câmaras e/ou outros sensores espalhados por várias partes do corpo. Como exemplo é de destacar a passadeira FDM-T (Zebris, Isny im Allgäu, Alemanha) (ver a figura 3.1 à direita) que pode ser associada a um sistema de análise

de vídeo, a um sistema de eletromiografia ou outro, complementando assim a análise da marcha [49].

Contudo, estes dispositivos para além de caros, são difíceis de transportar e acabam por alterar o padrão natural da marcha devido à presença do tapete rolante.



Figura 3.1 - Sistema de aquisição da marcha utilizando sensores de inércia (esquerda), uma plataforma de forma (centro) e uma passadeira (direita) [46] [48] [49].

Neste sentido, tem-se apostado em alternativas que permitam uma análise da marcha precisa, completa, e de forma prática e acessível.

Nos últimos anos tem-se verificado um interesse crescente pelo desenvolvimento de sapatos ou palmilhas instrumentadas. Trata-se de um sistema prático e portátil que mede com boa precisão parâmetros úteis para a caracterização da marcha humana tais como as FRS, as acelerações e rotações do pé, a localização do CoP, entre outros. Além disso, estes dispositivos instrumentados têm-se tornado cada vez mais pequenos e leves, permitindo a sua utilização de uma forma discreta, causando o mínimo desconforto. As suas características permitem ainda a recolha de informação durante a realização de uma grande variedade de atividades do dia-a-dia.

Atualmente já existem no mercado palmilhas e solas de calçado instrumentadas que permitem a medição das FRS e a trajetória do CoP, das quais se destacam as palmilhas F-Scan (Tekscan, South Boaton, MA, USA) (ver a figura 3.2 à esquerda) que utilizam sensores de força resistivos ultrafinos. Estas palmilhas têm associado um *software* que permite a visualização dos gráficos da força em função do tempo e dos perfis de pressão em tempo real, assim como a determinação de parâmetros temporais da marcha. É importante referir que o envio da informação pode ser feito por comunicação *wireless*, por USB (*Universal Serial Bus*) ou pode ser armazenada e descarregada numa fase posterior à realização dos testes. Porém, este sistema requer ainda a utilização de dois módulos presos ao corpo (um na zona

do tornozelo e outro na cintura) que podem causar algum desconforto durante a marcha [50].



Figura 3.2 - Sistema F-Scan (esquerda) e Pedar (direita) [50], [51].

As palmilhas Pedar da Novel (ver a figura 3.2 à direita) são outro exemplo de um sistema de medição da distribuição da pressão do pé que utiliza sensores capacitivos. Estas palmilhas elásticas podem cobrir toda a superfície do pé ou apenas algumas zonas (região dorsal, média ou lateral). A comunicação dos dados recolhidos pode ser feita por *Bluetooth* ou, em alternativa, podem ser armazenados de forma a serem posteriormente descarregados num computador. O módulo de aquisição e transmissão de informação deve ser fixo na zona da cintura. Para a análise da informação existem vários *softwares* disponíveis consoante a aplicação pretendida, destacando-se algumas funcionalidades tais como a visualização de imagens da distribuição da pressão nos pés (2D ou 3D) e da trajetória do CoP ao longo do tempo, assim como a deteção e aviso de situações em que determinada força limite é excedida. Além disso, é possível associar sistemas de vídeo e de EMG para uma análise da marcha mais completa [51].

Existem ainda outros produtos com características e funcionalidades idênticas, tais como as palmilhas ParoTec (Paromed, Ashgrove, Austrália) que também medem a pressão exercida pelo pé durante a marcha ou em repouso utilizando sensores piezoresistivos, e ainda permitem obter os valores das forças de propulsão e as tensões de corte [52]. A Paromed também tem outro produto, as palmilhas Parologg, que para além da pressão do pé, obtém a posição e a aceleração nos três eixos utilizando acelerómetros e sensores de campo magnético [53].

Relativamente ao calçado instrumentado propriamente dito, é possível encontrar no mercado o ForceShoe da Xsens. O *hardware* para cada pé consiste em dois dispositivos que são colocados em contacto com a parte exterior da sola de uma sandália ortopédica, de forma a que um deles seja posicionado na região do calcanhar e outro na parte da frente do pé. Para cada pé são usadas duas células de carga e dois sensores de inércia, que permitem obter a

aceleração, a velocidade angular, o campo magnético, as forças, o binário e a posição segundo as três direções. De seguida, os dados são enviados em tempo real por *wireless* para um computador que tenha um *software* dedicado para o tratamento e apresentação da informação [54].

Assim, o ForceShoe é uma solução que permite uma análise da marcha completa mas com algumas limitações, como por exemplo o facto de obrigar a que os testes sejam feitos num ambiente limpo de modo a evitar a interferência da sujidade do meio ou de pequenos objetos. Além disso, apenas são utilizadas duas células de carga em cada pé, o que não permite fazer um mapeamento da pressão, sendo apenas possível obter as forças e binários para o ante-pé e para o retro-pé.



Figura 3.3 – ForceShoe [55].

### 3.1.2 Sistemas da Literatura Científica

Na literatura científica encontram-se vários estudos que apresentam propostas distintas para a construção de dispositivos para calçado que permitem recolher uma série de parâmetros para a análise da marcha. De seguida são descritos os sistemas desenvolvidos nos últimos anos, por ordem cronológica da sua publicação.

O GaitShoe foi desenvolvido em 2008 com o objetivo de permitir a recolha de parâmetros da marcha numa grande variedade de ambientes [56].

No que diz respeito à constituição da sua palmilha, são utilizados quatro sensores de força resistivos e tiras de fluoreto de polivinilideno que funcionam como um sensor piezoelétrico, colocados na zona do calcanhar e do dedo grande como mostra a figura 3.4 à esquerda. Também são utilizados sensores de campo elétrico para determinar a altura do pé, e dois sensores de flexão: um na palmilha de forma medir a flexão na junção metatarso-falângica, e o outro que se estende desde a zona do calcanhar até ao tornozelo, avaliando a dorsiflexão do pé.

Na parte de trás e exterior do calçado é fixada uma caixa que contém um *Inertial Measurement Unit* (IMU), constituído por dois acelerómetros e três giroscópios de três eixos alinhados ortogonalmente, assim como um microcontrolador, uma bateria, uma antena para a transmissão *wireless* e outros componentes, soldados numa placa.

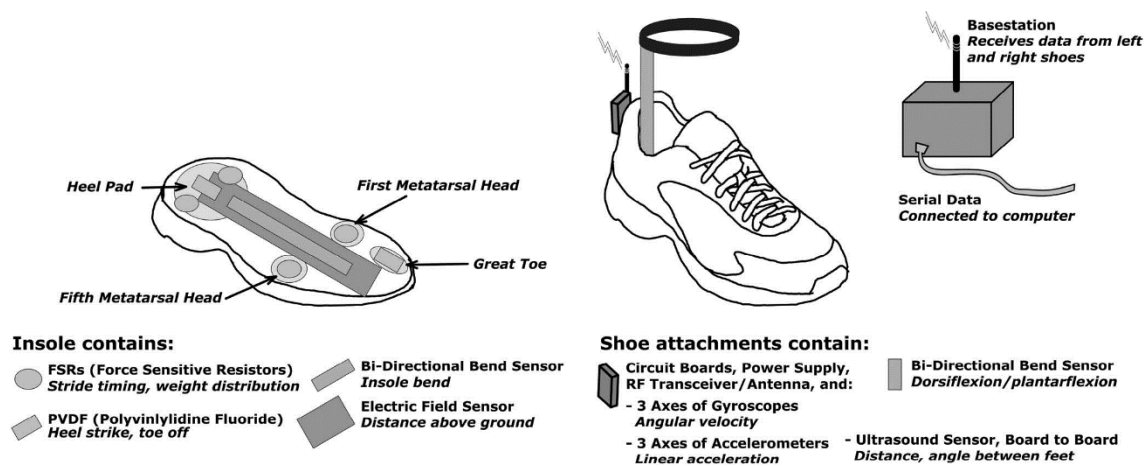


Figura 3.4 - Principais componentes do GaitShoe [56].

Contudo, o GaitShoe apresenta algumas limitações, como por exemplo, o facto de não ser indicado para obter a distribuição da pressão do pé, pois apenas permite fazer uma comparação das forças verticais em algumas zonas do pé. Porém, pode ser utilizado para a determinação dos tempos de algumas fases do ciclo da marcha.

Em 2009, surgiu um sistema de análise da marcha que utiliza sensores de pressão de ar incorporados num sapato, permitindo medir as forças de contacto com o solo [57].

O sistema desenvolvido utiliza quatro sensores independentes, cada um constituído por um tubo cilíndrico de silicone enrolado em espiral com ar no seu interior e um sensor de pressão de ar numa das extremidades, como se pode verificar na figura 3.5 à esquerda. Os cilindros em espiral encontram-se distribuídos sobre a sola do calçado em locais estratégicos, junto das articulações dos ossos do pé, e os sensores de pressão estão alojados numa caixa presa na parte de trás do sapato (ver a figura 3.5 à direita), medindo as variações de pressão que são diretamente proporcionais à força aplicada nos tubos durante a marcha.



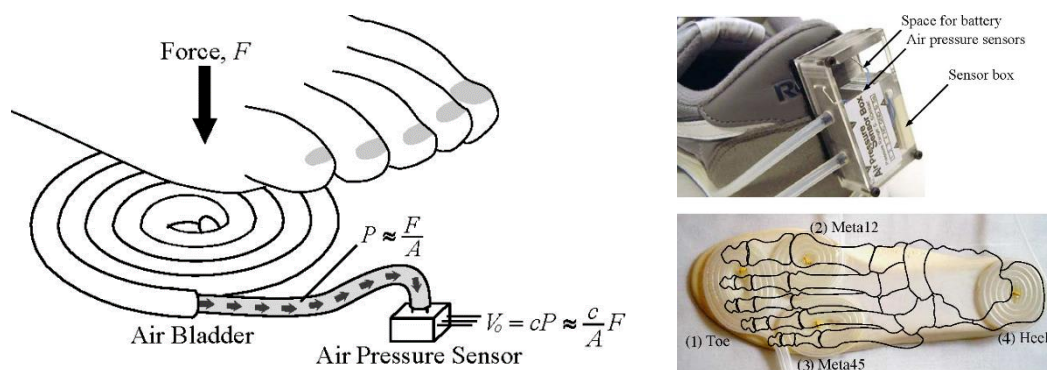


Figura 3.5 - Representação esquemática do sistema de medição da pressão (esquerda); representação da caixa com os sensores de pressão no exterior do calçado (direta em cima) e da distribuição dos tubos em espiral na sola do sapato (direita em baixo) [57].

Os dados recolhidos são utilizados para o cálculo da força de contacto com o solo, e as várias fases do ciclo da marcha são identificadas através da aplicação da lógica difusa. Além disso, também foram desenvolvidos algoritmos que permitem quantificar anomalias nas várias fases da marcha.

Este modelo tem a vantagem de apresentar um comportamento linear devido à utilização de um filtro digital, desenhado com base num modelo físico que tem em conta o efeito viscoelástico do material dos tubos. A sua principal desvantagem está relacionada com o facto de os resultados apresentarem uma menor sensibilidade na realização de testes com pessoas com diferentes formatos de pé, quando comparados com os resultados obtidos ao utilizar sensores de força resistivos. Por outro lado, é de notar que geralmente os sensores de força resistivos têm uma durabilidade menor e um comportamento não linear.

Como alternativa, Shu et al. [58] em 2010 desenvolveram um sistema que utiliza uma matriz de tecido sensível à pressão para aplicação numa palmilha flexível. Os sensores de pressão foram fabricados fazendo aderir um tecido condutor sensível à pressão a uma camada de conversão superior e outra inferior, como mostra a figura 3.6 na parte de cima. O revestimento dos sensores é feito com um material à base de silicone com módulos de Young diferentes, protegendo-os da humidade e da sujidade.

Estas unidades sensíveis à pressão são dispostas numa placa polimérica, que por sua vez está integrada numa palmilha. Como se pode observar na figura 3.6 em baixo, neste protótipo foram colocados seis sensores de pressão: três na zona do calcanhar e três na região dos metatarsos, pois são as áreas onde é exercida maior pressão durante as atividades do dia-a-dia.

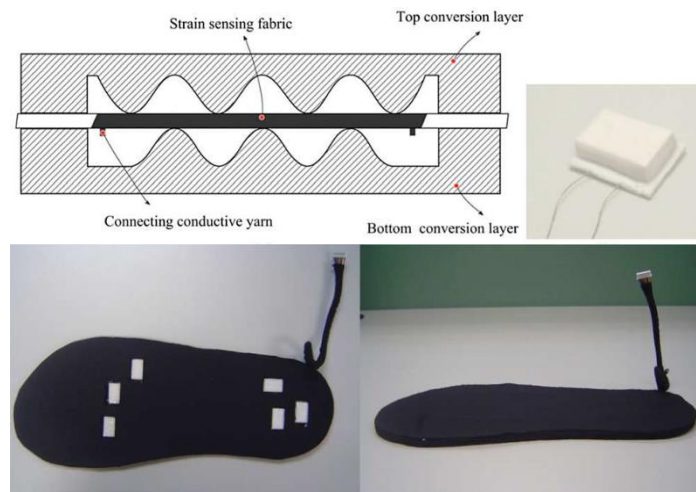


Figura 3.6 - Representação esquemática da estrutura de um sensor de pressão (cima) e distribuição dos sensores de pressão na palmilha [58].

O sistema de transmissão de dados por *Bluetooth* tem vários modos possíveis consoante o aparelho remoto que recebe a informação, isto é, conforme seja usado um computador numa sala de laboratório ou numa clínica, ou um dispositivo portátil durante a monitorização de atividades ao ar livre. A alimentação do sistema é feita com uma bateria recarregável de elevada autonomia e com elevada sensibilidade.

Assim, é um sistema de baixo custo, leve, com um *software* associado que permite calcular em tempo real parâmetros como a pressão média e máxima, a velocidade e a trajetória do CoP. Além disso, é fácil adicionar mais sensores para fazer outro tipo de medições e para melhorar a precisão na determinação da posição do CoP.

Todavia, é importante referir que não foram introduzidas correções de temperatura, uma vez que apenas foram observadas pequenas variações nos seus valores. No entanto, este é um efeito que deve ser devidamente compensado.

Uma outra solução que permite mostrar a distribuição da pressão no pé e a localização do CoP ao longo do tempo é o sistema Planipes [59]. Este consiste essencialmente numa palmilha com dezasseis sensores de força resistivos montados de acordo com um divisor de tensão. Além disso, é necessária uma pequena placa colocada na parte de fora do peito do pé, que é responsável pela aquisição dos sinais e pela sua transmissão por *Bluetooth* para uma aplicação num *smartphone*. A aplicação móvel processa a informação recebida e permite a visualização da distribuição da pressão no pé, a posição do CoP e as curvas de pressão na zona do ante-pé e do retro-pé.

As principais vantagens do Planipes são o facto de a bateria ter uma elevada autonomia e da distribuição dos sensores na palmilha poder ser variável de acordo com a

aplicação pretendida. Contudo, apesar desta ser uma solução razoável e barata, a velocidade de processamento da informação no *smartphone* é um fator limitativo.

Howell *et al.* [60] também desenvolveram uma palmilha de baixo custo e de reprodução fácil e rápida, semelhante ao sistema Planipes. A palmilha desenvolvida consiste numa placa flexível com doze sensores de força resistivos, distribuídos pela região do calcanhar, dedo grande, arco lateral e na articulação metatarso-falângica (ver na figura 3.7). Estes sensores são montados usando um circuito divisor de tensão, de tal forma que a aplicação de uma carga sobre o sensor leva à diminuição da resistência e consequentemente ao aumento da tensão de saída.

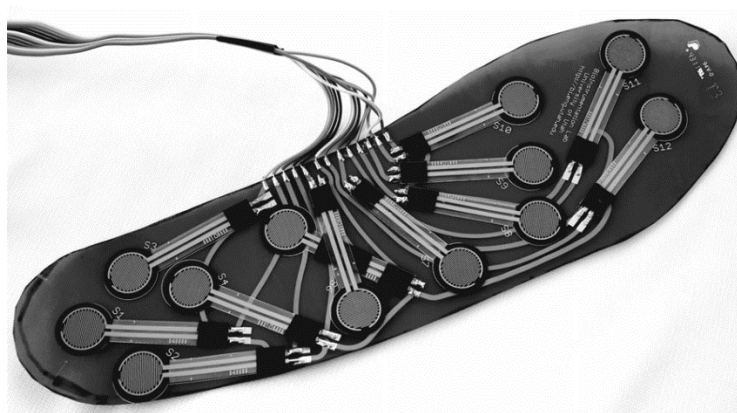


Figura 3.7 - Palmilha desenvolvida por Howell [60].

O sistema inclui ainda um módulo que é fixado na perna e que contém um microcontrolador, um transmissor *wireless* e duas baterias.

Os dados recolhidos são utilizados para o cálculo das FRS e dos momentos do calcanhar e do joelho.

Um aspeto importante referir é o facto dos sensores da região do calcanhar e dos dedos possuírem almofadas de cobre que permitem a mudança da sua posição para adaptar a palmilha a pelo menos dois tamanhos de pé.

Apesar da variedade de sistemas descritos até agora permitir obter informação acerca das pressões aplicadas pelo pé durante a marcha, assim como a identificação das várias fases do ciclo da marcha, nos últimos três anos surgiram duas novas soluções promissoras.

Em 2012, Lincoln *et al.* [61] desenvolveram uma palmilha capaz de medir as três componentes das FRS e calcular a trajetória do CoP. Esta palmilha é feita de um material elastomérico (silicone) no qual são inseridos cinco sensores tácteis, cujo funcionamento se baseia nos princípios da reflexão da luz.

Contudo, antes de explicar o princípio de funcionamento dos sensores é importante perceber os elementos que o constituem e a sua organização espacial. Assim, na base de cada sensor táctil encontra-se um microfotossensor, que contém uma fonte de luz e um fotodetector, e na parte superior existe uma camada de um material opaco e refletor. Entre o nível do microfotossensor e a camada superior há uma camada de silicone transparente que permite a passagem da luz.

Deste modo, quando se aplica uma carga sobre o material refletor, a camada superior desce em direção à base e deforma a camada transparente, aumentando a intensidade da luz refletida e permitindo o cálculo da componente vertical das FRS. Por outro lado, as componentes horizontais das FRS também podem ser determinadas pelo facto da superfície refletora apresentar algumas regiões de absorção. Assim, ao mover a posição da placa refletora em relação ao emissor e analisando a razão entre a radiação absorvida e refletida, é possível determinar o valor das componentes horizontais. A figura 3.8 mostra de uma forma esquemática o princípio de funcionamento descrito acima.

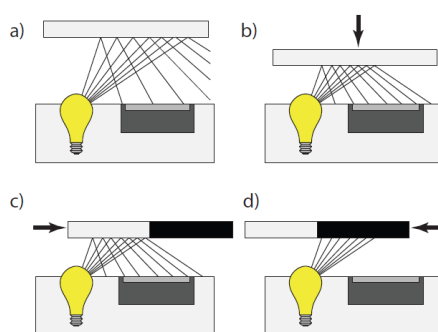


Figura 3.8 - Princípio de funcionamento dos sensores óticos aplicando forças verticais (a e b) ou forças horizontais (c e d) [61].

Para a construção da palmilha propriamente dita, foi construído um circuito flexível revestido por uma placa de silicone, como se pode ver na figura 3.9.

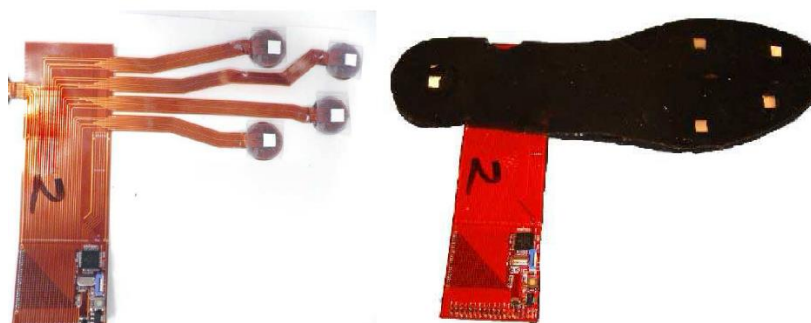


Figura 3.9 - Representação do circuito flexível (esquerda) e aspeto final da palmilha (direita) [61].

Em suma, apesar desta palmilha apresentar uma precisão inferior à obtida utilizando células de carga no cálculo das FRS, é uma opção de fabrico fácil, mais barata e produz um efeito mínimo na alteração do padrão da marcha. Contudo, apresenta ainda o problema da dependência dos valores medidos com a temperatura e a impossibilidade de utilização de saídas analógicas contínuas devido à saturação dos fotodetetores.

Já em 2014, Crea et al. [62] desenvolveram uma palmilha flexível sensível à pressão, em que o funcionamento dos seus sensores se baseia nos princípios da optoelectrónica. Com esta palmilha é possível determinar com boa precisão a componente vertical das FRS, a posição do CoP e a duração da fase de apoio da marcha.

A palmilha propriamente dita, é constituída por uma camada de silicone preta e opaca dividida em sessenta e quatro células, e uma placa com um circuito impresso (PCB – *Printed Circuit Board*) onde se encontram as componentes electrónicas. Cada unidade sensitiva corresponde a uma célula de silicone independente que cobre um diodo emissor de luz (LED – *Light-Emitting Diode*) e um recetor de luz (fotodíodo), ambos soldados à placa PCB. A estrutura da célula sensitiva apresenta no seu interior uma espécie de parede do mesmo material, tal como se encontra representado na figura 3.10 em baixo.

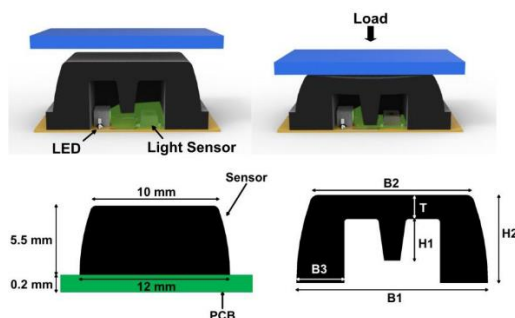


Figura 3.10 - Representação do princípio de funcionamento de cada célula quando são aplicadas forças verticais (cima) e aspeto exterior de uma célula e corte de uma seção interna (baixo) [62].

No que diz respeito ao princípio de funcionamento das células, quando não é aplicada nenhuma força sobre elas, o fotodíodo consegue detetar a luz emitida pelo LED. No entanto, ao ser aplicada uma carga, a palmilha de silicone deforma-se devido às suas propriedades elásticas, fazendo com que no interior das células o feixe de luz seja interrompido gradualmente, devido ao deslocamento vertical da parede de silicone opaca. Assim, o fotodíodo deixa de conseguir detetar a luz proveniente do LED e conseqüentemente a tensão de saída altera-se.

Associado à palmilha existe ainda um módulo de eletrónica que é responsável pelo condicionamento do sinal e pela transmissão dos dados, como se pode observar na figura

3.11. Esta unidade inclui conversores analógico-digital, um microcontrolador, uma entrada para a fonte de energia e uma unidade de comunicação por *Bluetooth*.



Figura 3.11 - Palmilha de silicone com as unidades sensíveis ligada aos componentes eletrónicos (esquerda) e aspeto final após a incorporação da palmilha no calçado [62].

As principais vantagens deste sistema residem na simplicidade do processo de calibração e no facto da tecnologia utilizada pelas unidades sensíveis não ser sensível à humidade, nem a variações de temperatura, o que permite a realização de testes mais prolongados. Além disso, apresenta uma elevada resolução espacial e temporal e não necessita de amplificadores, tornando a eletrónica mais simplificada e pequena, e permitindo a sua incorporação no exterior do sapato em vez da utilização de cintos instrumentados.

Contudo, este sistema de medição de forças também apresenta algumas limitações, tais como o facto de ser utilizada uma única curva de calibração para todas as células, e o facto de na presença de cargas muito pequenas o cálculo das FRS apresentar um erro elevado.

### 3.1.3 Sistemas Patentados

Com o avanço da tecnologia e da investigação científica, tem-se apostado no desenvolvimento de sistemas de aquisição para a análise da marcha humana que permitam medir as FRS e a trajetória do CoP. Neste sentido, foi feita uma pesquisa acerca dos sistemas que permitem fazer essas mesmas medições e que já se encontram protegidos, de forma a perceber se o dispositivo que foi desenvolvido no nosso laboratório é passível de ser patenteado.

Em 2002 foi publicada uma patente com a descrição de um sistema de análise da marcha através de sistemas de telemetria [63]. Os dados são recolhidos através da utilização de sensores de força distribuídos numa palmilha que se insere dentro do calçado. Os sensores de força estão ligados a um módulo de processamento que é preso ao indivíduo, por exemplo

na perna, e que permite o envio de um sinal rádio para um computador ou plataforma idêntica. Os sinais recolhidos são utilizados para o cálculo de parâmetros importantes para a análise da marcha, como por exemplo a trajetória do CoP, e para a identificação e comparação dos tempos das fases do ciclo da marcha com os tempos esperados. É de referir que esta solução permite ainda definir uma medida para avaliar movimentos como a supinação e a pronação, de acordo com os sinais dos sensores.

Em 2004 foi publicada uma patente que descreve um dispositivo capaz de medir as forças exercidas pelo pé através da utilização de sensores de força inovadores [64]. Estes sensores são constituídos por uma camada de um material compressível e isolador que contém no seu interior uma série de filamentos metálicos condutores. Estes filamentos saem de uma das superfícies da camada compressível em direção à oposta, e a limitar as duas superfícies da camada referida, encontram-se duas camadas de tecido condutor, tal como mostra o esquema da figura 3.12.

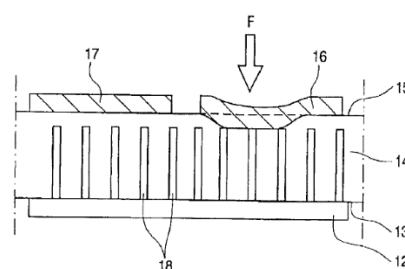


Figura 3.12 - Vista em corte do sensor de força desenvolvido [64].

Assim, quando não é aplicada nenhuma carga, as duas superfícies da camada elastomérica encontram-se bem separadas. Contudo, ao ser aplicada uma força de compressão, a separação das duas superfícies diminui devido à elasticidade da camada do meio, fazendo com que a superfície condutora superior atinja a camada de filamentos metálicos, e levando à alteração das características elétricas do material (diminui a sua resistência).

Os sensores de força descritos podem ser aplicados em áreas limitadas numa palmilha removível, ou podem ser fixados na sola do calçado. Os dados recolhidos são enviados para um módulo de processamento por *wireless* e, após o seu tratamento, a informação obtida acerca da força exercida e da distância percorrida pode ser disponibilizada através de meios visuais, auditivos ou tácteis.

Quatro anos depois, em 2008, foi desenvolvido um sistema de diagnóstico e de reabilitação de forma a corrigir distribuições do peso do corpo que sejam prejudiciais [65]. O sistema é constituído por uma palmilha flexível onde são aplicados sensores de pressão e/ou

de força que permitem a medição separada da força aplicada pela zona do calcanhar e pela zona dos dedos. Assim, ao utilizar sensores de pressão, devem existir pelo menos duas zonas independentes preenchidas por um fluido ou por um gás.

Além disso, o sistema tem associada uma unidade de controlo que recebe as medições em tempo real e informa o utilizador acerca da força exercida (modos áudio, tátil ou visual). A unidade de controlo encontra-se presa à perna ou ao braço do utilizador, e comunica por *wireless* com a palmilha. No entanto, é de referir que para se obter valores de força e, consequentemente, pesos corretos, é necessário ter em consideração as características do pé e do sapato, tais como o tamanho e o tipo de calçado, que devem ser inseridas pelo utilizador na unidade de controlo.

Já em 2010, foi patenteado um sistema de alerta e medição da pressão exercida pelo pé [66]. Trata-se de um dispositivo que mede a força e a pressão aplicadas a um conjunto de sensores com uma determinada distribuição, podendo ser incorporados numa palmilha removível ou na sola de um sapato. Este sistema dispõe de vários sensores de pressão (resistivos ou de outro tipo) primários e secundários, de tal forma que estes últimos apenas são ativados quando os primários apresentam alguma falha. O número e a distribuição espacial de sensores quer primários quer secundários depende da aplicação pretendida.

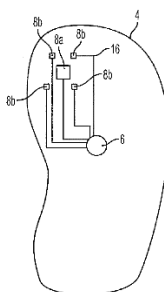


Figura 3.13 - Representação esquemática de uma palmilha com um sensor primário (quadrado maior) rodeado por quatro sensores secundários (quadrados menores) [66].

Quando é detetada uma força ou pressão, o sinal é enviado a um microprocessador, que se encontra no calçado, e que analisa e envia a informação para um dispositivo eletrónico portátil, para um computador ou outro aparelho. Este sistema tem a vantagem de permitir o envio de alertas para um dispositivo eletrónico caso a pressão detetada num ou vários sensores exceda um certo limite de intensidade e duração. Um outro aspeto interessante advém do facto de a bateria ser pequena, leve e recarregável através dos movimentos do pé.

Além disso, também podem ser medidos outros tipos de forças, tais como as tensões de corte, e podem ser utilizados outros tipos de sensores que permitam medir parâmetros como a temperatura, oximetria, frequência cardíaca, entre outros.



Duas das patentes mais recentes datam de Janeiro de 2014. Wilson et al. [67] publicaram uma patente que descreve um sistema e métodos genéricos para a análise da marcha. Nela propõe-se a utilização de um conjunto de sensores que podem fazer parte de um sapato ou ser colocados numa inserção removível. Em cada sapato, os sensores podem medir a pressão do pé e as tensões de corte segundo duas direções. No entanto, é necessário garantir que a sua disposição é igual em ambos os pés para que exista uma correspondência entre o pé direito e o pé esquerdo.

A informação recolhida pelos sensores é enviada através de um transmissor para uma unidade de recolha de informação, que por sua vez envia os dados para um computador. Uma vez recolhidos, os dados são guardados e analisados, calculando-se os seguintes parâmetros para cada fase da marcha: pressão média de cada par de sensores (um do sapato direito e outro do esquerdo), binários, posição do CoP e ainda se classificam os sensores em diferentes categorias consoante as pressões medidas. Por fim, estes resultados podem ser apresentados ao utilizador na forma de gráficos e mapas de distribuição da pressão, sendo possível observar as partes do pé que contactam com o chão, a pressão que exercem, as tensões de corte e os binários.

Por fim, Lind [68] publicou uma patente onde descreve um sistema que permite medir as três componentes das FRS durante a marcha. Trata-se de uma alternativa que permite retirar o mesmo tipo de informação que o sapato instrumentado que pretendemos patentear, mas através de uma solução distinta.

O sistema patenteado compreende dois dispositivos que podem ser integrados na sola durante o seu fabrico ou fixados à sola exterior do calçado, como se pode observar na figura 3.14.

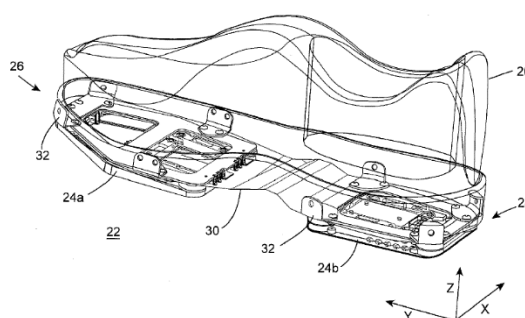


Figura 3.14 - Representação esquemática dos dois dispositivos fixos na sola de um sapato [68].

Ambos os dispositivos apresentam uma placa superior, que permite a sua fixação ao sapato em duas regiões (um na zona do ante-pé e outro na zona do calcanhar), e uma placa inferior, que contacta com a superfície de apoio. Entre as duas placas encontram-se células

de carga que medem as FRS. Neste sentido, tanto o dispositivo do ante-pé como o do calcanhar apresentam entre as duas placas células de carga verticais que medem a componente vertical das FRS, e células de carga horizontais que medem as componentes das FRS paralelas ao solo.

Quanto à disposição das células, devem ser utilizadas pelo menos três, quatro ou seis células de carga verticais em conjunto com três células horizontais, de tal forma que duas delas são colocadas perpendicularmente à terceira célula horizontal.

Na figura 3.15 encontra-se representado o dispositivo aplicado à parte da frente do calçado, mostrando seis células de carga verticais e três células de carga horizontais.

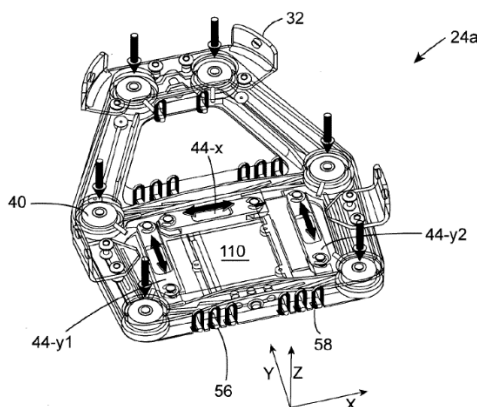


Figura 3.15 - Representação esquemática do dispositivo aplicado no ante-pé, mostrando as células de carga verticais (assinaladas com setas dispostas na vertical) e as células de carga horizontais (assinaladas com as setas dispostas horizontalmente) [68].

É importante referir que as células de carga devem ser posicionadas de forma a que não haja sensibilidade a forças fora dos eixos, aumentando assim a exatidão do sistema. Assim, a patente propõe a utilização de sistemas com rolamentos sobre as células de carga verticais para assegurar que a carga é essencialmente vertical. Os sistemas de rolamentos podem ter diversas formas e orientações espaciais, e a sua utilização permite ainda pequenos movimentos relativos entre a placa superior e a inferior sem que sejam detetadas forças adicionais indesejadas.

O sistema apresenta ainda uma banda elástica entre as placas superior e inferior para que estas se mantenham juntas e para que seja assegurada uma força mínima de compressão nas células verticais.

Por fim, é necessário um PCB que receba os sinais provenientes das células de carga por *wireless* ou por um cabo. O módulo de eletrónica contém ainda uma bateria e uma antena, e também permite o armazenamento dos dados numa base de dados local ou o seu envio por *wireless* para uma base de dados remota a fim de serem analisados por um especialista num *software* próprio.

### 3.1.4 Considerações Finais

Tendo em conta os sistemas de aquisição de marcha existentes quer no mercado, quer descritos na literatura científica e em patentes, verifica-se que a maior parte das soluções foca-se no desenvolvimento de palmilhas ou sensores incorporados em solas, que permitem medir a componente vertical das FRS, mapear a pressão exercida pelo pé e determinar a trajetória do CoP.

No entanto, a utilização de palmilhas para a análise da marcha nos sistemas apresentados tem algumas desvantagens, como por exemplo a necessidade de se utilizar simultaneamente um módulo de eletrónica fixo ao sapato ou à perna que pode introduzir alterações no padrão da marcha. Além disso, é de salientar que são poucos os sistemas que permitem adquirir as componentes horizontais das FRS.

Assim, tendo em conta que no estado da arte não foi encontrado nenhum sistema idêntico à nossa solução ou que entrasse em conflito com ela, foi elaborado um pedido provisório de patente, submetido em Janeiro de 2015.

A resposta do Instituto Nacional da Propriedade Industrial a este pedido provisório foi positiva, indicando que o sapato instrumentado desenvolvido poderá ser patenteado. O pedido de patente, já convertido no seu formato definitivo, pode ser consultado no anexo A.

## 3.2 Métodos de Análise da Marcha

A análise da marcha humana geralmente tem como objetivo a determinação de parâmetros característicos dos padrões de pessoas saudáveis e de padrões patológicos, de forma a compará-los e retirar conclusões que possam ser úteis para o processo de diagnóstico e de reabilitação.

O estudo da marcha humana pode ser feito com diferentes tipos de dados, de acordo com o sistema/dispositivo de aquisição selecionado. Assim, a análise da marcha pode basear-se no estudo dos ângulos das articulações obtidos através de um sistema de câmaras, na distribuição da pressão plantar, ou no comportamento das FRS obtidas através da utilização de uma plataforma de força, uma palmilha ou de um sapato instrumentado com sensores de pressão/força [69] [70] [71] [72]. Além disso, também é possível estudar a marcha analisando os dados recolhidos numa eletromiografia [6]. Todavia, é importante referir que os dados recolhidos, antes de analisados, devem ser pré-processados, de forma a permitir extrair as informações mais relevantes.

De seguida são apresentadas sumariamente as abordagens mais utilizadas para a análise da marcha, dando-se especial atenção ao estudo das FRS.

Nesta secção são descritos alguns dos métodos estatísticos mais utilizados, assim como as abordagens de inteligência computacional mais comuns. Dentro destas últimas é dada particular importância à aplicação de redes neuronais e *Support Vector Machines* (SVM), por estarem mais diretamente relacionadas com o trabalho desenvolvido. Contudo, também existem outras abordagens para o estudo da marcha humana, tais como a classificação com base na lógica difusa e o estudo das transformadas de *wavelets* [73].

Seguidamente, é feita uma breve descrição acerca da utilização de *Principal Component Analysis* (PCA) para a redução da dimensionalidade dos dados no estudo da marcha humana.

Por fim, tendo em conta os objetivos do projeto, são dados a conhecer os índices de marcha mais usados na literatura, e as considerações finais.

### 3.2.1 Métodos Estatísticos

Apesar de atualmente se recorrer com mais frequência aos métodos de inteligência computacional para a análise da marcha, ainda existem algumas abordagens que se focam no tratamento estatístico tradicional.

Em termos da estatística clássica, a análise da marcha pode ser feita de acordo com diferentes propósitos. Exemplos disso são as análises de simetria e as comparações entre padrões patológicos e saudáveis, que muitas das vezes se baseiam nos testes de hipóteses para retirar conclusões [74] [75] [76].

No que diz respeito ao estudo da simetria, Nolan et. al [77] aplicaram vários métodos estatísticos para analisar a marcha de pacientes amputados. Para além dos testes paramétricos que permitem identificar diferenças significativas entre os vários parâmetros estudados, é de destacar os testes de correlação realizados para perceber se ambos os grupos são estatisticamente independentes, e o cálculo do coeficiente de variação para avaliar a variabilidade intra e inter grupos. Patterson et al. [78] e Kim et al. [79] também utilizaram testes de correlação para perceber a relação entre os parâmetros da marcha em estudo, e entre a simetria e a velocidade.

Webster et al. [80] utilizaram a análise de variância com dois fatores (two-way ANOVA) para comparar os índices de simetria obtidos em sujeitos normais e pacientes submetidos à reconstrução do LCA, em condições de fadiga ou imediatamente antes de se

atingir a fadiga. Neste trabalho, para além de parâmetros da componente vertical das FRS, também se estudaram dados cinemáticos.

Relativamente à comparação entre padrões saudáveis e patológicos, Schneider e Chao [75] estudaram os coeficientes de Fourier das curvas das três componentes das FRS de pacientes com problemas num dos joelhos. Com base em testes de hipóteses, foi mostrada a existência de diferenças estatisticamente significativas nestes parâmetros entre os sujeitos saudáveis e os doentes.

Stergiou et. al [76] também analisaram as FRS no domínio da frequência em mulheres jovens e idosas, tendo verificado através de testes de hipóteses *t-student* diferenças estatisticamente significativas no padrão das forças antero-posteriores.

Lai et. al [81] estudaram os padrões da marcha em adultos obesos e normais. Através da aplicação de testes de hipóteses concluíram que os indivíduos obesos apresentam diferenças significativas nos padrões da componente vertical e antero-posterior das FRS durante a fase de apoio terminal, assim como noutros parâmetros cinemáticos.

Em termos de classificadores de padrões da marcha, pode-se aplicar a análise discriminante linear (LDA – *Linear Discriminant Analysis*), que leva à construção de um classificador linear, ou um classificador Bayesiano, que se baseia no estudo de probabilidades para a classificação [15] [71] [4].

Uma outra técnica estatística utilizada com o mesmo fim é a regressão logística, que também se fundamenta no estudo de probabilidades. Esta última já foi aplicada por Muniz et al. [82] para a classificação de pacientes com doença de Parkinson.

É importante referir que a LDA referida acima também pode ser utilizada para perceber quais os parâmetros mais discriminativos de um vetor de variáveis, permitindo a redução da dimensionalidade [4].

### 3.2.2 Redes Neurais

A utilização de redes neurais é uma das abordagens mais utilizadas nos últimos dez anos para a análise da marcha humana, sendo aplicadas essencialmente com três objetivos distintos: classificação de padrões, modelação biomecânica e previsão de parâmetros [83].

A utilização de redes neurais para classificação de padrões da marcha é uma abordagem bastante utilizada que permite distinguir padrões saudáveis e patológicos.

Wu et. al [15] estudaram a aplicação de redes neurais para a classificação de indivíduos sujeitos a artrodese no tornozelo. Foram treinadas redes *feedforward* com uma

camada escondida, utilizando como entradas nove parâmetros das três componentes das FRS verticais, assim como os respectivos tempos de ocorrência. As forças foram normalizadas ao peso corporal e os tempos foram expressos como percentagem da fase de apoio, sendo de seguida transformados linearmente de forma a ficarem compreendidos no intervalo entre [0 1]. Os resultados obtidos mostram que é possível obter *accuracies* até 95,8% através da classificação com as redes neuronais treinadas, sendo superiores aos valores conseguidos usando os métodos estatísticos (*accuracies* até 91,5%).

Lafuente et. al [4] também desenvolveram um estudo semelhante, em que utilizaram dados de pacientes com artroses em diferentes articulações dos membros inferiores. Relativamente às entradas utilizadas, de um conjunto de 76 parâmetros obtidos a partir das três componentes das FRS e da trajetória do CoP, foram utilizadas apenas as dez variáveis mais discriminativas, permitindo assim obter um melhor desempenho da rede. A taxa de sucesso na classificação dos pacientes foi de cerca de 80%, possivelmente devido à grande variedade de dados presente (pacientes com artroses em vários locais, e alguns com anomalias pouco visíveis). No entanto, comparando com um classificador estatístico, verificou-se uma diferença significativa a favor da aplicação das redes neuronais.

Também existem estudos que utilizam redes neuronais para classificação usando como entradas os coeficientes da transformada de Fourier da componente vertical das FRS. Esta análise é possível, uma vez que se trata de um sinal periódico, que pode ser descrito como uma soma de infinitos senos e co-senos [75].

Holzreiter e Köhle [84] calcularam os coeficientes da transformada de Fourier das forças verticais de doentes com várias patologias da marcha e de indivíduos saudáveis, utilizando-os como entradas em redes *feedforward* com uma camada escondida. Os resultados da classificação mostraram uma *performance* de 95 %.

Importa também referir que foi desenvolvido um estudo que conjuga um algoritmo genético e o treino de redes neuronais para a classificação de padrões da marcha de pacientes submetidos a artrodese do tornozelo e de indivíduos saudáveis. Esta abordagem tem como vantagem o facto de o algoritmo genético permitir seleccionar as variáveis que mais contribuem para uma previsão correta da saída, eliminando as restantes dos vetores das entradas. Os parâmetros iniciais de entrada foram nove forças das três componentes das FRS (normalizadas ao peso corporal) e os tempos das respectivas ocorrências (expressos em termos de percentagem do ciclo da marcha). Assim, com a aplicação do algoritmo genético foi possível obter *accuracies* até 98,7%, enquanto que ao utilizar as entradas com a dimensão original as *accuracies* ficaram pelos 89,7% [85].

Em 2005, Zhang et al. [72] também treinaram redes neuronais para a classificação do tipo de atividade (andar, correr, subir ou descer escadas) e previsão da velocidade. As entradas utilizadas foram doze parâmetros da componente vertical das FRS (forças e respectivos tempos) e a altura a que o indivíduo se encontra.

Por outro lado, a classificação da marcha também pode ser feita através de técnicas de aprendizagem não supervisionadas, em que não é fornecida informação sobre o que se espera nas saídas. Exemplo disso é o treino de redes neuronais utilizando *Self-organizing Maps* (SOM), em que durante o treino são formados *clusters* automaticamente de acordo com as distâncias/semelhanças entre as entradas e os neurónios. Os SOM têm a vantagem de permitirem um mapeamento da informação numa matriz bidimensional colorida, tornando a interpretação dos resultados mais fácil [86] [87].

Köhle e Merkel [86] treinaram redes neuronais com SOM's para a classificação da marcha em 15 grupos, que incluem lesões nos pés, nos tornozelos, na coluna vertebral e outros. As entradas utilizadas foram os primeiros 64 coeficientes da transformada de Fourier da componente vertical das FRS.

Gabor Barton et. al [5] também treinaram SOM's com dados de pessoas saudáveis para concluir acerca da qualidade da marcha de padrões patológicos. Neste caso foram utilizadas quarenta e três variáveis como entradas, compreendendo ângulos das articulações, momentos e potências dos dois membros e da bacia. Após a fase de treino, é apresentado um padrão patológico à rede e calcula-se o erro de quantização (distância euclidiana entre o vetor patológico em causa e o vetor saudável mais próximo) ao longo de todo o ciclo, que indica o desvio existente entre os padrões. Assim, é possível concluir acerca da qualidade da marcha e da possível causa do desvio. Esta solução é considerada uma possível evolução dos índices da marcha, apresentados em 3.2.5.

Uma outra abordagem bastante útil é a modelação biomecânica. Estudos mostram que através do treino de redes *feedforward* com uma camada escondida, é possível obter dados da cinemática da perna (ângulos da anca, joelho e tornozelo) a partir de sinais de EMG de determinados músculos, assim como o processo inverso, isto é, reconstruir sinais de EMG de certos músculos da perna a partir de dados cinemáticos [6] [88].

No que diz respeito à previsão de parâmetros da marcha, em 1995, Gioftsos e Gireve [71] treinaram redes neuronais dinâmicas (redes *feedforward* em que as saídas retroalimentam as entradas) para prever a velocidade e a condição da marcha a partir de parâmetros temporais (duração da fase de apoio simples e da fase de apoio duplo).

Favre et al. [89] desenvolveram um estudo que permite obter o momento adutor do joelho, treinando uma rede neuronal que tem como entradas dados antropométricos e parâmetros obtidos a partir das curvas das FRS, adquiridas com uma plataforma de força.

Além disso, Srinivasan et al. [90] desenvolveram um modelo que permite determinar as coordenadas espaciais de movimentos periódicos utilizando redes neuronais dinâmicas.

Mais recentemente, Luu et al. [91] desenvolveram um estudo que permite obter padrões da marcha usando redes neuronais de regressão. Estas redes apresentam uma função de ativação *Radial Basis Function* (RBF) na camada escondida e uma camada de saída linear, permitindo prever os coeficientes de Fourier das curvas dos ângulos das articulações dos membros inferiores. Assim, calculando a transformada de Fourier inversa das saídas da rede, é possível obter os perfis dos ângulos. Como entradas utiliza-se o comprimento da passada, a cadência e alguns dados antropométricos.

Relativamente à previsão das FRS, Salvemberg e de Lange [92] mostraram que é possível prever a componente antero-posterior das FRS a partir das pressões registadas por uma palmilha/sola interna. Para tal, é necessário treinar duas redes neuronais *feedforward*, com duas camadas escondidas, usando como entradas oito valores de pressão de seis momentos distintos. Os resultados mostram que as redes neuronais permitem mapear a relação existente entre o padrão da distribuição da pressão do pé e a componente antero-posterior das FRS.

Em 2013 Oh et al. [93] desenvolveram um modelo que permite obter as três componentes das FRS. A previsão das forças na fase de apoio simples é feita através da aplicação de um método baseado na mecânica Newtoniana. Por outro lado, as forças aplicadas durante as duas fases de apoio duplo são obtidas através do treino de redes neuronais *feedforward* com uma camada escondida. Estas redes utilizam como entradas catorze variáveis (posições do centro de massa e acelerações) resultantes da análise dos dados de testes de marcha feitos com marcas refletoras.

### 3.2.3 *Support Vector Machines*

Vapnik [94] introduziu uma nova técnica de inteligência computacional denominada *Support Vector Machines* (SVM), que pode ser usada em problemas de classificação e de regressão. Nos problemas de classificação binária, o principal objetivo do algoritmo é encontrar um hiperplano que permita a separação das duas classes, maximizando ao mesmo tempo a margem entre elas.



No que diz respeito à análise da marcha, foram desenvolvidos estudos para classificação do gênero, idade e de crianças com paralisia cerebral.

Yoo et. al [95] utilizaram SVM para a classificação da marcha segundo o gênero. Para o treino foram usados dezanove parâmetros da marcha que incluem medidas temporais e espaciais gerais, assim como dados cinemáticos e alguns momentos. Assim, foi possível obter uma *accuracy* média de 96%, superior às obtidas para as mesmas condições ao utilizar redes neuronais (pouco mais de 90%).

Begg e Kamruzzaman (2003) [96] desenvolveram um estudo que permite a classificação da marcha de jovens e idosos utilizando SVM, com *accuracies* de 91,7%. Neste caso, o treino foi feito com dados gerais da marcha, tais como a velocidade, cadência, comprimento da passada, tempos da fase de apoio e de balanço e tempo da fase de apoio duplo, e também com dados cinéticos e cinemáticos, que compreendem os picos das FRS verticais e antero-posteriores e ângulos do joelho e tornozelo. Contudo, ao aplicar um algoritmo de seleção de variáveis percebeu-se que é possível obter *accuracies* de 100% com apenas três parâmetros. Cada um dos parâmetros selecionados pertence a um dos grupos principais citados (um parâmetro geral, um cinético e um cinemático), mostrando a sua importância para a distinção dos padrões de jovens e de idosos.

Já em 2006, os mesmos autores estudaram o reconhecimento de padrões da marcha de crianças com paralisia cerebral, treinando SVM apenas com os dados do tamanho da passada e com a cadência. As *accuracies* obtidas (96,8%) mostram que existe uma diferença estatisticamente significativa em relação às obtidas através do treino de redes neuronais e da aplicação da análise discriminante linear [97].

### 3.2.4 *Principal Component Analysis*

*Principal Component Analysis* (PCA) é uma técnica de análise estatística multivariável que permite a redução da dimensionalidade de um conjunto de dados através da sua projeção num espaço de menor dimensão. A redução da dimensão resulta de uma combinação linear das variáveis originais, e é feita de forma a conservar o máximo da variância total dos dados, de acordo com os valores próprios da matriz de covariância. Assim, é possível eliminar a redundância que existe entre as variáveis do conjunto de dados original [73].

A técnica do PCA é muito usada na análise da marcha, principalmente para a redução de dimensão. Neste sentido, é de destacar o trabalho desenvolvido por Olney et. al [98] que aplicaram o PCA para a redução da dimensão de 74 variáveis para apenas 4 componentes

principais. As variáveis originais compreendiam ângulos e momentos das articulações, forças e tempos da fase de apoio.

Wu e Wang [99] também utilizaram esta técnica de análise multivariável para a redução da dimensão de dados cinéticos, nomeadamente das curvas da componente vertical das FRS. Verificou-se que ao utilizar os dados reduzidos como entradas para o treino de SVM para classificar os padrões de marcha de jovens e de idosos, foi possível obter uma *accuracy* média superior.

Por outro lado, também é possível aplicar esta técnica nouro tipo de abordagens. Muniz e Nadal [100] utilizaram o PCA para discriminar a componente vertical das FRS de sujeitos normais e de pacientes com fraturas nos membros inferiores. Além disso, calcularam um valor que quantifica as diferenças dos padrões dos pacientes em relação ao grupo de controlo, permitindo avaliar a eficácia de processos de reabilitação.

### 3.2.5 Índices de Marcha

Para além das abordagens referidas, que utilizam a estatística clássica e a inteligência computacional para a análise dos padrões da marcha, uma outra alternativa cada vez mais utilizada, é o cálculo de um índice de marcha.

Estes índices são valores que permitem quantificar a severidade de patologias da marcha, através do cálculo das diferenças entre variáveis dos perfis dos pacientes e de indivíduos saudáveis [22].

Além disso, estas medidas podem ser usadas para complementar a informação obtida com as técnicas de inteligência computacional [5];

De seguida são apresentados os índices de marcha mais usados na literatura: *Gillette Gait Index*, *Gait Deviation Index* e *Gait Profile Score*.

#### 3.2.5.1 *Gillette Gait Index*

O *Gillette Gait Index* (GGI) é um índice que permite quantificar as diferenças entre determinados parâmetros da marcha de pacientes e de uma população saudável.

Este índice já foi usado para a análise da marcha de crianças com paralisia cerebral, através do estudo de um conjunto de 16 parâmetros extraídos de dados cinemáticos. Contudo, o seu cálculo também pode ser feito utilizando outro tipo de variáveis [101].

O cálculo do GGI é feito com base nos princípios do PCA, em que é aplicada uma transformação linear aos dados das pessoas saudáveis, de forma a representá-los num novo sistema de eixos cuja origem corresponde aos valores médios dos parâmetros em estudo. Assim, aplicando a mesma transformação aos dados dos pacientes, é possível determinar os desvios através das suas distâncias à origem [101].

Neste sentido, o GGI é obtido através da soma dos quadrados das distâncias referidas de cada parâmetro no novo sistema de eixos, sendo necessário calcular um GGI para cada membro [102].

### 3.2.5.2 *Gait Deviation Index*

Schwartz et al. desenvolveram um índice de marcha denominado *Gait Deviation Index* (GDI) que permite quantificar a severidade de patologias, como acontece no acompanhamento de crianças com paralisia cerebral [22].

Inicialmente, este índice foi calculado a partir da comparação de dados cinemáticos multivariáveis, mas também é possível aplicar os mesmos princípios de cálculo à análise cinética da marcha [103].

Neste sentido, para se obter o GDI é necessário aplicar ao conjunto de dados a decomposição em valores singulares para reduzir a dimensionalidade dos dados, preservando a máxima variância pretendida. Assim, os dados dos pacientes e os perfis médios dos indivíduos saudáveis são expressos em termos de uma combinação linear das variáveis selecionadas no passo anterior.

De seguida, calcula-se o  $GDI_{raw}$  para cada paciente, que é obtido a partir da distância entre os dados dos pacientes ( $p$ ) e as médias das pessoas saudáveis ( $\bar{s}$ ), de acordo com a seguinte fórmula:

$$GDI_{raw} = \ln(\|p - \bar{s}\|) \quad (4)$$

No entanto, é necessário normalizar o  $GDI_{raw}$  subtraindo-se ao valor já calculado a média dos  $GDI_{raw}^s$  de todos os indivíduos saudáveis, e dividindo pelo seu desvio padrão.

$$zGDI_{raw} = \frac{GDI_{raw} - \text{média}(GDI_{raw}^s)}{\text{desv. pad.}(GDI_{raw}^s)} \quad (5)$$

Por fim, o GDI é obtido da seguinte forma:

$$GDI = 100 - 10 \cdot zGDI_{raw}$$

Para interpretar o valor final do índice, é necessário ter em conta que valores de GDI iguais ou superiores 100 indicam que a marcha é normal, e valores inferiores a esse limite mostram que a marcha é patológica.

No que diz respeito aos valores que evidenciam problemas na marcha, para se perceber as diferenças quantificadas, é necessário seguir a seguinte regra: por cada 10 pontos abaixo de 100, há um afastamento de 1 desvio padrão em relação ao padrão médio saudável. Assim, um  $GDI = 80$  indica que o desvio em relação à média saudável é de  $2 \times \text{desv. pad.} (GDI_{raw}^s)$ .

### 3.2.5.3 *Gait Profile Score*

O *Gait Profile Score* (GPS) é um índice da marcha desenvolvido mais recentemente que foi obtido a partir do GDI, e apresenta a vantagem de permitir identificar as variáveis que contribuem com maiores desvios para o valor final [23].

Neste sentido, inicialmente é calculado o *Gait Variable Score* (GVS) para cada variável em estudo ao longo de todo o ciclo, através da raiz quadrada da diferença quadrática média entre os valores do paciente e os da referência saudável, tal como mostra a equação 6.

$$GVS_i = \sqrt{\frac{1}{T} \sum_{t=1}^T (x_{i,t} - x_{ref\ i,t})^2} \quad (6)$$

Uma vez calculado cada GVS, o GPS é obtido determinando-se a média de todos os GVS's.

$$GPS = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N GVS_i \quad (7)$$

### 3.2.6 Considerações Finais

Através desta revisão da literatura, foi possível concluir que as principais abordagens de análise da marcha aplicam técnicas estatísticas e de inteligência computacional, havendo também um grande potencial no estudo dos índices de marcha.

Os trabalhos desenvolvidos são consensuais quanto ao facto de que as técnicas de inteligência computacional têm um melhor desempenho na análise da marcha, quando comparadas com os métodos de classificação estatística mais utilizados.

Os estudos da marcha analisados provam que é possível utilizar redes neuronais para a classificação de padrões da marcha normais e patológicos obtidos a partir dos dados fornecidos por uma plataforma de força. No entanto, é importante referir que as performances obtidas ainda não são suficientemente elevadas para se aplicar este tipo de análise em ambiente clínico. Assim, é necessário desenvolver mais estudos para que estas abordagens se possam utilizar na prática clínica.

Além disso, também está demonstrado que é possível distinguir diferentes padrões da marcha treinando SVM com parâmetros de diferentes naturezas. Assim, a utilização de SVM é uma técnica de aprendizagem supervisionada com um elevado potencial para aplicação na identificação de padrões de marcha patológicos e saudáveis, assim como na avaliação de processos de reabilitação. Esta também pode ser uma ferramenta útil no acompanhamento de idosos, uma vez que permite identificar padrões de marcha mais suscetíveis a quedas.

Neste sentido, desta análise foi possível selecionar os parâmetros mais relevantes que devem ser extraídos das curvas das FRS.

Além disso, tendo em conta os objetivos deste projeto, com esta pesquisa foi possível verificar que existem alguns estudos que começaram a explorar a possibilidade de usar redes neuronais de regressão para a previsão das FRS durante o ciclo da marcha.

Deste modo, para estudar a possibilidade da aplicação de técnicas de inteligência computacional para prever os perfis de referência das forças verticais de reação do solo, estudaram-se três abordagens distintas. Optou-se assim por aplicar um método mais comum, através do treino de redes neuronais *feedforward* para regressão, e duas abordagens mais recentes bastante promissoras, que são os algoritmos ELM e MSVR descritos na secção 2.6.

Por outro lado, no que diz respeito aos índices de marcha, estes tratam-se de medidas que podem ser bastante úteis, na medida em que permitem concluir acerca da severidade de patologias da marcha.

Contudo, os índices usados apresentam algumas limitações, tais como o facto de necessitarem de um elevado número de dados saudáveis (GGI), os cálculos são complexos (GGI e GDI) e o valor final é difícil de interpretar (GGI). Assim, das três medidas apresentadas, o índice GPS é o que aparenta reunir mais vantagens, uma vez que não necessita de um número tão elevado de referências saudáveis, o seu cálculo é mais simples e o seu significado é mais fácil de entender.

Um outro aspeto a referir, é que nenhum dos índices estudados inclui no seu cálculo uma medida da simetria, que pode ser um parâmetro importante na avaliação da marcha.

## 4 Aquisição de Dados

Neste capítulo são abordados os aspetos essenciais para a aquisição dos dados a tratar.

Inicialmente é feita a descrição do protótipo do sapato instrumentado utilizado, seguindo-se a análise de diferentes abordagens para aperfeiçoar o processo de calibração dos sensores de força.

Por fim é apresentado o *software* de aquisição utilizado, assim como os procedimentos dos testes realizados.

### 4.1 Sapato Instrumentado

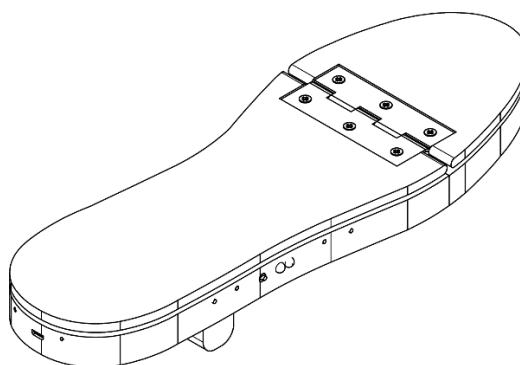
O sapato instrumentado já construído, foi desenvolvido com o objetivo de adquirir as três componentes das FRS e a trajetória do CoP, para a análise da marcha humana.

Como tal, o dispositivo foi desenvolvido de forma a permitir a aquisição em vários ambientes (interior ou exterior) e para vários tipos de atividade (caminhar a várias velocidades, subir e descer escadas,...), possibilitando uma análise da marcha completa e diversificada.

De seguida é apresentada a estrutura do protótipo, assim como algumas considerações importantes relativamente ao pedido de patente elaborado para a sua proteção.

#### 4.1.1 Estrutura do Protótipo

O sapato instrumentado utilizado para a aquisição dos dados, divide-se essencialmente em duas partes: uma parte da frente e uma parte de trás, de tal forma que quando este é calçado, a primeira parte fica em contacto com o ante-pé, e a segunda em contacto com o médio-pé e retro-pé. Além disso, cada uma das partes é constituída por uma plataforma inferior, com a função de suporte e onde são fixados os sensores, e uma plataforma superior, que funciona como uma tampa que protege e suporta o sistema, como se pode ver na figura 4.1.



*Figura 4.1 - Representação esquemática da parte exterior do novo sapato instrumentado.<sup>1</sup>*

A ligação entre a parte de trás e da frente é feita através de uma palmilha de couro, disposta na face superior das duas plataformas superiores, e por um elástico disposto longitudinalmente que se encontra preso nas faces de baixo das duas plataformas inferiores.

Assim, a utilização da palmilha permite que as duas partes do dispositivo acompanhem o movimento do pé durante a marcha, funcionando como uma dobradiça, e os elásticos garantem a recuperação da posição inicial, isto é, que a parte de trás e da frente se voltam a alinhar.

Para a medição das componentes das forças de reação do solo, são utilizados dezasseis sensores de força resistivos ultra finos (Flexiforce 201 da Tekscan), em que os sensores que medem a componente vertical das FRS suportam até 440 N (sensores verticais) e os sensores que medem as componentes antero-posterior e medio-lateral suportam até 110 N (sensores horizontais), já que estas são menos intensas. Estes sensores apresentam uma resistência variável, de tal forma que quando não é aplicada nenhuma carga, a sua resistência é muito elevada, mas diminui exponencialmente à medida que a carga aumenta. Os sensores são montados de acordo com uma montagem inversora, como é aconselhado nas suas especificações [104].

Os sensores de força estão distribuídos pelas duas partes do dispositivo: oito na parte da frente e oito na parte de trás. Cada uma das partes apresenta quatro sensores verticais e quatro sensores horizontais dispostos aos pares nas plataformas inferiores, ou seja, um sensor horizontal é sempre acompanhado por um sensor vertical, estando dispostos de forma a fazerem um ângulo de 90° entre si. Assim, os sensores verticais são colocados num plano paralelo ao eixo longitudinal do sistema, nos cantos das plataformas inferiores, e os sensores horizontais encontram-se fixos nos cantos da parede lateral das mesmas plataformas. Esta

---

<sup>1</sup> O aspeto deste sapato não é o mesmo do sapato usado para a aquisição. Esta figura refere-se ao sapato que será patenteado, e apenas é apresentada para se perceber melhor a existência de duas partes articuladas (trás e frente) com duas plataformas (inferior e superior).



disposição permite a medição das componentes antero-posterior e medio-lateral das FRS, utilizando um só sensor.

A figura 4.2 mostra esquematicamente a distribuição dos sensores no interior dos sapatos instrumentados.

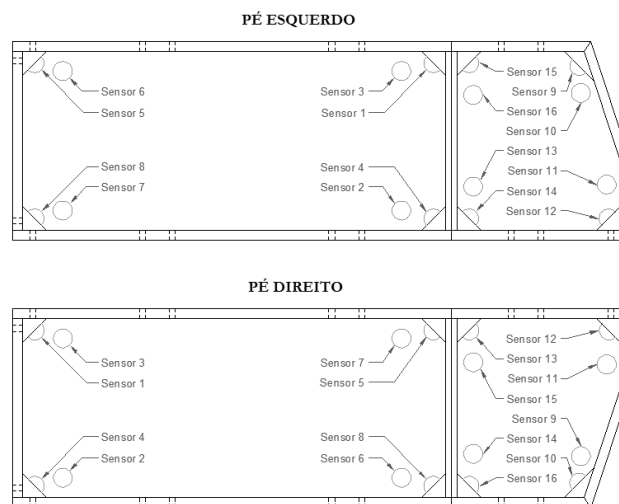


Figura 4.2 - Distribuição dos sensores de força no interior do sapato. Os círculos representam os sensores verticais (medem a componente vertical das FRS) e os semicírculos representam os sensores horizontais (medem as componentes horizontais das FRS).

Para tornar as medições mais corretas, são utilizadas semiesferas coladas sobre a área sensível de cada um dos sensores verticais e horizontais, para assegurar que existe apenas um ponto de contacto com a plataforma superior e que a carga é distribuída pela área sensível do sensor.

No que diz respeito à eletrónica do sistema, o protótipo utilizado apresenta um módulo que alberga uma placa de aquisição e uma placa de comunicação, que pode ser preso à perna. A placa de aquisição recebe os sinais de todos os sensores do sapato e possui um circuito de condicionamento de sinal. A placa de comunicação contém um microprocessador que compacta os dados recolhidos pela placa de aquisição, e de seguida envia-os por *Bluetooth* para um computador. O sistema é alimentado por pilhas recarregáveis Ni-MH de 2000mAh, dando aos sapatos uma autonomia de cerca de duas horas.

O módulo apresenta ainda dois LED's, indicando se o sapato está ligado ou desligado, e se a ligação *Bluetooth* foi estabelecida com sucesso ou não. Junto aos LED's também se encontra um interruptor que permite ligar e desligar os sapatos.

Além disso, o sapato instrumentado tem a vantagem de poder ser adaptado a vários tamanhos de pé, devido à existência de um calço que se desloca ao longo de uma guia, colocada por baixo da plataforma inferior da parte de trás, na zona do calcanhar. A guia pode ser fixada numa de três posições possíveis, permitindo o ajuste da sua posição de acordo com

o tamanho do pé do indivíduo. No entanto, é necessário garantir que o calço está posicionado por baixo do calcanhar, uma vez que é aí que ocorre o primeiro contacto do pé com o solo, sendo uma referência fundamental para o cálculo do CoP.

Para manter o pé fixo e justo utilizam-se fivelas, dando o aspeto de uma sandália, tal como se pode observar na figura 4.3.



Figura 4.3 – Aspeto do protótipo utilizado para a aquisição dos dados.

#### 4.1.2 Pedido de Patente

Com base no protótipo descrito acima e na revisão da literatura acerca dos dispositivos para a aquisição da marcha (ver secção 3.1), foi elaborado um pedido de patente para proteger a invenção.

O pedido de patente elaborado descreve um sistema idêntico ao apresentado em 4.1.1, diferindo apenas nos seguintes aspetos:

1. A ligação entre a parte de trás e a parte da frente na face superior das plataformas é feita com uma dobradiça;
2. As placas de aquisição e comunicação encontram-se acondicionadas na parte de trás da sola do sapato, não sendo necessário utilizar o módulo fixo à perna;
3. A alimentação do sistema é feita através de uma bateria, posicionada junto da guia, que se pode recarregar ligando o sapato a um computador, através de um cabo USB; esta ligação permite ainda a atualização do *software*;

O pedido de patente apresenta a seguinte organização: breve descrição da invenção; figuras do sapato, que permitem uma melhor compreensão da invenção; domínio da técnica, onde é feita uma descrição exaustiva dos dispositivos existentes que estão direta e

indiretamente relacionados com o sapato instrumentado; descrição detalhada da invenção; e por fim as reivindicações. As reivindicações foram elaboradas de forma a proteger toda a estrutura, com especial enfoque na disposição dos sensores e na existência do calço.

Assim, foi submetido um pedido provisório de patente ao qual o Instituto Nacional da Propriedade Industrial deu o seu parecer favorável. Como tal, foi feito o pedido definitivo de patente que se encontra no anexo A. Por motivos de confidencialidade não é possível mostrar as figuras, a descrição detalhada da invenção, nem as reivindicações.

## 4.2 Calibração do Protótipo

Nesta secção, inicialmente é feita uma explicação acerca da forma como as FRS e a trajetória do CoP são calculadas a partir das forças obtidas por cada um dos sensores.

De seguida, é feita a contextualização do problema que levou à necessidade de aperfeiçoar a calibração dos sensores.

Segue-se a descrição das abordagens estudadas para a resolução do problema: uso de redes neuronais, constantes multiplicativas e a correção final aplicada.

Por fim são apresentadas as considerações finais mais importantes.

### 4.2.1 Cálculo das FRS e da Trajetória do CoP

As FRS foram calculadas a partir das retas de calibração (previamente estudadas), que permitem obter os valores das forças verticais e horizontais a partir dos valores de tensão.

Para se perceber melhor o cálculo das três componentes das FRS e da trajetória do CoP, é importante ter a perceção da distribuição dos sensores de força no interior dos sapatos, tal como foi mostrado na figura 4.2 da secção 4.1.1.

Assim, a componente vertical das FRS ( $F_z$ ) é calculada para cada pé através da soma das forças lidas pelos 8 sensores verticais da seguinte forma:

$$F_{zD} = F_{2D} + F_{3D} + F_{6D} + F_{7D} + F_{9D} + F_{11D} + F_{14D} + F_{15D} \quad (8)$$

$$F_{zE} = F_{2E} + F_{3E} + F_{6E} + F_{7E} + F_{10E} + F_{11E} + F_{13E} + F_{16E} \quad (9)$$

O cálculo da componente antero-posterior ( $F_x$ ) e da componente medio-lateral ( $F_y$ ) das FRS segue o mesmo raciocínio, sendo necessário ter em conta as zonas em que a força

deve ser positiva (zona anterior e lateral) e negativa (zona posterior e medial), tal como mostram as seguintes equações:

$$F_{xD} = [(F_{5D} + F_{8D} + F_{10D} + F_{12D}) - (F_{1D} + F_{4D} + F_{13D} + F_{16D})] \times \frac{\sqrt{2}}{2} \quad (10)$$

$$F_{xE} = [(F_{1E} + F_{4E} + F_{9E} + F_{12E}) - (F_{5E} + F_{8E} + F_{14E} + F_{15E})] \times \frac{\sqrt{2}}{2} \quad (11)$$

$$F_{yD} = [(F_{4D} + F_{8D} + F_{10D} + F_{16D}) - (F_{1D} + F_{5D} + F_{12D} + F_{13D})] \times \frac{\sqrt{2}}{2} \quad (12)$$

$$F_{yE} = [(F_{1E} + F_{5E} + F_{9E} + F_{15E}) - (F_{4E} + F_{8E} + F_{12E} + F_{14E})] \times \frac{\sqrt{2}}{2} \quad (13)$$

As diferenças entre as forças são multiplicadas pela constante  $\frac{\sqrt{2}}{2}$ , uma vez que cada sensor horizontal lê a força resultante segundo a horizontal, que tem de ser decomposta segundo as duas componentes.

A trajetória do CoP é calculada com base nos valores dos 8 sensores verticais e nas suas posições no interior do sapato:

$$CoP_x = \frac{\sum_{i=1}^8 x_i F_i}{\sum_{i=1}^8 F_i} \quad (14)$$

$$CoP_y = \frac{\sum_{i=1}^8 y_i F_i}{\sum_{i=1}^8 F_i} \quad (15)$$

Onde  $x_i$  é a posição do sensor  $i$  segundo o eixo  $x$ , e  $y_i$  é a posição do sensor  $i$  no eixo  $y$ .

#### 4.2.2 Contextualização do Problema

Apesar da calibração dos sensores de força já se encontrar feita, foi necessário explorar novas abordagens que permitissem corrigir as forças verticais de ambos os pés, uma vez que quando os indivíduos se apoiavam num só pé no início de cada teste, as forças médias registadas não correspondiam ao peso do indivíduo.

Na figura 4.4 está representado o teste de uma pessoa saudável de 80 kg, em que no início se observam os apoios referidos, apresentando no pé direito um valor médio de força inferior ao valor esperado (cerca de 800 N).

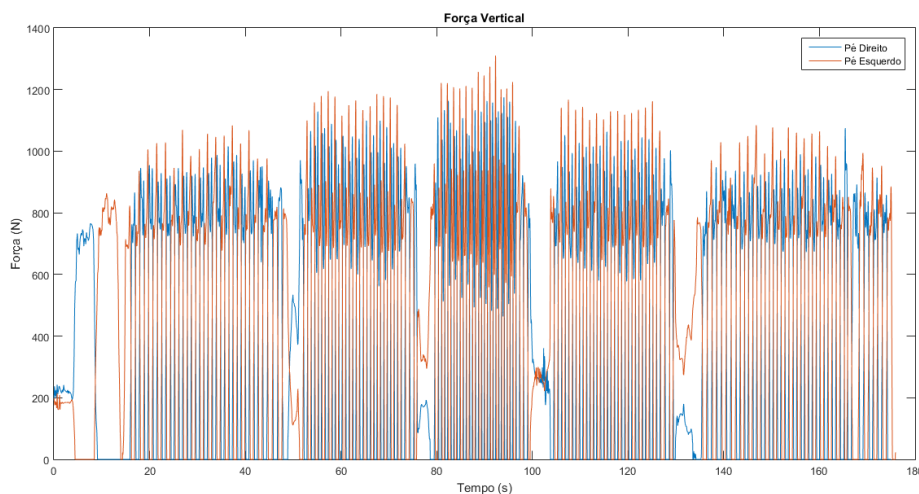


Figura 4.4 - Força vertical de uma pessoa saudável de 80 kg durante um teste, mostrando o desnível das forças do lado direito.

As abordagens descritas baseiam-se nos dados resultantes do processo de calibração estática dos sensores de força que já tinha sido feita. Nesse procedimento foram aplicadas 9 forças conhecidas entre 200 e 1000 N, em 18 posições do sapato bem definidas, e foram registadas as tensões medidas por cada sensor vertical isoladamente. As posições onde as cargas foram aplicadas encontram-se representadas na figura 4.5.

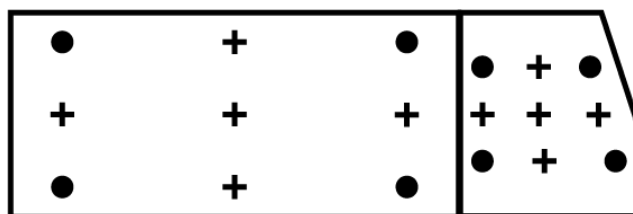


Figura 4.5 - Esquema representativo do sapato esquerdo, mostrando as 18 posições em que as forças de calibração foram aplicadas. As marcas circulares correspondem à zona acima dos sensores verticais e as marcas com o '+' representam as posições intermédias.

Neste sentido, serão apresentadas diferentes abordagens para tentar solucionar o problema identificado.

### 4.2.3 Calibração usando Redes Neurais

A partir dos ficheiros resultantes do processo de calibração inicial dos sensores de força verticais, foram treinadas várias redes neuronais com o objetivo de prever as forças aplicadas e a posição do CoP em x e em y. Deste modo, eliminar-se-ia a necessidade de utilizar as retas de calibração para se obter os parâmetros estudados.

As entradas utilizadas para o treino das redes neuronais foram as tensões de cada sensor vertical, registadas durante a aplicação de forças conhecidas nas várias posições do sapato, que se encontram representadas na figura 4.5. As saídas esperadas (*targets*) foram a intensidade das forças aplicadas e a posição do CoP em x e em y, que são valores bem conhecidos.

Para se obter a melhor previsão possível para a força e para a posição do CoP nos dois sapatos, foram feitas as seguintes abordagens:

- 1- Treino de 4 redes neuronais: 2 redes para cada pé, das quais uma delas diz respeito à parte da frente e outra à parte de trás de cada sapato. Utilizaram-se os testes de calibração feitos sobre as posições dos sensores verticais e nas posições intermédias;
- 2- Treino de 4 redes neuronais: 2 redes para cada pé, das quais uma delas diz respeito à parte da frente e outra à parte de trás de cada sapato. Utilizaram-se apenas os testes de calibração feitos sobre as posições dos sensores verticais;
- 3- Treino de 2 redes neuronais: uma rede para cada pé, contendo cada uma os dados dos testes feitos na parte da frente e na parte de trás de cada sapato. Utilizaram-se os testes de calibração feitos sobre as posições dos sensores verticais e nas posições intermédias;
- 4- Treino de 2 redes neuronais: uma rede para cada pé, contendo cada uma os dados dos testes feitos na parte da frente e na parte de trás de cada sapato. Utilizaram-se apenas os testes de calibração feitos sobre as posições dos sensores verticais;

Foram treinadas redes *feedforward* para regressão, com uma função de ativação tangente-sigmoidal (*tansig*) na camada escondida e uma função de ativação linear (*purelin*) na camada de saída. Testaram-se vários números de neurónios na camada escondida, desde 5 a 100 neurónios. É importante referir que cada rede foi treinada três vezes.

No que diz respeito aos algoritmos de treino, as redes foram treinadas com o algoritmo utilizado por defeito (Retropropagação de Levenberg Marquardt - *trainlm*), uma

vez que permite obter erros quadráticos médios menores, e porque tem uma convergência rápida em problemas de aproximação de funções [40]. Além disso, também se testou o algoritmo BFGS Qasi-Newton (*trainbfg*) que é semelhante ao anterior mas requer menos memória, e o algoritmo de Regularização Bayesiana (*trainbr*), por ser adequado para problemas pequenos e com algum ruído [105]. No entanto, para os dados existentes, foram obtidos melhores resultados utilizando o algoritmo aplicado por defeito.

A escolha das melhores redes foi feita com base no cálculo da *accuracy* das forças e das posições do CoP, dentro de uma certa margem de erro.

As tabelas seguintes mostram os melhores resultados obtidos para cada uma das abordagens descritas acima, mostrando os erros médios, assim como as *accuracies* de cada parâmetro e as suas médias. Para a interpretação das tabelas a baixo é necessário conhecer o significado dos seguintes símbolos: D - pé direito; E- pé esquerdo; T- trás; F- frente; NN- número de neurónios; FT- função de treino; MSE – *Mean Squared Error*; A- *accuracy*.

Tabela 4.1 - Resultados dos treinos da abordagem 1.

Lado	Local	NN	FT	MSE (N <sup>2</sup> )	$\bar{A}$ (%)	$A_{força}$ (%)	$A_{x\ CoP}$ (%)	$A_{y\ CoP}$ (%)
D	T	5	<i>Trainlm</i>	$7,70 \times 10^{-3}$	59,52	42,86	71,43	64,29
D	F	15	<i>Trainlm</i>	$4,20 \times 10^{-3}$	64,29	57,14	50,00	85,71
E	T	25	<i>Trainlm</i>	$4,80 \times 10^{-3}$	61,90	50,00	57,14	78,57
E	F	34	<i>Trainlm</i>	$6,20 \times 10^{-3}$	54,76	57,14	28,57	78,57

Tabela 4.2 - Resultados dos treinos da abordagem 2.

Lado	Local	NN	FT	MSE (N <sup>2</sup> )	$\bar{A}$ (%)	$A_{força}$ (%)	$A_{x\ CoP}$ (%)	$A_{y\ CoP}$ (%)
D	T	10	<i>trainlm</i>	$7,00 \times 10^{-4}$	83,33	50,00	100,00	100,00
D	F	7	<i>trainlm</i>	$3,00 \times 10^{-4}$	77,78	66,67	66,67	100,00
E	T	12	<i>trainlm</i>	$3,00 \times 10^{-4}$	77,78	50,00	83,33	100,00
E	F	30	<i>trainlm</i>	$8,00 \times 10^{-4}$	77,78	83,33	66,67	83,33

Tabela 4.3 - Resultados dos treinos da abordagem 3.

Lado	NN	FT	MSE (N <sup>2</sup> )	$\bar{A}$ (%)	$A_{força}$ (%)	$A_{x\ CoP}$ (%)	$A_{y\ CoP}$ (%)
D	15	<i>trainlm</i>	$5,08 \times 10^{-2}$	46,91	40,74	37,037	62,96
D	50	<i>trainlm</i>	$2,12 \times 10^{-2}$	54,32	44,44	37,04	81,48

Tabela 4.4 - Resultados da abordagem 4.

Lado	NN	FT	MSE (N <sup>2</sup> )	$\bar{A}$ (%)	$A_{força}$ (%)	$A_{x\ CoP}$ (%)	$A_{y\ CoP}$ (%)
D	12	<i>trainlm</i>	$1,07 \times 10^{-2}$	63,89	41,67	75,00	75,00
D	13	<i>trainlm</i>	$17,5 \times 10^{-2}$	69,44	50,00	66,67	91,67

Verificou-se que apesar dos erros quadráticos médios serem reduzidos, nenhuma das abordagens permitiu obter *accuracies* aceitáveis (superiores a 95 %) para os três parâmetros em simultâneo. Os melhores resultados foram conseguidos através da abordagem 2 em que, de uma forma geral, a previsão da posição do CoP segundo o eixo y é a melhor, mas a previsão da posição no eixo x e das forças, apesar de superiores aos restantes resultados, não são suficientemente boas para se poderem utilizar estas redes.

No entanto, é importante referir que, de uma forma geral, as abordagens 2 e 4, que treinam as redes apenas com os testes feitos sobre os sensores verticais, têm melhores *accuracies* do que as abordagens que treinam as redes com os testes feitos em todas as posições (abordagens 1 e 3).

Assim, é possível concluir que nenhuma das abordagens permitiu treinar redes capazes de prever as forças verticais e a posição do CoP de forma confiável.

Para melhorar os resultados, seria necessário utilizar conjuntos de treino maiores.

#### 4.2.4 Calibração usando Constantes Multiplicativas

Uma outra abordagem estudada, consistiu na resolução de um sistema de equações que permitisse o cálculo de uma constante multiplicativa para cada sensor de força e, a partir dessa constante e das tensões registadas, obter a força e/ou a posição do CoP.



O sistema geral de equações resolvido foi o seguinte:

$$\begin{cases} k_1 v_{1,1} x_1 + k_2 v_{2,1} x_2 + \dots + k_n v_{n,1} x_n = F_1 x_{1CoP} \\ \dots \\ k_1 v_{1,f} x_1 + k_2 v_{2,f} x_2 + \dots + k_n v_{n,f} x_n = F_f x_{fCoP} \end{cases} \quad (16)$$

Onde  $k_n$  é a constante multiplicativa do sensor de força vertical  $n$ ;  $v_{n,f}$  é a tensão registada no sensor  $n$  para a força aplicada  $f$ ;  $x_n$  é a posição em x do sensor  $n$ ;  $F_f$  é a força aplicada  $f$  (entre 9 valores de forças aplicadas); e  $x_{fCoP}$  é a posição em x do CoP quando é aplicada a força  $f$ .

O sistema geral foi resolvido de forma a calcular todos os  $k_n$ . Foram utilizados diferentes conjuntos de tensões dos ficheiros dos testes de calibração, de forma a perceber qual o conjunto que permitiria obter melhores resultados. Assim, testaram-se as seguintes hipóteses:

- 1- Num só sistema, utilização das tensões dos testes feitos nas 18 posições (10 posições centrais e 8 posições sobre os sensores de força);
- 2- Num só sistema, utilização das tensões dos testes feitos apenas nas 8 posições sobre os sensores de força verticais;
- 3- Em dois sistemas (um para a parte da frente e outro para a parte de trás), utilização das tensões dos testes feitos em 9 posições (5 posições centrais e 4 posições sobre os sensores de força);
- 4- Em dois sistemas (um para a parte da frente e outro para a parte de trás), utilização das tensões dos testes feitos apenas nas 4 posições sobre os sensores de força verticais.

Para cada situação apresentada, foi resolvido ainda outro sistema em que se usaram as posições segundo o eixo y.

Os resultados obtidos mostraram que as hipóteses que utilizam as tensões dos testes feitos apenas nas posições sobre os sensores de força verticais (hipóteses 2 e 4) foram aquelas que permitiram obter erros quase nulos na previsão das forças aplicadas ao resolver o sistema de equações em ordem à força aplicada com as constantes obtidas, isto é, fazendo o cálculo inverso ao inicial.

Ao analisar os resultados, verificou-se que a hipótese 4 foi a que permitiu obter menores erros absolutos ao fazer o cálculo inverso, obtendo-se erros com ordens de

grandeza entre  $10^{-11}$  e  $10^{-12}$  N para os dois lados, razão pela qual se optou por estudar a possibilidade desta alternativa se usar para calcular as previsões necessárias. A figura 4.6 apresenta as constantes obtidas para cada sensor do pé direito.

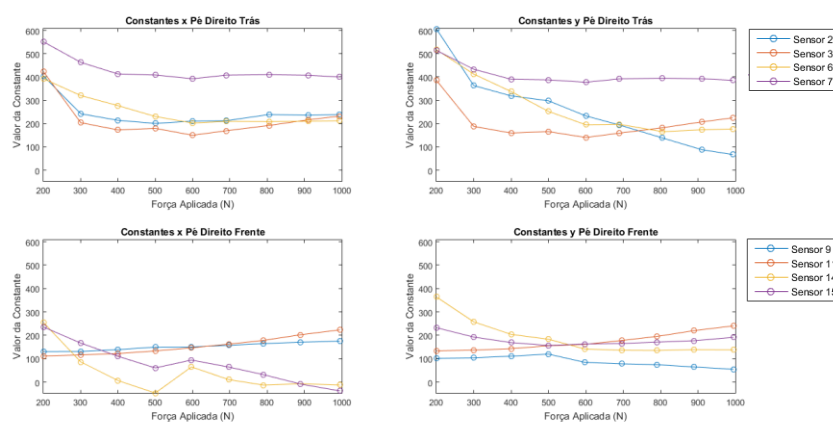


Figura 4.6 - Constantes multiplicativas obtidas para o pé direito resolvendo os sistemas de equações da hipótese 4.

Com o objetivo de perceber se as constantes obtidas poderiam ser utilizadas para prever as forças aplicadas e as posições do CoP durante a marcha, foi necessário testá-las utilizando tensões aplicadas noutros pontos do sapato.

Deste modo, para além das tensões dos testes de calibração feitos sobre as posições dos sensores, usaram-se também os testes feitos nas posições centrais, permitindo uma melhor aproximação às condições reais, já que durante a marcha as forças não são aplicadas somente sobre as posições dos sensores. O cálculo de cada força final para cada teste correspondeu à média da força obtida utilizando a constante calculada com as posições segundo o eixo x e a calculada com as posições segundo o eixo y.

Analisando as diferenças percentuais entre as forças obtidas e as aplicadas/esperadas, observaram-se valores elevados para ambos os pés essencialmente nos testes feitos sobre as posições centrais (P2, P4, P5, P6 e P8), atingindo valores até 80% e 60% no pé direito e esquerdo respetivamente. Por outro lado, tal como esperado, ao aplicar forças nas posições sobre os sensores (P1, P3, P7 e P9) as diferenças relativas percentuais foram quase nulas. As diferenças relativas percentuais para o pé direito podem ser observadas na figura 4.7.

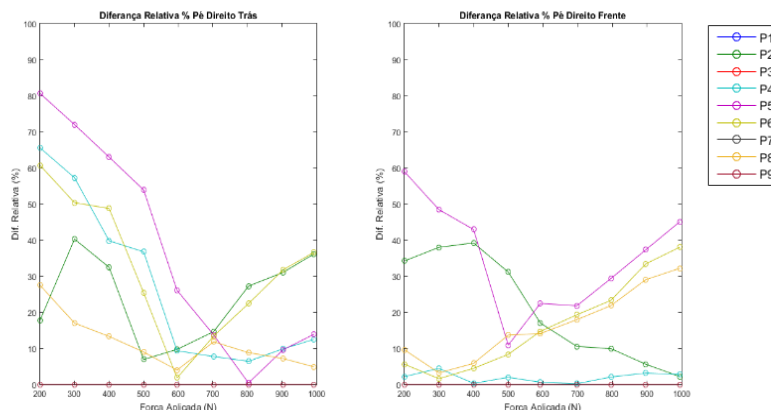


Figura 4.7 - Erro relativo percentual da força obtida utilizando as constantes calculadas com os sistemas de equações da hipótese 4 para o pé direito. Cada linha representa um ponto onde foram aplicadas várias forças conhecidas.

Além disso, observando a representação das forças obtidas em função das forças aplicadas (figura 4.8), idealmente todos os pontos deveriam estar sobre uma reta de declive unitário. No entanto, devido aos erros elevados referidos anteriormente, apenas as curvas das forças aplicadas nos pontos P1, P3, P7 e P9 se encontram sobre essa reta. Todos os outros testes realizados sobre os restantes pontos apresentam desvios consideráveis em relação ao valor esperado que em muitos casos, principalmente para o pé esquerdo, aumentam com a intensidade da força aplicada.

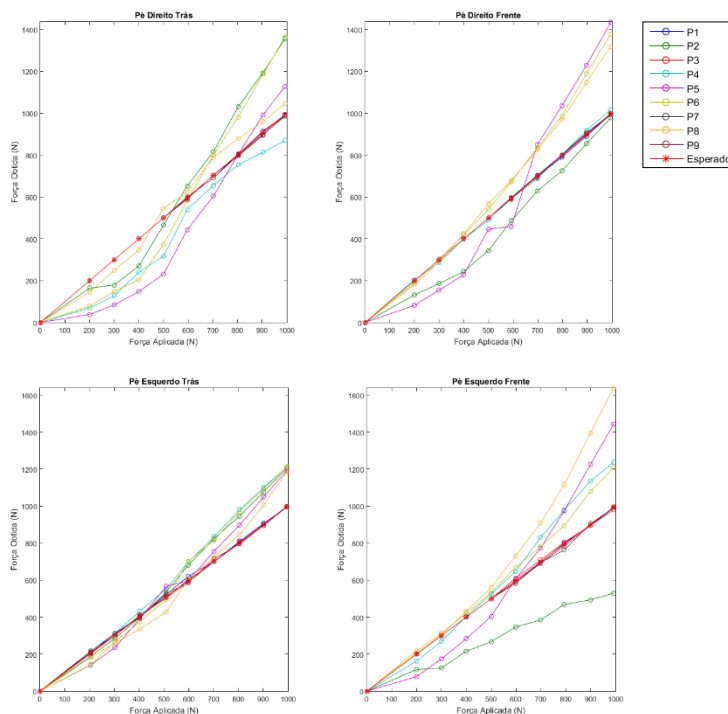


Figura 4.8 - Representação da força obtida em função da força aplicada para os testes feitos no pé direito (cima) e no pé esquerdo (baixo). Cada linha representa um ponto onde foram aplicadas várias forças conhecidas.

Deste modo, não foi possível prosseguir com esta solução para resolver o problema de calibração, pelo facto de as diferenças relativas percentuais obtidas serem elevadas, e por as constantes multiplicativas para cada sensor variarem em função da força aplicada.

De seguida, procedeu-se da mesma forma para o cálculo da posição do CoP para cada teste de calibração, utilizando os testes feitos nas posições centrais e nas posições sobre os sensores. Verificou-se que os erros das posições previstas foram nulos ou praticamente nulos usando os valores das forças aplicadas, pelo que se pode concluir que a utilização das constantes multiplicativas seria uma boa opção para determinar o CoP.

A figura 4.9 mostra as posições esperadas e previstas do CoP para ambos os pés, quando é aplicada uma carga de 400 N, a título de exemplo. Pode verificar-se que as posições previstas coincidem com as posições esperadas.

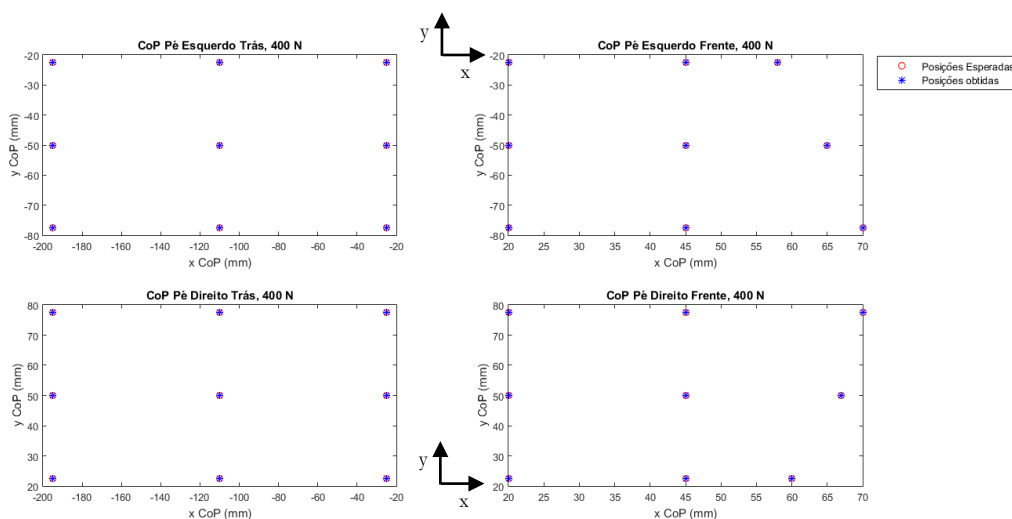


Figura 4.9 - Posições do CoP esperadas e previstas para ambos os pés ao serem aplicados 400 N nas 18 posições testadas na calibração em cada pé. As previsões foram calculadas através da aplicação das constantes multiplicativas obtidas com a resolução dos sistemas de equações da hipótese 4.

Concluiu-se assim que mesmo ao analisar cada sapato como duas partes separadamente (frente e trás), não existe uma relação constante entre as forças obtidas e as aplicadas que possa ser utilizada para prever simultaneamente as forças e as posições do CoP.

### 4.2.5 Correção Final

Tendo em conta que nenhuma das abordagens estudadas mostrou resultados aceitáveis para a resolução do problema, optou-se por definir duas constantes que permitissem compensar essa diferença, considerando que a causa do desvio das forças se deverá à própria estrutura dos sapatos e à sua dinâmica durante a utilização.

As constantes foram aplicadas diretamente às forças obtidas através das retas de calibração, de forma a corrigir da melhor forma possível o desnível observado entre as forças do lado direito e do lado esquerdo em pessoas saudáveis.

Deste modo, utilizaram-se as tensões dos testes de calibração e as retas de calibração para determinar as forças, multiplicando-as de seguida, para cada lado separadamente, por valores entre 1 e 2. Assim, para cada pé selecionou-se a constante que permitiu obter um erro quadrático médio menor:  $k_{dir} = 1,16$  e  $k_{esq} = 1,08$ , com erro quadrático médio de  $1,84 \times 10^6$  e  $9,76 \times 10^5 N^2$  respetivamente. É de referir que o facto de a constante do lado direito ser superior à do lado esquerdo está de acordo com o que seria expectável, uma vez que geralmente o lado direito apresenta forças menores, como se verifica na figura 4.10 à esquerda.

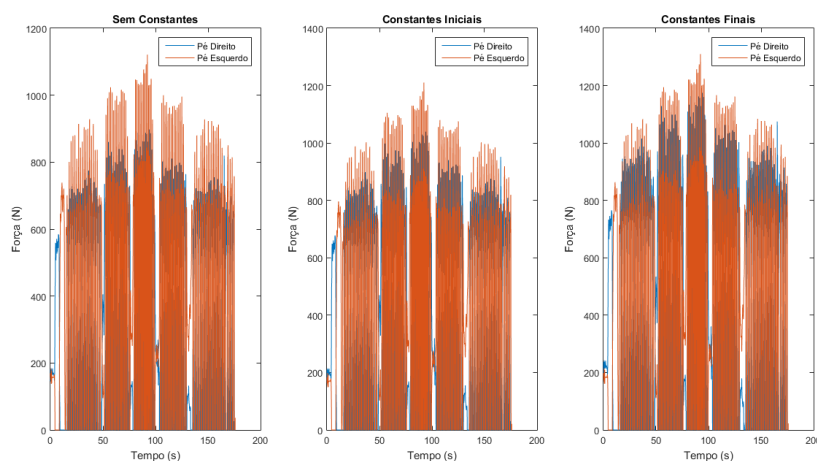


Figura 4.10 - Forças verticais de uma pessoa saudável de 80 kg calculadas somente com as retas de calibração (esquerda); com as retas de calibração e as constantes com o menor erro quadrático médio (centro); e com as retas de calibração e as constantes finais corrigidas (direita).

Contudo, ao aplicar as constantes às forças dos testes da marcha os desníveis persistiram, tal como se pode observar na figura 4.10 no centro, pelo que foi necessário aumentar as constantes, por tentativa erro, de forma a obter uma diferença menor. As constantes finais encontradas foram  $k_{dir} = 1,31$  e  $k_{esq} = 1,167$  e as forças obtidas encontram-se representadas na figura 4.10 à direita.

Analisando a figura 4.10, é possível verificar que apesar da aplicação das constantes ter reduzido o desnível inicial, não foi possível solucionar o problema por completo.

Assim, as forças finais foram calculadas aplicando as constantes encontradas, e desenvolveu-se um algoritmo que permite corrigir o desnível remanescente através das forças obtidas durante os apoios iniciais dos testes da marcha (ver secção 4.4.2 para mais informações sobre os apoios iniciais). O algoritmo desenvolvido encontra-se descrito no capítulo 5, na secção 5.2.

#### 4.2.6 Considerações Finais

Tendo em conta os resultados obtidos nas abordagens testadas com as redes neuronais e através do cálculo das constantes multiplicativas, pode-se concluir que, apesar da última abordagem poder ser utilizada para a previsão das posições do CoP, nenhuma delas permite corrigir o problema do desnível das forças exercidas pelo pé direito e pelo pé esquerdo.

A solução ideal seria optar por uma calibração dinâmica do sistema, uma vez que durante a marcha humana as forças são aplicadas de forma contínua, e as tensões são registadas muito pouco tempo após a sua aplicação, não sendo registado um valor de tensão estável, como foi feito no processo de calibração estática. Assim, seria possível perceber melhor a importância das forças exercidas nos sensores da parte de trás e da parte da frente dos sapatos, bem como a relação entre ambas as partes. No entanto, devido à falta de meios materiais, não foi possível fazer essa calibração.

Deste modo, a solução do problema passou por: definir duas constantes (uma para cada sapato) que foram aplicadas às forças obtidas através das retas de calibração originais, e que permitiram reduzir o desnível; e pelo desenvolvimento de um algoritmo que nivela ambos os lados, de acordo com as forças registadas durante os apoios feitos no início de cada teste da marcha.

### 4.3 Software de Aquisição

A aquisição dos dados é feita através de uma interface gráfica já desenvolvida no MATLAB, versão R2013a, da MathWorks®, e à qual foram acrescentadas algumas funcionalidades que também serão descritas. O aspeto da interface é mostrado na figura 4.11.

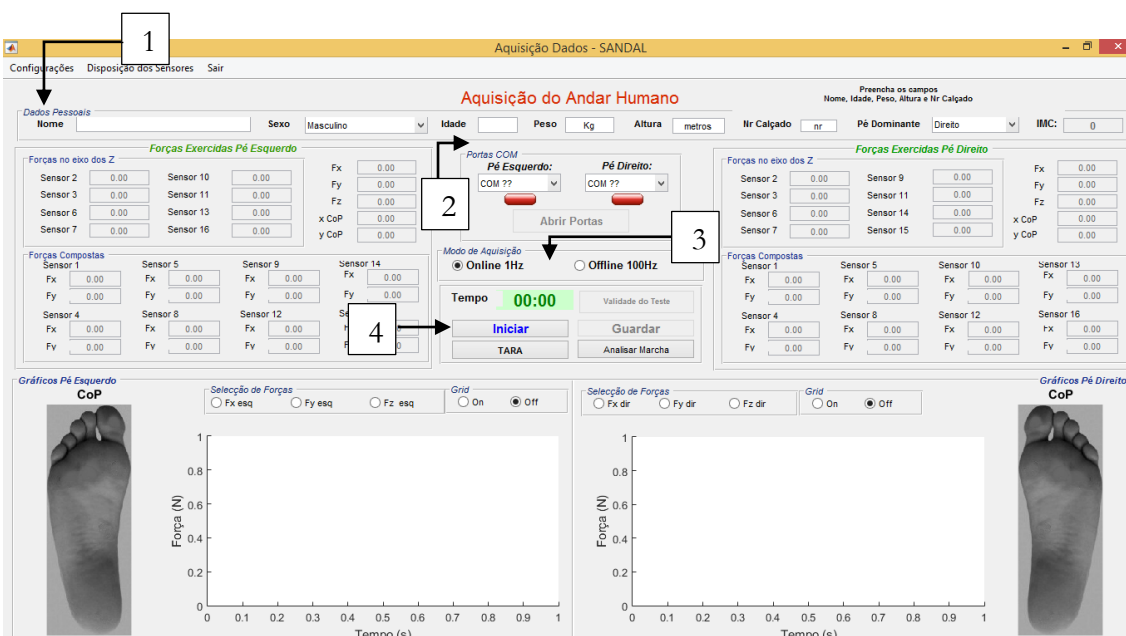


Figura 4.11 - Interface gráfica utilizada para a aquisição dos dados. Os números indicam as seguintes regiões: 1- Dados Pessoais; 2- Portas COM; 3- Modo de Aquisição; 4- Botão Iniciar.

Para adquirir dados, existem dois modos possíveis: modo *online* e modo *offline*. O modo *online* é utilizado essencialmente para verificar as forças de reação do solo, uma vez que permite observar em tempo real as forças lidas pelos vários sensores, assim como a trajetória do CoP, para cada pé. Neste modo, a frequência de amostragem dos sensores de força é de 1Hz.

Por outro lado, o modo *offline* é o utilizado para a aquisição de dados da marcha para tratamento, uma vez que utiliza uma frequência de amostragem mais adequada (100 Hz) [106].

A aquisição dos dados é feita de acordo com os passos seguintes:

1. Preencher os dados pessoais (região 1 da figura 4.11);
2. Estabelecer a ligação *Bluetooth* entre o computador e os dois sapatos através da seleção das duas portas COM (Communication Port) ativas (região 2 da figura 4.11);
3. Selecionar o modo de aquisição (*online* ou *offline*) (região 3 da figura 4.11);
4. Iniciar a aquisição (região 4 da figura 4.11).

5. Terminar a aquisição;
6. Guardar os dados.

Contudo, ao longo da realização dos testes percebeu-se que seria útil fazer algumas alterações na interface, principalmente devido à identificação de alguns problemas técnicos que ocorreram durante a aquisição e que acabaram por invalidar alguns testes, mesmo após a verificação das forças no modo de aquisição *online*. Destes problemas, destacam-se as falhas de alguns sensores horizontais e verticais devido a uma excitação insuficiente dos sensores ou até mesmo devido ao desgaste inerente à utilização repetitiva dos sapatos, como se verificou por vezes na fase final dos testes.

Para contornar este problema, foi desenvolvido um algoritmo que permite verificar se o teste realizado foi válido ou não (ver capítulo 5, na secção 5.1), tendo em conta os valores de tensão dos sensores verticais e horizontais. O algoritmo foi integrado na interface de aquisição de dados, de forma a que quando a aquisição termina, é mostrada automaticamente uma caixa com uma mensagem indicando se o teste das forças verticais e das forças horizontais é válido ou inválido. Além disso, a caixa também apresenta um botão que permite guardar o teste, evitando a perda acidental de dados, tal como mostra a figura 4.12.

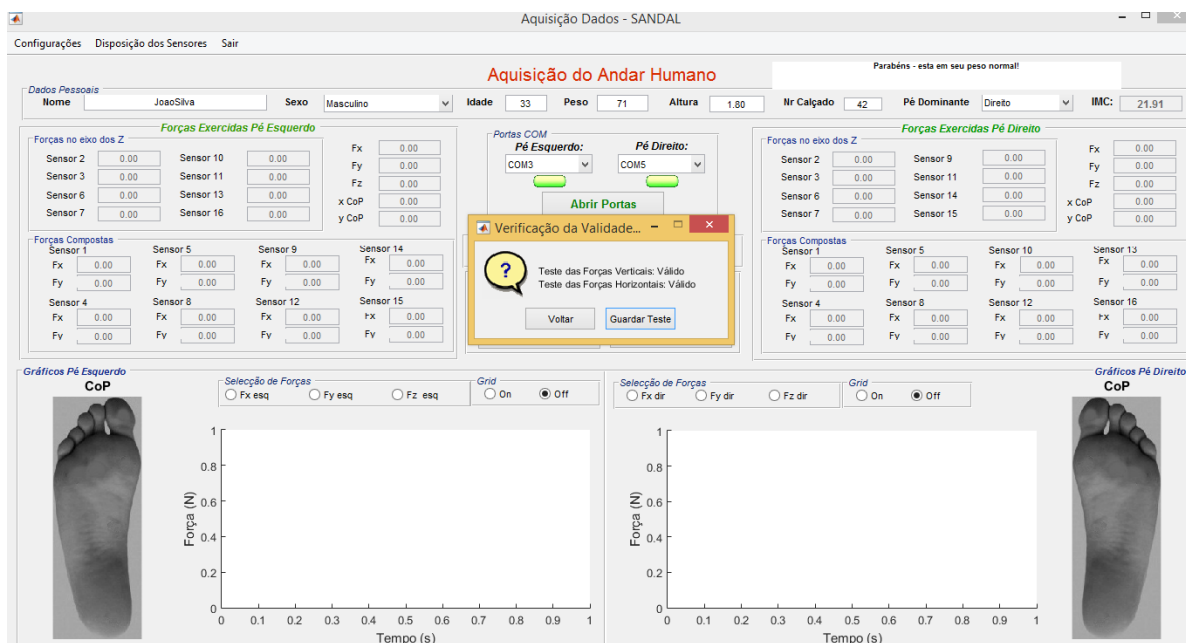


Figura 4.12 - Interface gráfica utilizada para a aquisição de dados, mostrando o resultado final de um teste.



Além disso, foi acrescentado um botão que permite ao utilizador verificar novamente a validade do teste (botão “Validade do Teste”), podendo ser útil caso não se recorde do resultado mostrado logo após o fim da aquisição.

Deste modo, é possível fazer a verificação do teste logo após a sua realização, disponibilizando a informação necessária para que o utilizador saiba se deve repetir o teste, evitando-se a perda posterior de dados.

Também foram introduzidos dois campos novos na secção dos “Dados Pessoais”. O campo “Nº Calçado” foi acrescentado para ser utilizado em possíveis correções nas trajetórias do CoP. Por outro lado, o campo “Pé dominante” foi adicionado para que os dados fossem analisados em termos de lado dominante e não dominante (em vez de se considerar lado direito e esquerdo), e para que a longo prazo, quando a base de dados tiver um número significativo de pessoas com o pé dominante do lado esquerdo, seja possível perceber melhor a influência e as principais diferenças entre os perfis de cada um deles durante a marcha.

## 4.4 Testes

Uma das fases essenciais do projeto diz respeito à realização de testes com os sapatos instrumentados. Para tal, foram feitos testes com pessoas saudáveis e pacientes do serviço de Medicina Física e de Reabilitação dos Hospitais da Universidade de Coimbra, utilizando os sapatos instrumentados.

De seguida são apresentadas as principais características das pessoas testadas, assim como os procedimentos do teste.

### 4.4.1 Indivíduos Testados

Os testes realizados com pessoas saudáveis tiveram como objetivo a construção de uma base de dados o mais completa possível, para posteriormente permitir definir os padrões da marcha de indivíduos saudáveis. Assim, testaram-se 32 homens com idades compreendidas entre os 20 e os 67 anos, massas entre os 60 e os 100 kg, e alturas entre 1,57 e 1,92 m, tal como mostra a tabela 4.5.

Não foram realizados testes com mulheres, uma vez que os sapatos têm um tamanho demasiado grande para se poderem adaptar corretamente a tamanhos de pé menores.

Tabela 4.5 - Valor mínimo, valor máximo, média e desvio padrão da idade, massa e altura das pessoas saudáveis testadas.

	$V_{min}$	$V_{max}$	$\bar{V}$	$\sigma$
<b>Idade (anos)</b>	20	67	35,34	14,35
<b>Massa (kg)</b>	60	100	75,98	11,29
<b>Altura (m)</b>	1,57	1,92	1,76	0,08

Os testes realizados no serviço de Medicina Física e de Reabilitação dos Hospitais da Universidade de Coimbra foram aplicados a 11 pacientes submetidos à reconstrução do LCA (ligamentoplastia do LCA) há cerca de três/quatro anos. Destes testes, três não puderam ser considerados, devido a falhas nos sensores verticais.

Os pacientes analisados têm idades compreendidas entre os 19 e os 38 anos, massas entre os 49 e os 111 kg, e alturas entre 1,63 e 1,89 m, como mostra a tabela 4.6.

Tabela 4.6 - Valor mínimo, valor máximo, média e desvio padrão da idade, massa e altura dos pacientes sujeitos à ligamentoplastia do LCA.

	$V_{min}$	$V_{max}$	$\bar{V}$	$\sigma$
<b>Idade (anos)</b>	19	38	29,50	6,59
<b>Massa (kg)</b>	49	111	82,50	18,18
<b>Altura (m)</b>	1,63	1,89	1,79	0,09

As tabelas completas relativas a cada um dos indivíduos saudáveis testados podem ser consultadas no Anexo B, e a informação de cada paciente encontra-se na tabela 6.9. da secção 6.2.1.

#### 4.4.2 Procedimentos do Teste

Cada teste consistiu em caminhar em linha reta com os sapatos instrumentados calçados, a cinco velocidades distintas (velocidade muito lenta, lenta, normal, rápida e muito rápida). Para usar os sapatos instrumentados, os indivíduos não se descalçaram, a fim de permitir um melhor ajuste ao pé.

Os testes foram feitos de acordo com o seguinte procedimento:

1. Apoiar-se sobre um dos pés durante alguns segundos, levantando o pé contralateral;
2. Apoiar-se sobre o outro pé durante alguns segundos, levantando o pé contralateral;
3. Caminhar à velocidade normal;
4. Caminhar um pouco mais rápido do que a velocidade normal;
5. Caminhar mais rápido do que a velocidade normal;
6. Caminhar à velocidade normal;
7. Caminhar um pouco mais lentamente do que a velocidade normal;
8. Caminhar mais lentamente do que a velocidade normal.

Inicialmente, nos pontos 1 e 2 do procedimento, as pessoas apoiaram-se em cada um dos pés, num pé de cada vez, para posteriormente se verificar se as leituras dos sensores de força vertical do lado direito e do lado esquerdo estão de acordo com o esperado, isto é, se as forças lidas durante cada um dos apoios são iguais ao peso da pessoa. Neste sentido, foi construído um algoritmo para fazer essa correção automaticamente, de acordo com os desvios obtidos (ver capítulo 5, secção 5.2), já que as abordagens descritas na secção 4.2 não mostraram ser suficientemente eficazes na resolução deste problema.

As experiências foram realizadas em corredores compridos, com cerca de 20 m, e em corredores mais curtos, com cerca de 8,5 m, consoante as condições disponíveis. A figura 4.13 mostra um indivíduo saudável a realizar o teste.



*Figura 4.13 - Teste com os sapatos instrumentados.*

Nos testes feitos em corredores compridos (testes simples), as pessoas percorreram o corredor apenas cinco vezes, isto é, fizeram um só percurso para cada velocidade (só uma ida ou volta para cada velocidade). Por outro lado, nos testes feitos em corredores mais curtos (testes duplos), os indivíduos percorreram o corredor dez vezes, fazendo dois percursos para cada velocidade (ida e volta para cada velocidade), de forma a obter um número de passos aceitável.

Estes procedimentos levaram à necessidade de criar um algoritmo que permita eliminar automaticamente os passos associados às mudanças de sentido nas extremidades dos corredores. O algoritmo construído encontra-se descrito no capítulo 5 (secção 5.3).

É importante referir que antes do início do teste as pessoas caminharam um pouco com os sapatos instrumentados para se adaptarem a eles e para evitar a recolha de padrões pouco realistas.

Um outro aspeto a sublinhar é o facto de as velocidades testadas para cada indivíduo não serem exatamente as mesmas. Esta situação deve-se ao facto de as velocidades terem sido seleccionadas pelas próprias pessoas que têm como referência a sua velocidade normal, que é naturalmente diferente para cada um.

# 5 Pré-Processamento e Validação dos Dados

Após a aquisição dos dados, é necessário proceder ao seu tratamento para que estes possam ser devidamente analisados.

Assim, em primeiro lugar é preciso verificar se o teste realizado é válido ou não, através da análise dos valores de tensão dos sensores de força. Neste ponto é avaliada a validade dos sensores verticais e dos sensores horizontais, de forma a identificar falhas na aquisição que tornem o teste inválido.

De seguida, caso o teste das forças dos sensores verticais seja válido, utiliza-se um algoritmo já existente que permite dividir os sinais de um teste em passos isolados, e são aplicados algoritmos de pré-processamento que permitem: compensar os desníveis das forças exercidas pelo pé direito e pelo pé esquerdo; fazer a seleção de passos; e agrupar passos consecutivos criando passadas.

Neste sentido, ao longo do capítulo são descritos os algoritmos desenvolvidos para a verificação da validade dos testes, correção e normalização das forças, e para a seleção e agrupamento de passos.

Por fim, é feita a validação dos dados através da apresentação de um estudo de velocidades para os dados das pessoas saudáveis testadas.

É importante referir que os algoritmos de pré-processamento, assim como toda a análise dos dados adquiridos foram feitos utilizando o MATLAB, versão 2015a da MathWorks®.

## 5.1 Verificação da Validade dos Testes

Tendo em conta que durante o processo de aquisição ocorreram alguns problemas com o sistema, foram desenvolvidos dois algoritmos que permitem identificar os testes em que tenham ocorrido anomalias durante o processo de aquisição dos dados.

Os problemas encontrados durante a realização dos testes foram essencialmente devidos à excitação insuficiente dos sensores, ao desencaixe de fichas, à rutura de fios elétricos na zona dos encaixes ou ao aparecimento de folgas no sapato, associadas à sua utilização repetitiva.

Assim, foi construído um algoritmo para verificar a validade dos testes das forças verticais, e outro para a análise dos testes das forças horizontais, com base nos valores das tensões dos sensores.

Desta forma, após serem gerados os valores de tensão e ser feita a verificação de erros nos dados transmitidos, utilizando um *Cyclic Redundancy Check* (CRC), será possível concluir acerca da existência de falhas durante a aquisição que invalidem os testes.

O algoritmo de validação dos testes das forças verticais começa por analisar se de ambos os lados existe algum sensor de força vertical que apenas apresente valores nulos, ou que sature com uma tensão de 0,5 V ou inferior. Caso isso se verifique em algum sensor vertical, o teste é considerado inválido. Caso contrário, o algoritmo prossegue.

De seguida, verifica-se se a aquisição terminou aquando da ordem do utilizador. Para tal, tendo em conta a duração e tamanho de um teste normal, analisam-se os valores de tensão das últimas duas mil posições. Caso a média das tensões dos sensores nessa região seja nula, estamos perante um teste em que a aquisição não terminou quando a ordem de paragem foi dada na interface do MATLAB, sendo necessário truncar o sinal. Depois de truncados, os sinais são guardados num novo ficheiro que poderá continuar a ser analisado nos passos seguintes do algoritmo. Para evitar este tipo de situações, seria importante compilar o *software* da aquisição dos dados.

Nos passos seguintes é feita a análise da existência de lacunas nos valores de tensão dos sensores no início, no final ou durante o teste, sendo nesta fase analisados apenas os quatro sensores verticais da parte de trás dos dois sapatos. Os quatro sensores verticais da parte da frente não são estudados pelo facto de apresentarem um comportamento mais incerto.

Deste modo, os valores de tensão são analisados de forma a perceber se algum sensor apenas registou valores nulos durante o início do teste. Para isso, utiliza-se uma janela que avança sequencialmente a partir do início dos sinais em estudo, até que todas as posições apresentem valores de tensão positivos, definindo assim o instante em que cada sensor começa a registar efetivamente tensões válidas (tensões não nulas). Caso esse instante seja significativamente diferente para os vários sensores em estudo, é sinal de que algum deles apresentou uma falha no início do teste e portanto o teste é considerado inválido.

Seguidamente, é feita uma análise idêntica de forma a perceber se algum sensor deixou de ler valores de tensão positivos antes do fim efetivo do teste. Neste caso, procurou-se o instante em que o teste é dado como terminado para cada sensor, isto é, o instante a partir do qual só são registadas tensões nulas. Se esse instante for significativamente diferente para os vários sensores em estudo, indica que algum deles apresentou uma falha no fim do teste, considerando-se assim o teste inválido.

Por fim, verifica-se se no decorrer do teste algum sensor vertical deixou de funcionar durante num certo intervalo de tempo. Esta análise é feita com base no estudo do desvio padrão do número de posições consecutivas com valores nulos. Assim, se tal situação se verificar, o teste é classificado como inválido. Caso contrário, o teste é válido.

A figura 5.1 mostra num fluxograma, de forma resumida, a sequência de decisões do algoritmo desenvolvido para a validação dos testes das forças verticais. Os gráficos à esquerda representam a tensão em função do tempo para um dado sensor durante um teste, apresentando exemplos dos problemas que o algoritmo identifica. Estes gráficos estão posicionados de acordo com o bloco mais próximo do fluxograma a que dizem respeito.

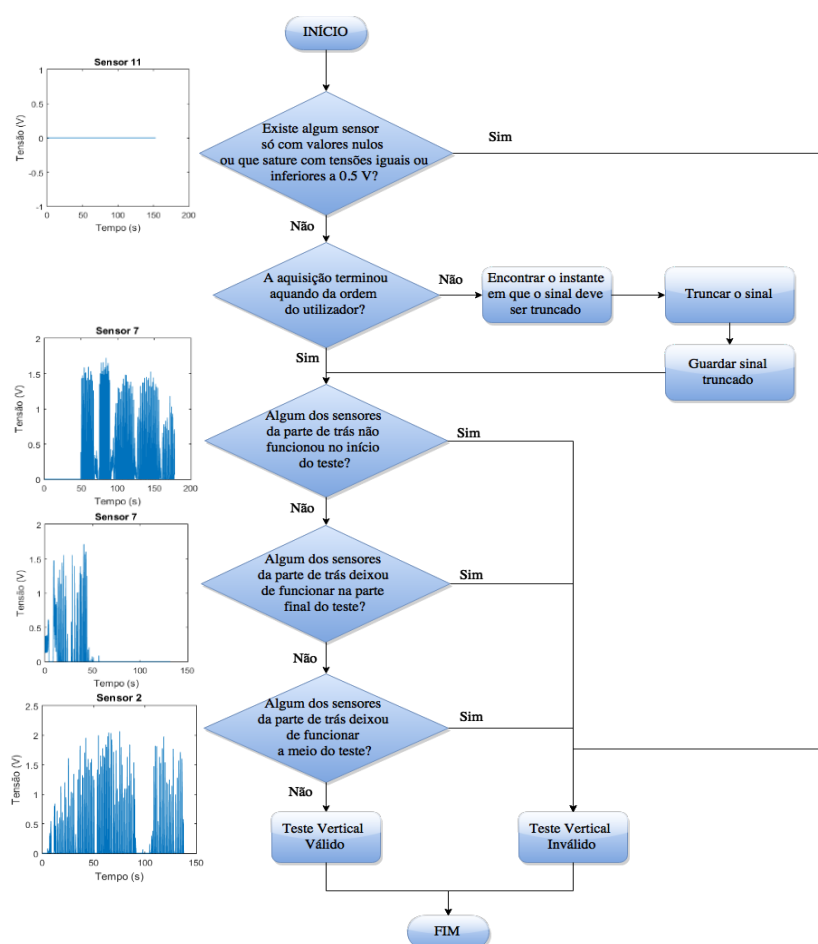


Figura 5.1 - Fluxograma com a sequência de processos e decisões do algoritmo de validação dos testes das forças verticais.

No que diz respeito ao algoritmo construído para concluir acerca da validade dos testes das forças horizontais, a análise foi muito mais simples. Neste caso, apenas se analisa a percentagem de valores de tensão não nulos que cada sensor apresenta. Assim, caso a percentagem de valores de tensões positivas seja inferior a um dado limite, o teste das forças horizontais é classificado como inválido.

É de referir que a análise das tensões dos sensores horizontais é uma abordagem muito simplista, permitindo apenas assinalar como inválidos os testes com anomalias mais evidentes, uma vez que o seu estudo não está no âmbito deste projeto. Deste modo, num trabalho futuro será necessário estudar melhor a relação entre o padrão da distribuição das tensões e as curvas das forças horizontais delas resultantes, para perceber como tornar o algoritmo mais complexo e fiável.

## 5.2 Correção e Normalização das Forças

Após a verificação da validade dos testes, desenvolveu-se um algoritmo que permite a correção das forças, devido ao desnível observado através dos apoios iniciais (ver secção 4.2.2). Além disso, também é feita a normalização dos dados de acordo com o peso dos indivíduos.

De uma forma simplista, um apoio é um “passo” dado no início de um teste, que se assemelha a um período de uma onda quadrada com dois níveis de força: o zero e o peso corporal. Assim, cada apoio deve apresentar uma zona de subida e uma descida, sendo de esperar entre eles, uma força aproximadamente constante e igual ao peso do indivíduo.

No entanto, na prática, essa região (que denominamos por patamar de força) nem sempre tem a forma esperada, devido a desequilíbrios, e a força média do patamar por vezes não corresponde ao peso, como se referiu na apresentação do problema de calibração no capítulo 4. Assim, o algoritmo desenvolvido encontra o apoio que reúne as melhores condições para a escolha de um patamar de força adequado para cada lado, e utiliza a força média dessa região para calcular um ganho que permite corrigir as forças de acordo com o valor esperado.

Na figura 5.2 encontra-se representada a força vertical exercida por um indivíduo durante um teste. No início são visíveis os apoios iniciais de ambos os pés, e o desvio que apresentam em relação ao valor esperado (peso corporal da pessoa).



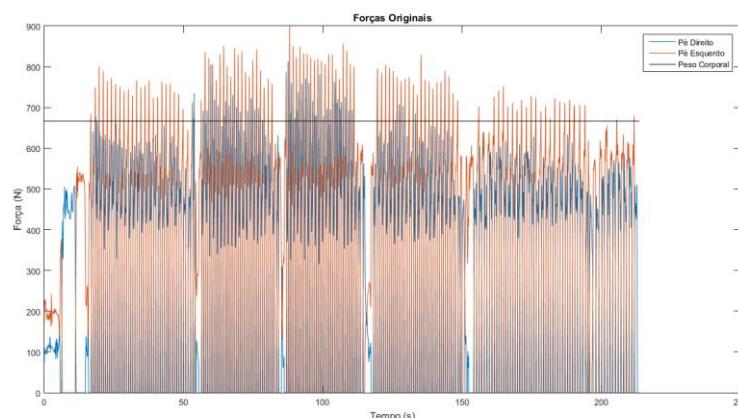


Figura 5.2 - Força vertical de um teste em função do tempo, mostrando os apoios iniciais e o seu desvio em relação ao nível esperado (linha do peso corporal).

O algoritmo está dividido em três fases: identificação dos apoios candidatos, seleção do apoio, e correção e normalização das forças. É importante referir que a solução descrita aplica-se de igual forma a cada um dos lados/pés.

Numa primeira fase, são analisados os cinco primeiros passos, de forma a identificar como apoios candidatos aqueles que têm tempo de apoio superior a 1,5 segundos. Segundo este critério, é possível que para um mesmo lado se encontre mais do que um apoio possível, pois por vezes os passos iniciais são mais lentos, e porque por vezes as pessoas desequilibram-se durante os apoios iniciais, tendo necessidade de os repetir.

Assim, na segunda fase é necessário escolher o apoio válido entre os vários apoios candidatos.

O primeiro filtro aplicado começa por pôr de parte todos os apoios em que o número de vezes em que a derivada muda de sinal é inferior a dez, eliminando assim os candidatos com tempo de apoio elevado, mas que já são passos iniciais efetivamente.

Na figura 5.3 é possível observar um passo inicial do lado esquerdo com duração superior a 1,5 s, mas que com a aplicação desta última condição é de imediato excluído dos apoios candidatos, uma vez que apenas apresenta sete mudanças de sinal na sua derivada.

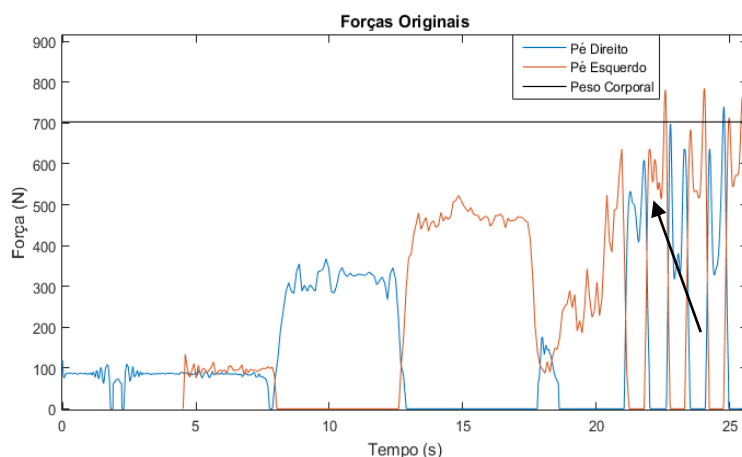


Figura 5.3 - Representação dos apoios e dos passos iniciais num teste da marcha, para o pé direito e esquerdo.

De seguida, é necessário cruzar os dados de ambos os lados para perceber se houve desequilíbrios e conseqüentemente transferências de peso para o membro oposto. Assim, para cada um dos apoios possíveis são encontradas as posições em que no lado oposto a força permanece simultaneamente nula, identificando-se assim os patamares de força dos apoios para esta fase, e ao mesmo tempo definem-se as regiões de desequilíbrio.

Caso seja encontrado um desequilíbrio, é necessário selecionar o patamar de força que melhor caracteriza o apoio, entre os dois possíveis (patamar antes ou depois do desequilíbrio). Como primeiro critério de seleção calcula-se o desvio padrão de ambos os patamares e opta-se por aquele que apresentar um desvio que seja três vezes inferior ao outro. Caso os desvios sejam idênticos e o primeiro patamar tenha mais de dez pontos, opta-se por este último. Caso contrário, opta-se pelo segundo patamar encontrado. É importante referir que o código apenas está preparado para este tratamento na presença de um só desequilíbrio, uma vez que nos testes realizados não surgiram casos com mais de uma situação deste tipo.

Seguidamente eliminam-se os apoios candidatos que tenham menos de dez pontos na região do patamar de força, definido de acordo com a região referida acima. Se desta seleção só sobrar um apoio, este é automaticamente selecionado. Se não restar nenhum apoio, indica que não existem apoios válidos e faz-se apenas a normalização das forças em relação ao peso. Caso contrário, o processo de seleção prossegue.

Os critérios finais para a seleção do apoio baseiam-se na comparação dos patamares de força. Nesta fase, a região de comparação compreende todas as forças entre o primeiro e o último pico encontrados, o que na prática se reflete apenas na exclusão da região da subida inicial e da descida final.

Neste sentido, primeiro calcula-se o desvio padrão das regiões identificadas. Se o apoio que tem um patamar de força mais próximo do valor esperado (peso do indivíduo) apresentar

um desvio padrão inferior a um dado limite, é esse o apoio escolhido. Caso contrário, pode-se optar pelo apoio com o menor desvio padrão na região selecionada, desde que este apresente uma força média superior a 350 N (utiliza-se este valor como limite, partindo do princípio de que os testes são feitos apenas a pessoas adultas, com mais de 45 kg). Se esta condição não se verificar, repete-se esta última análise para o apoio candidato que apresentar o segundo desvio padrão menor. Se ainda assim nenhuma das condições referidas for verdade, nenhum dos candidatos reúne condições para ser considerado apoio e o algoritmo apenas normaliza as forças e termina.

Contudo, caso tenha sido encontrado um apoio, verifica-se se na região do patamar de força calculado no passo anterior, a força mínima é inferior a 55% da força máxima. Se isso acontecer, a posição final é antecipada para o pico imediatamente antes do mínimo encontrado. Em muitos casos, esta solução permite recuar a posição final, evitando que sejam selecionadas regiões indesejadas.

Na figura 5.4 encontra-se representado um exemplo em que foi necessário aplicar a regra referida, de forma a antecipar a posição final do patamar de força, que sem esta condição estender-se-ia erradamente até ao último pico do “passo”.

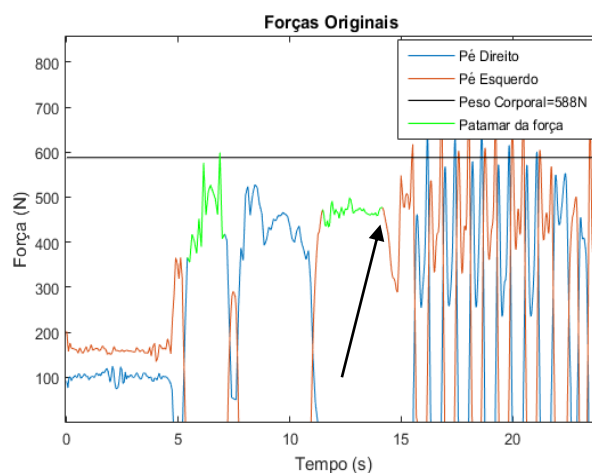


Figura 5.4 - Exemplo de um apoio do lado esquerdo em que foi necessário antecipar o fim do patamar da força devido a uma quebra na força.

Por fim, calcula-se a força média da região do patamar selecionado.

Na última fase, é feita a correção da força com base na força média do patamar do apoio selecionado, assim como a normalização em relação ao peso da pessoa. Para tal, as forças devem ser multiplicadas pelo ganho  $g$  que é dado pela expressão:

$$g = \frac{Peso}{\bar{F}_{patamar}} \cdot \frac{1}{Peso} = \frac{1}{\bar{F}_{patamar}} \quad (17)$$

O fluxograma da figura 5.5 resume os passos principais do algoritmo desenvolvido.

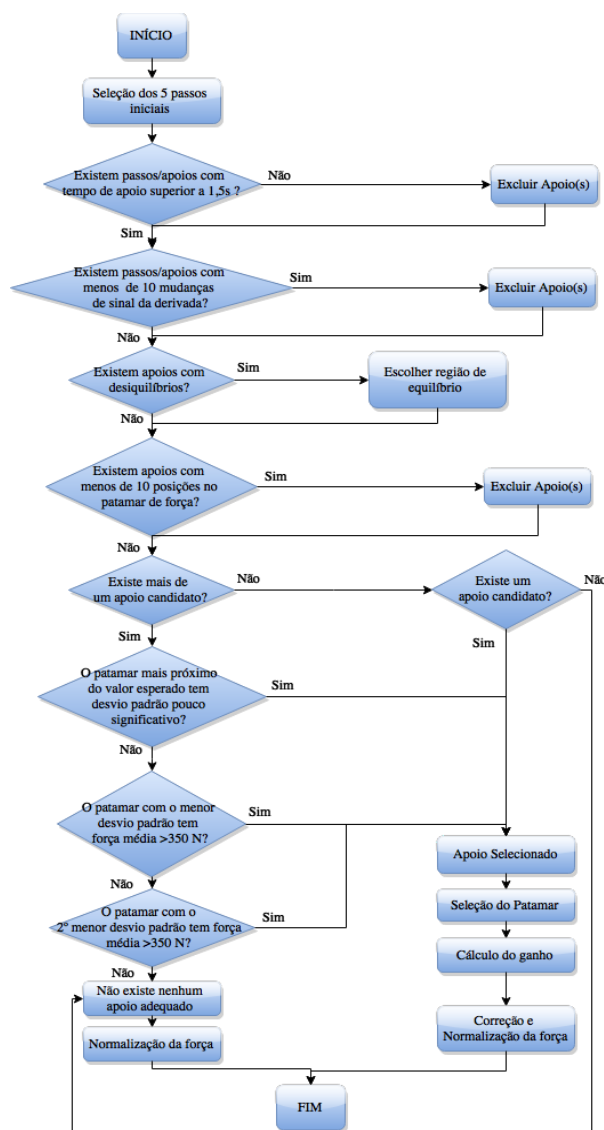


Figura 5.5 - Fluxograma do algoritmo de correção e normalização das forças.

Os resultados mostram que na maior parte dos casos o algoritmo seleciona corretamente o apoio, assim como a região do patamar de força.

Assim, é possível encontrar um ganho adequado para cada indivíduo testado, uma vez que geralmente os valores encontrados permitem corrigir o desnível observado inicialmente, tal como se mostra na figura 5.6.

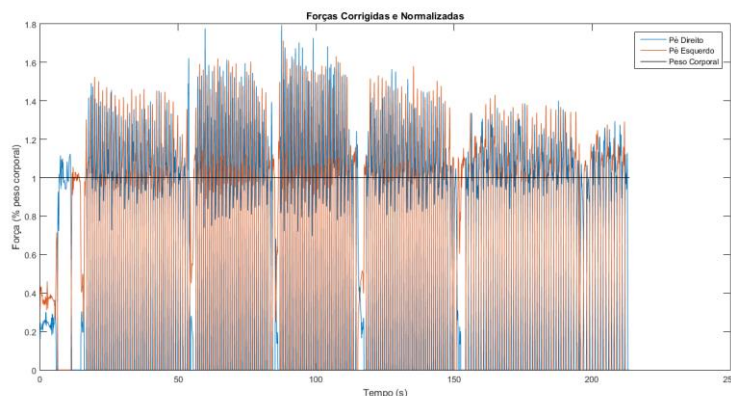


Figura 5.6 - Força vertical corrigida e normalizada após a seleção dos apoios do teste mostrado na figura 5.2.

Apenas em quatro casos dos indivíduos saudáveis se verificou que após a aplicação da correção, as forças verticais de ambos os lados apresentaram uma grande discrepância entre si. Por esse motivo, esses testes foram excluídos do estudo.

Neste ponto é importante referir que as figuras das forças verticais nos próximos capítulos apresentarão na legenda do eixo y as iniciais f.p.c., que significa fração do peso corporal, indicando assim que se tratam das forças devidamente normalizadas.

A figura 5.7 mostra alguns dos apoios e patamares selecionados para o cálculo do ganho.

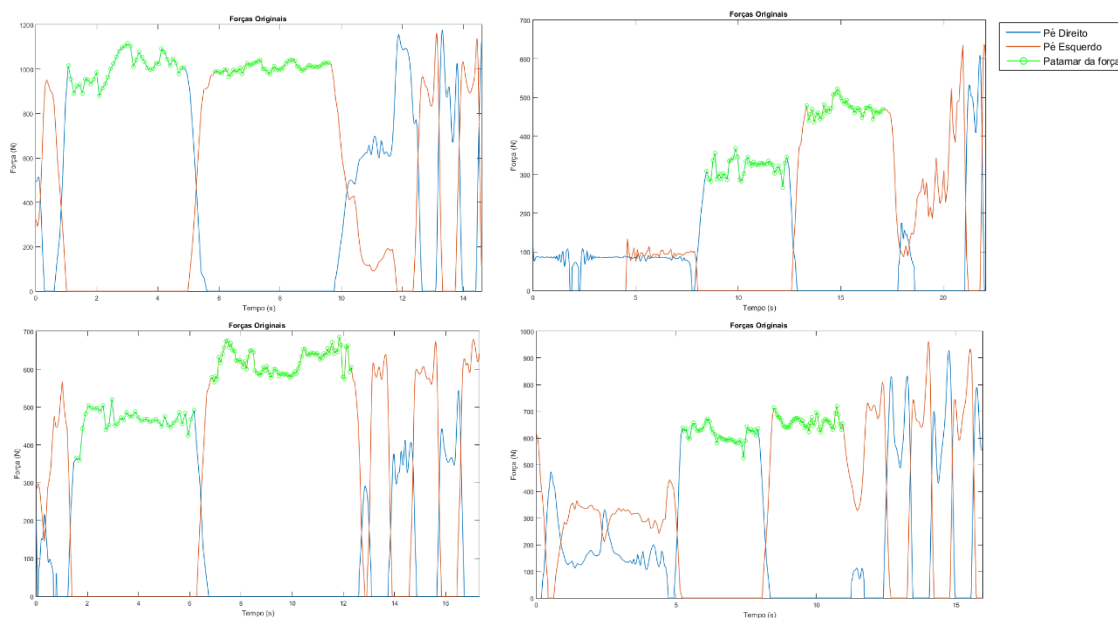


Figura 5.7 - Exemplos de apoios e patamares selecionados (círculos verdes), mostrando dois exemplos de desequilíbrios à direita.

Nos poucos casos em que o algoritmo não faz uma seleção adequada (três casos em quarenta e três utilizados para a construção do algoritmo), o apoio apresenta um

comportamento mais oscilatório, sendo difícil contemplar novas condições que corrijam esse artefacto e ao mesmo tempo permitam manter um bom desempenho para os restantes casos.

Como forma de evitar esta situação e permitir tornar o algoritmo mais simples, nos próximos testes realizados os indivíduos devem treinar o procedimento de apoio pelo menos duas vezes em cada pé antes do início do teste, de forma a evitar desequilíbrios/oscilações, que tornam a sua seleção mais trabalhosa.

### 5.3 Seleção de Passos

Para se poder analisar os dados corretamente, foi necessário desenvolver um algoritmo de seleção de passos, com o objetivo de eliminar os passos relativos às mudanças de sentido durante a realização dos testes.

As alterações de sentido ocorrem quando os indivíduos chegam ao fim de um corredor e têm de voltar para trás. Por vezes, estas transições também coincidem com mudanças de velocidade no teste.

Analisando o comportamento das forças verticais durante um teste completo, verificou-se que quando há mudanças de sentido, geralmente a duração das passadas aumenta e a amplitude das forças diminui, tal como se pode observar na figura 5.8.

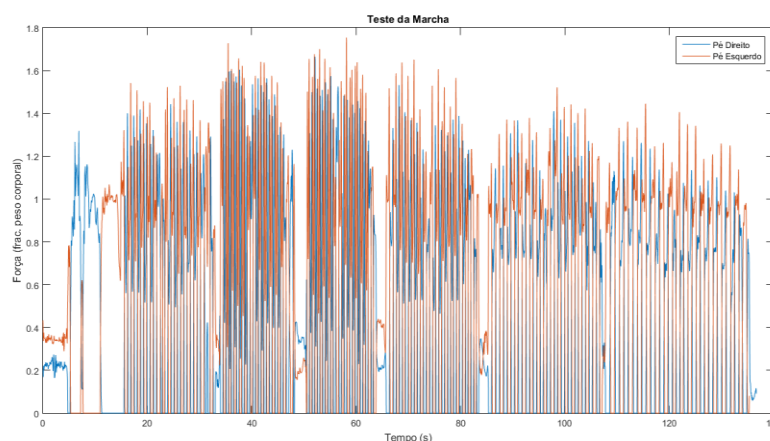


Figura 5.8 - Representação das forças durante um teste feito num corredor com menor comprimento. É possível identificar os doze percursos (dois percursos para cada velocidade), com onze mudanças de sentido.

A solução desenvolvida contempla cinco fases: eliminação de pequenas oscilações, análise das durações das passadas, análise das amplitudes máximas das forças, combinação dos resultados dos dois métodos e por fim a remoção de passos com força mínima na fase

de apoio médio acima do nível da força corporal. É de notar que o algoritmo descrito diz respeito às operações feitas sobre todos os passos de um teste para um só pé/lado.

A figura 5.9 apresenta um diagrama com as principais etapas do algoritmo de seleção dos passos.

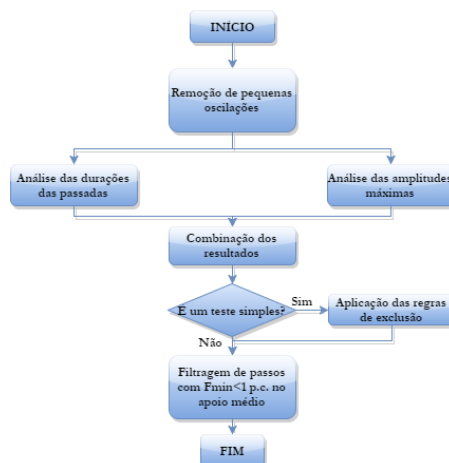


Figura 5.9 - Diagrama com as principais etapas do algoritmo de seleção de passos.

O algoritmo desenvolvido começa por excluir pequenas oscilações que são exportadas como passos, uma vez que, por vezes, durante a fase de apoio de uma passada observam-se simultaneamente pequenos “passos” no lado oposto, mas que no fundo são oscilações. A figura 5.10 mostra um exemplo dessa situação.

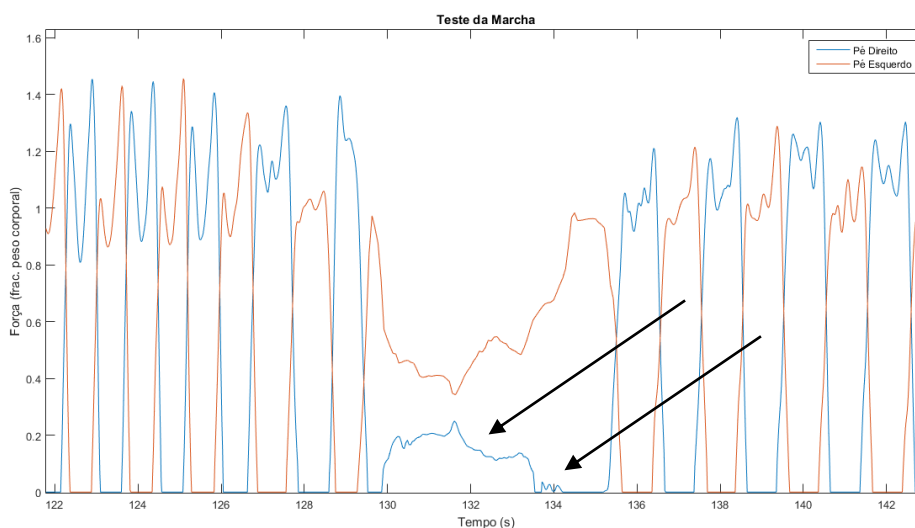


Figura 5.10 - Exemplo de um teste com uma passada do pé esquerdo em que durante a sua fase de apoio, se observam pequenos “passos”/ oscilações no lado direito.

Assim, inicialmente calculam-se as durações de todas as passadas de um teste, e selecionam-se os passos a remover sempre que o módulo da diferença entre a duração do passo atual e a duração do passo seguinte do mesmo lado for superior a 12% da duração

média dos passos considerados bons até ao momento. Foi escolhido o limite de 12 % (por tentativa erro), pelo facto de ser o valor que permite a remoção de passos de uma forma mais acertada.

Deste modo, é possível identificar alterações abruptas nas durações, que geralmente correspondem aos passos das regiões de transição.

De seguida, são analisadas as posições a eliminar de forma a perceber se entre dois passos a excluir existe apenas um passo considerado bom. Caso esta situação se verifique, o passo bom também é eliminado. Além disso, nesta fase é imposto que se removam os 3 primeiros passos do teste, que compreendem os apoios e um ou dois passos iniciais, assim como os dois últimos, independentemente das suas durações.

No entanto, esta solução nem sempre permite identificar todas as regiões de transição, principalmente quando as velocidades da marcha são menores, isto porque por vezes as diferenças de durações entre passos consecutivos para um mesmo lado não é significativa. Desta forma, optou-se por estudar também as amplitudes das forças para complementar o algoritmo.

Neste sentido, para identificar os passos com forças menores, é traçada uma curva que une o primeiro e último pico máximo de cada passo, para todo o teste. De seguida aplica-se um filtro à curva obtida, e calculam-se os seus mínimos, que correspondem às regiões de transição procuradas. Os passos a remover são aqueles a que correspondem as forças mínimas encontradas, assim como o passo anterior e o seguinte.

Todavia, uma vez que os testes foram feitos em locais distintos, os filtros aplicados também têm de ser diferentes. Deste modo, aplicou-se um filtro *Butterworth* de 2ª ordem com frequência de corte de 3,6 Hz às curvas dos testes realizados em corredores compridos (cerca de 20 m, teste simples), e um filtro *Butterworth* de 2ª ordem com frequência de corte de 8,3 Hz às curvas dos testes feitos nos corredores mais curtos (cerca de 8,5 m, teste duplo). Também foram estudados filtros com outras ordens e frequências de corte, mas estes foram os que permitiram obter melhores resultados.



Os resultados obtidos desta análise podem ser observados na figura 5.11.

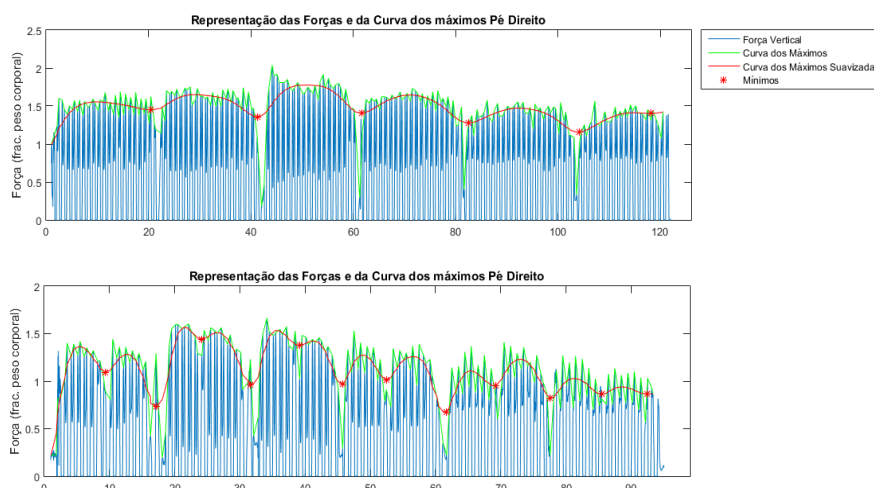


Figura 5.11 - Representação das forças de um teste simples (cima) e de um teste duplo (em baixo), juntamente com a curva que une o primeiro e último picos de cada passo na sua forma original (verde) e filtrada (vermelho), e com os mínimos locais.

Analisando os resultados desta última abordagem, verifica-se que por si só, esta também não é suficiente para identificar todas as regiões de transição em todos os testes, principalmente quando as diferenças de amplitude das forças não são acentuadas. Além disso, é necessário ter em conta que a aplicação dos filtros introduz sempre um atraso ao suavizar a curva.

Assim, é necessário tratar os resultados de ambas as soluções descritas, de forma a obter um algoritmo fiável e robusto.

Após a aplicação dos dois métodos, todas as posições a remover são agrupadas. No entanto, tendo em conta que para os testes feitos em corredores compridos (testes simples) eram eliminados passos a mais, aplicaram-se apenas a estes últimos as seguintes regras:

1. Sempre que se observem 1, 2 ou 3 passos bons consecutivos entre dois passos a remover, estes também passam a ser candidatos a serem eliminados;
2. Se numa região de transição o número de passos consecutivos a remover for maior ou igual a cinco, encontra-se o passo que apresenta a força média menor, e são removidos dois passos antes e dois passos após o passo identificado.
3. Se numa região de transição o número de passos consecutivos a remover for quatro, caso o passo com força média menor se encontre num dos extremos da sequência a eliminar, acrescenta-se um passo para excluir no extremo onde se encontra o passo referido;

4. Se numa região de transição existirem três passos consecutivos a serem excluídos ou menos, encontra-se o passo com menor força média e elimina-se um passo atrás e outro à frente.

Assim, é possível conjugar os resultados dos dois métodos, evitando-se ao mesmo tempo a perda de passos bons nos testes simples.

Por fim, é necessário identificar e remover passos que na fase de apoio médio apresentem uma força mínima acima do nível do peso corporal.

A figura 5.12 mostra um exemplo dos passos a eliminar em várias fases do algoritmo, quando este é aplicado ao um teste simples para as forças do lado direito.

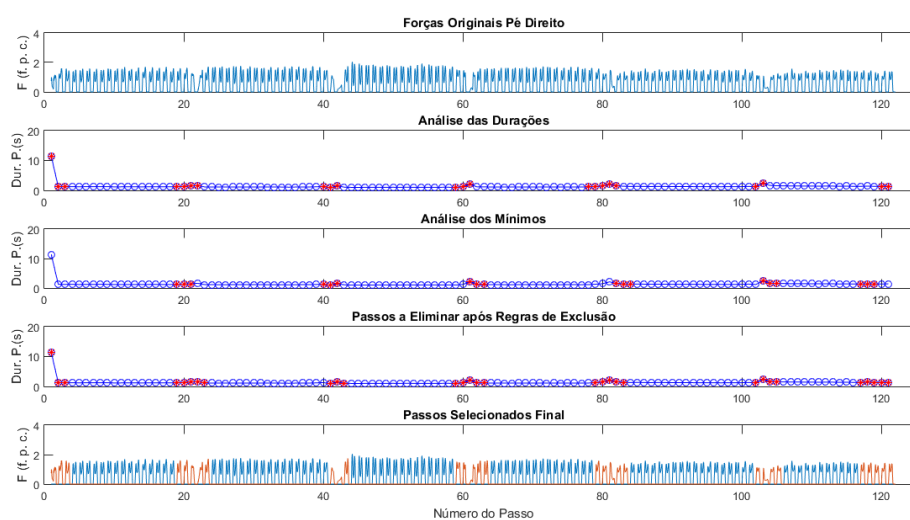


Figura 5.12 – Representação de um teste simples e dos passos a eliminar (vermelho) em várias etapas do algoritmo.

Concluindo, o algoritmo desenvolvido permite eliminar praticamente todos os passos dados durante as mudanças de sentido, para ambos os pés. No entanto, apesar dos esforços, por vezes são removidos alguns passos que já são bons e que estão imediatamente a seguir a passos de transição. Este facto resulta do compromisso encontrado para que sejam removidos quase todos os passos das transições.

Contudo, é importante referir que a combinação das duas análises permite identificar mudanças de sentido que não seriam detetadas caso se aplicasse apenas um dos métodos.

A sua maior desvantagem é o facto de se futuramente forem feitos testes em corredores com comprimentos muito diferentes dos utilizados, será necessário alterar a frequência de corte dos filtros aplicados. Para colmatar esta falha, como trabalho futuro poder-se-á estudar-se o conteúdo em frequência dos passos.

Todavia, também seria possível simplificar o algoritmo ao garantir que durante a realização dos testes, os sujeitos aguardam alguns instantes parados após a mudança de sentido nos corredores.

## 5.4 Agrupamento de Passos

Após a seleção dos passos é necessário assegurar que todas as passadas estão completas, isto é, se cada passo de um dos lados tem um passo correspondente no lado oposto. Este é um aspeto importante para a divisão das passadas por velocidades e para o estudo da simetria.

Deste modo, o algoritmo de agrupamento de passadas foi desenvolvido com o objetivo de identificar todas as passadas existentes, evitando ao máximo o subaproveitamento dos passos previamente selecionados. Tal é conseguido através da replicação de passos, sempre que possível, nos extremos de cada sequência.

Assim, para começar são identificadas todas as sequências de passos consecutivos, assim como o passo inicial e final de cada uma delas. De seguida, são analisadas as posições de início e fim de cada sequência para ambos os lados em simultâneo, de acordo com as condições que serão apresentadas a seguir. É necessário referir que as condições abaixo estão descritas para a análise de uma sequência de passos iniciada com o pé direito. Contudo, aplica-se a mesma lógica às sequências de passos iniciadas com o pé esquerdo.

As regras aplicadas são as seguintes:

1. Se no início de uma sequência de passos do lado direito houver um ou mais passos sem o par esquerdo correspondente, o início da sequência é adiado para a posição imediatamente antes do primeiro passo do lado direito que tenha par. No entanto, para que este tenha um par esquerdo, replica-se o primeiro passo do lado esquerdo da sequência para a posição anterior;
2. Se no fim de uma sequência de passos do lado direito os passos deste lado continuarem para além do último passo dado pelo pé esquerdo, este último é replicado para a posição seguinte de forma a permitir a utilização de mais um passo direito;
3. Se no fim de uma sequência de passos do lado direito os passos do lado esquerdo continuarem para além do último passo dado pelo pé direito, este último é replicado para a posição seguinte, permitindo a utilização de mais um passo esquerdo.

Deste modo, a condição 1. é importante para evitar a perda de todos os passos iniciais, sempre que os primeiros passos de uma sequência não tenham par correspondente. Já as condições 2. e 3. permitem evitar a remoção de todos os passos no final de uma sequência em que um dos lados se prolongue mais do que o outro. A figura 5.13 mostra num fluxograma as regras e procedimentos descritos acima.

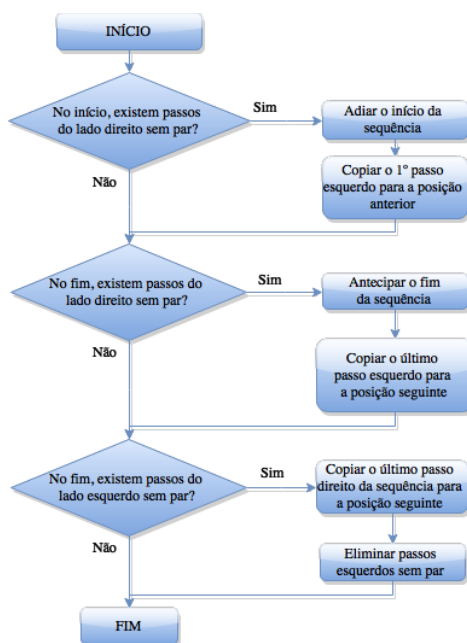


Figura 5.13 - Fluxograma com os procedimentos para a análise de uma sequência de passos consecutivos iniciada por um passo direito.

A figura 5.14 mostra o resultado da aplicação do algoritmo de agrupamento de passadas aos dados de uma parte de um teste com os passos já normalizados e selecionados. São mostradas duas sequências começadas com o pé esquerdo, onde é visível a aplicação das três regras descritas acima.

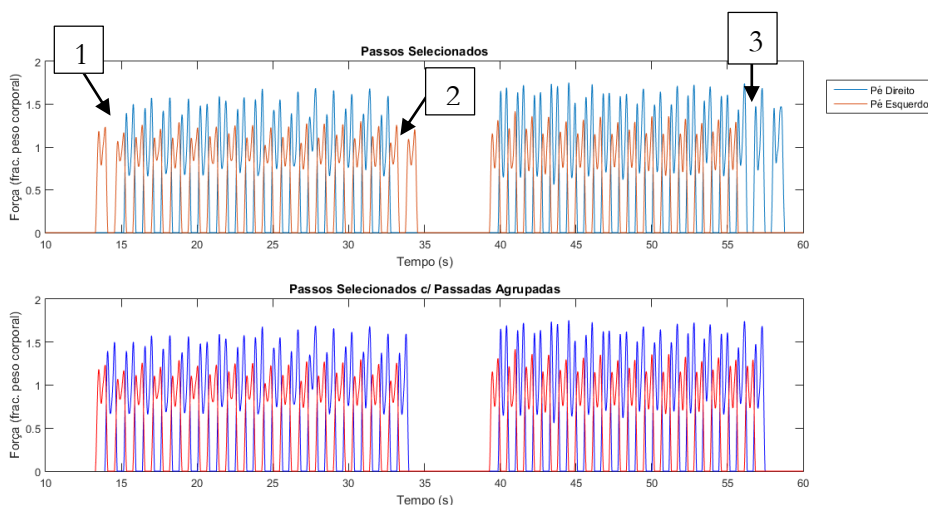


Figura 5.14 - Representação dos passos selecionados para duas sequências iniciadas com o pé esquerdo, mostrando as regiões onde as regras se aplicam assinaladas com os respetivos números (cima). Representação das passadas agrupadas (baixo).

## 5.5 Validação dos Dados

Após o pré-processamento dos dados, é necessário validá-los através do estudo de parâmetros que possam ser extraídos das forças verticais.

Idealmente, a validação deveria ser feita fazendo-se testes com os sapatos instrumentados e uma plataforma de força em simultâneo. No entanto, devido à impossibilidade de fazer este tipo de comparação, optou-se por validar os dados através do estudo dos padrões das forças com a variação da velocidade.

A necessidade deste tipo de validação resulta do facto de se pretender analisar a marcha humana para várias velocidades. Assim, só será possível cumprir esse objetivo se as características dos passos de indivíduos saudáveis estiverem de acordo com os dados apresentados na literatura.

De seguida são descritos os principais passos de preparação dos dados, assim como os resultados e as considerações finais relativas à análise feita para a sua validação.

### 5.5.1 Preparação dos Dados para Validação

Neste estudo foram usados os passos de todos os indivíduos saudáveis, depois de serem devidamente pré-processados de acordo com os algoritmos descritos nas secções 5.1-5.4.

Contudo, tendo em conta que os padrões da marcha sofrem alterações com o avanço da idade, optou-se por fazer duas análises em separado, criando-se dois grupos de idades distintas. No grupo 1 encontram-se os dados das pessoas com idades entre os 19 e os 39 anos, e no grupo 2 os dados de todos os que apresentam 40 anos ou mais.

Na tabela 5.1 encontram-se as principais características dos indivíduos dos dois grupos.

Tabela 5.1 - Valor mínimo, máximo, médio e desvio padrão para a idade, massa e altura dos indivíduos dos dois grupos.

	<b>Grupo 1</b>				<b>Grupo 2</b>			
	$V_{min}$	$V_{max}$	$\bar{V}$	$\sigma$	$V_{min}$	$V_{max}$	$\bar{V}$	$\sigma$
<b>Idade (anos)</b>	20	37	25,42	5,84	40	67	49,85	9,83
<b>Massa (kg)</b>	60,00	93,00	74,79	9,77	60,00	100,00	77,72	13,44
<b>Altura (m)</b>	1,64	1,92	1,77	0,08	1,57	1,83	1,74	0,08

Um outro aspeto essencial neste estudo diz respeito à separação das passadas de acordo com as cinco velocidades testadas. Assim, foram construídos cinco intervalos de acordo com as durações máxima e mínima de todas as passadas, para cada grupo.

No entanto, devido à observação de intervalos de durações sem passadas atribuídas, foi necessário ajustar os limites de acordo com os princípios da lógica difusa, de forma a permitir atribuir uma passada com uma certa duração a dois intervalos contíguos, tal como se pode ver na figura 5.15. Deste modo, é possível evitar grupos de velocidades com muito poucas ou nenhuma passadas.

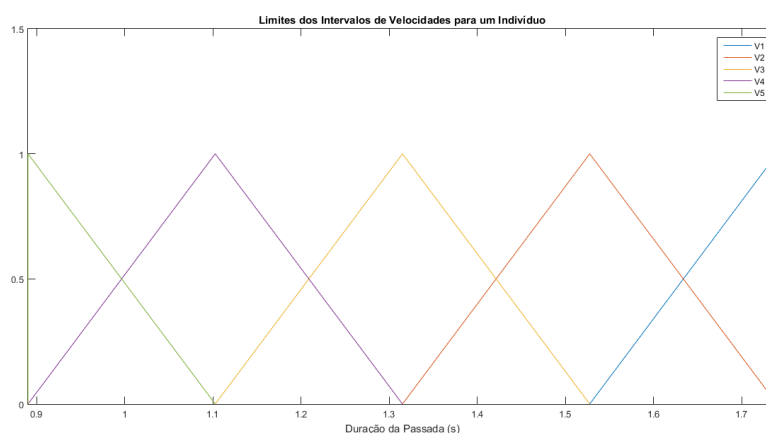


Figura 5.15 - Durações aceites para cada intervalo de velocidades. V1 representa o intervalo com passadas mais lentas (durações maiores) e V5 é o intervalo com passadas mais rápidas (durações menores).

É importante referir que ao longo de todo o trabalho as diferentes velocidades são equiparadas às durações das passadas, uma vez que durante os testes não foi possível registar as velocidades efetivas. Porém, comparando as durações médias das passadas dos dois grupos com trabalhos desenvolvidos por outros autores, pode-se assumir que, à partida, a velocidade máxima testada para ambos os grupos não terá ultrapassado os 1,4 m/s [13] [107].

### 5.5.2 Resultados

Após a divisão das passadas de acordo com as durações, foram estudados alguns parâmetros das curvas das forças verticais, para se poder concluir acerca da validade dos dados. Esta análise foi feita para os dois grupos de idade referidos.

Começou-se por estudar as durações da fase de apoio com a variação da duração das passadas para ambos os grupos, verificando-se, tal como o esperado, a sua diminuição com a redução da duração da passada [13], [108]. Além disso, em termos de percentagem do ciclo da marcha, os seus valores encontram-se entre os 65 e os 70%.

Ainda em relação à fase de apoio, também se analisaram as posições de início e fim da fase de apoio simples, que se encontram entre os 15-18 % e os 48-52 % respectivamente, não diferindo muito dos valores apresentados na literatura [7].

Relativamente às durações das passadas, através da comparação das durações médias de cada intervalo de velocidades, pode-se afirmar que os indivíduos do grupo 2 caminharam a velocidades superiores às dos indivíduos do grupo 1. Todavia, os mais jovens (grupo 1) apresentam uma velocidade de conforto média (V3) superior à dos mais velhos.

De seguida, foram analisados os perfis médios das forças verticais dos dois grupos, para as cinco velocidades. Estes podem ser observados nas figuras 5.16 e 5.17.

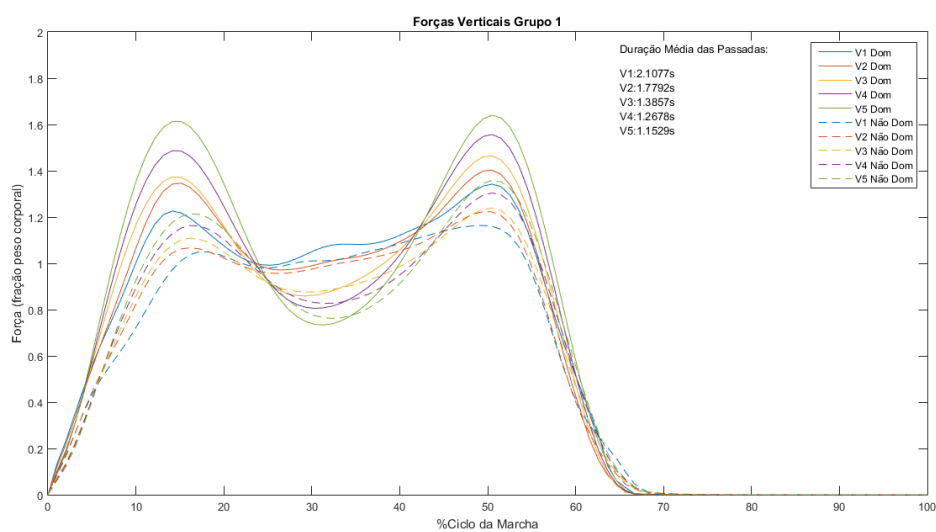


Figura 5.16 - Forças médias do grupo 1 para as cinco velocidades. As linhas contínuas representam as forças para o lado dominante, e as linhas tracejadas representam as forças para o lado não dominante.

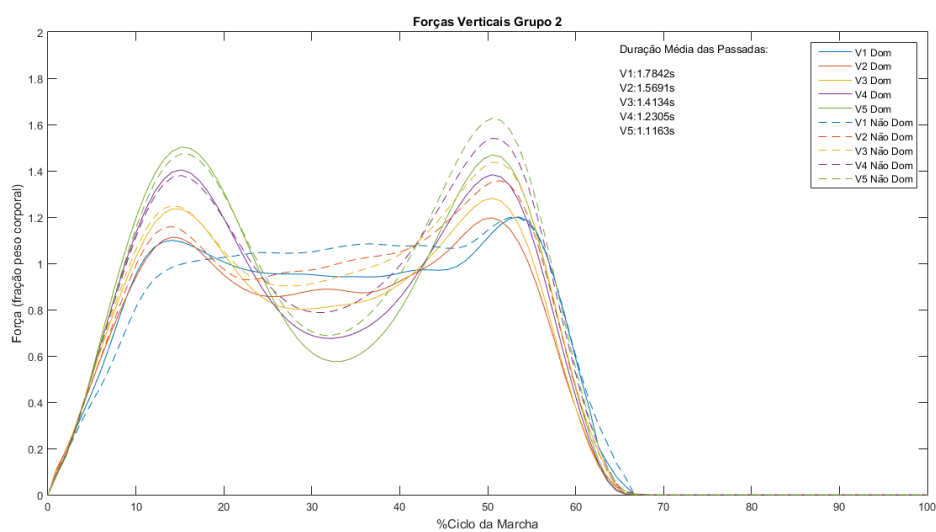


Figura 5.17 - Forças médias do grupo 2 para as cinco velocidades. As linhas contínuas representam as forças para o lado dominante, e as linhas tracejadas representam as forças para o lado não dominante.

Analisando as figuras 5.16 e 5.17, é possível verificar que os perfis obtidos para as duas velocidades menores de cada grupo (V1 e V2) apresentam padrões mais instáveis, devido à observação de oscilações das forças na fase de apoio médio. Porém, este comportamento está de acordo com os resultados obtidos por Millard [12] e Schwartz et al. [109].

No entanto, analisando as durações médias das passadas de V1 e V2, verifica-se que as pessoas do grupo 2 aparentemente apresentam perfis mais instáveis para durações superiores a 1,5 s, enquanto que para o grupo 1 tal só acontece para durações acima de 1,7s. Assim, verifica-se que ao diminuir a velocidade, aparentemente as pessoas mais velhas apresentam padrões instáveis mais cedo do que os mais jovens. Este resultado vai ao encontro das conclusões de Swinnen et al. [110], que mostra a degradação do balanço com a idade.

Neste sentido, é necessário ter alguma atenção durante a análise dos picos máximos e dos mínimos das forças verticais, para os passos médios com durações maiores.

Relativamente às curvas para as restantes velocidades (V3, V4, V5), os traçados obtidos são idênticos aos padrões de referência mais observados na literatura.

Analisando as amplitudes dos dois picos máximos (F1, F3) e do mínimo local (F2), geralmente os máximos aumentam com a redução da duração das passadas, e os mínimos diminuem o seu valor. Este comportamento verifica-se para ambos os grupos.

É importante referir que para os passos do lado dominante dos indivíduos do grupo 2, a amplitude de F1 supera F3 nas velocidades superiores, enquanto que para o grupo 1, F1 aproxima-se de F3 com a diminuição da duração das passadas, não chegando a ultrapassá-lo. Todavia, pensa-se que a relação observada no grupo 2 poder-se-ia verificar para o grupo 1 ao testarem-se velocidades superiores. Estes resultados podem ser observados na figura 5.18, e estão de acordo com os trabalhos desenvolvidos por Nilsson et al [13] e por Andriacchi et al. [108].



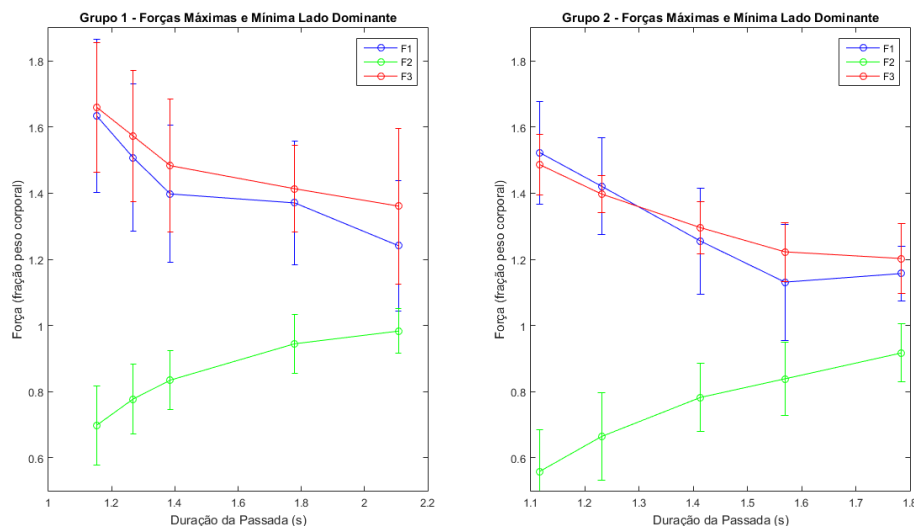


Figura 5.18 - Representação das amplitudes dos máximos (F1 e F3) e do mínimo (F2) durante a fase de apoio das forças verticais para as cinco velocidades. São mostrados os resultados para o grupo 1 (esquerda) e para o grupo 2 (direita).

No que diz respeito às posições em que se observam as forças F1, F2 e F3, o estudo das posições dos máximos é inconclusivo. Porém, ao analisar as posições de F2 para as velocidades normal, rápida e muito rápida (V3, V4, V5), ambos os grupos mostram que a posição do mínimo local tende a aumentar com o aumento da velocidade, estando de acordo com os resultados da literatura [13].

Por outro lado, calculando-se o índice de simetria, de acordo com o procedimento descrito na secção 2.4, verifica-se que o valor médio dos índices obtidos para os indivíduos do grupo 1 é de -12,05 %, e para os do grupo 2 é de -0,65 %, estando de acordo com a gama de valores que seria de esperar para indivíduos saudáveis [21].

Também se pode verificar que apesar dos sujeitos mais velhos apresentarem perfis mais simétricos, ambos os grupos mostram valores negativos. Este facto indica que geralmente as forças do lado dominante são superiores às forças do lado não dominante [111].

Todos os dados relativos ao estudo da fase de apoio, às amplitudes e aos tempos dos picos máximos e dos mínimos locais para cada grupo de idades e para cada lado, podem ser consultados nas tabelas do Anexo C.

### 5.5.3 Considerações Finais

Através da análise das durações da fase de apoio com a variação da velocidade, assim como as posições de início e fim da fase de apoio simples, verificou-se que os resultados obtidos foram ao encontro do que era esperado, para ambos os grupos.

Comparando as durações das passadas para ambos, foi possível verificar que a velocidade de conforto (V3) dos indivíduos mais jovens é superior à velocidade de conforto dos mais velhos.

Relativamente às amplitudes dos dois picos máximos e dos mínimos locais, e à posição destes últimos, os comportamentos mostrados também estão de acordo com a informação da literatura.

Por outro lado, verificou-se para ambos os grupos que os traçados obtidos para velocidades menores apresentam oscilações durante a fase de apoio médio. Contudo, estes padrões já foram observados anteriormente por outros autores, e devem-se ao facto da marcha ter sido mais lenta, levando a uma maior instabilidade. Além disso, este resultado mostra que de facto os indivíduos mais velhos apresentam maior instabilidade no balanço.

Quanto à simetria, os resultados obtidos também estão de acordo com o previsto.

Assim, tendo em conta a concordância observada entre os resultados esperados e os alcançados, considerando ainda a variação da duração das passadas e os dois grupos de idades, pode-se concluir que os dados obtidos com os sapatos instrumentados, após serem pré-processados, são válidos para a análise da marcha.

## 6 Resultados e Discussão

Neste capítulo são apresentados e discutidos os principais resultados obtidos, tendo em conta os objetivos deste projeto.

Inicialmente são mostrados os resultados relativos à aplicação dos três métodos de inteligência computacional estudados para a previsão dos padrões de referência da marcha, assim como os motivos que levaram à seleção do melhor dos três.

De seguida, apresentam-se os principais resultados e aspetos relativos à construção dos dois índices de marcha, tendo em conta o estudo da simetria e os desvios entre os parâmetros das curvas dos pacientes e das curvas de referência, para cada indivíduo.

Assim, no final é possível concluir acerca do grau de recuperação relativa dos pacientes estudados.

### 6.1 Padrões de Referência da Marcha

Para se poder concluir acerca do grau de recuperação dos pacientes sujeitos à reconstrução ao LCA, é necessário conhecer os padrões da marcha de indivíduos saudáveis com características semelhantes às dos pacientes.

No estudo da marcha humana, o padrão de referência geralmente corresponde a uma curva da literatura, ou ao passo médio de uma população com idades e pesos semelhantes aos dos doentes que se pretende analisar. No entanto, estas soluções simplistas habitualmente não têm em conta a altura das pessoas, nem a sua velocidade, que na maior parte dos casos de estudo é a velocidade preferencial de cada um.

Neste sentido, optou-se por estudar alternativas que permitissem obter os perfis da componente vertical das FRS com mais rigor, tendo em conta a idade, peso e altura de cada indivíduo, assim como a duração da passada.

Assim, tendo em conta a revisão da literatura apresentada na secção 3.2, analisaram-se três métodos distintos: a utilização de redes neuronais *feedforward* para regressão, o algoritmo ELM e o algoritmo MSVR. Os seus princípios de funcionamento estão descritos na secção 2.6.

É importante referir que para se obter os padrões da marcha para ambos os lados, cada método foi testado usando separadamente os dados do lado dominante e do lado não dominante. Optou-se por fazer esta separação, ao invés de se separar simplesmente os dados do pé direito e pé esquerdo, pois está provado que durante a marcha existe um membro que tem um papel mais importante na propulsão (lado dominante), enquanto que o lado oposto desempenha a função de suporte e transferência de peso (lado não dominante) [111] [112].

De seguida são apresentados os aspetos essenciais em relação à construção dos conjuntos de entrada e de saída para os treinos, e são referidos os parâmetros de treino experimentados para cada método. Por fim são mostrados e discutidos os resultados.

### 6.1.1 Conjuntos de Entrada e de Saída

Para o estudo dos três métodos de inteligência computacional, os conjuntos das entradas e saídas foram construídos com os passos médios dos testes feitos a 28 indivíduos saudáveis. Os passos utilizados foram devidamente pré-processados de acordo com os algoritmos descritos no capítulo 5. De seguida, para cada indivíduo foram calculados cinco passos médios (um passo médio para cada velocidade testada) que foram usados na matriz das saídas.

Cada vetor do conjunto de entradas tem quatro variáveis: idade, peso e altura do indivíduo, e duração da passada à qual o passo em causa pertence.

Na tabela 6.1 encontram-se o valor mínimo, máximo, médio e desvio-padrão de cada variável das entradas utilizadas. As características de todos os indivíduos saudáveis utilizados podem ser consultadas no Anexo B.

Tabela 6.1 - Valor mínimo, máximo, médio e desvio padrão da idade, peso, altura e duração das passadas dos dados das entradas.

	$V_{min}$	$V_{max}$	$\bar{V}$	$\sigma$
<i>Idade (anos)</i>	20	67	36,29	14,77
<i>Massa (kg)</i>	60,00	100,00	76,54	11,54
<i>Altura (m)</i>	1,57	1,92	1,76	0,08
<i>Duração da Passada (s)</i>	0,96	2,25	1,37	0,26

A cada vetor do conjunto de entradas corresponde um vetor de cem pontos no conjunto das saídas, com o perfil médio da componente vertical das FRS. Assim, as dimensões das entradas utilizadas foram  $4 \times (28 \times 5)$  e as dimensões das saídas foram  $100 \times (28 \times 5)$ .

Para a aplicação das abordagens mencionadas, os dados das entradas e das saídas devem estar devidamente normalizados. A tabela 6.2 mostra o intervalo de normalização e a percentagem de passos nos dados de treino, teste e validação para cada método estudado.

Tabela 6.2 - Intervalo de normalização das entradas e das saídas, e divisão dos dados, para cada um dos métodos estudados.

Método	Normalização das entradas	Normalização das saídas	Divisão (%)		
			Treino	Teste	Validação
<b>Rede Neuronal</b>	[0 1]	[0 1]	70	25	5
<b>ELM</b>	[-1 1] <sup>2</sup>	[0 1]	75	25	n.a.
<b>MSVR</b>	[0 1]	[0 1]	75	25	n.a.

n.a. – não aplicável.

### 6.1.2 Treino dos Padrões de Referência

Para garantir que se obtêm previsões da componente vertical das FRS o mais corretas possível, para cada uma das metodologias estudadas variaram-se os seus principais parâmetros de treino, e apenas foram guardados os cinco melhores modelos de cada método, isto é, aqueles que permitiram obter os cinco menores erros quadráticos médios no conjunto de teste.

As redes neuronais utilizadas para a previsão dos padrões de referência foram redes *fitnet*, que são redes *feedforward* utilizadas em problemas de regressão, com uma função de ativação tangente sigmoideal na camada escondida e uma função linear na camada de saída. Apenas se testaram redes com uma camada escondida, uma vez que estas se consideram aproximadores universais, permitindo resolver a maior parte dos problemas [113].

O número de neurónios testados na camada escondida foram todos os valores inteiros entre 2 e 50, e cada parametrização foi testada três vezes. Os pesos e as polarizações foram

<sup>2</sup> O intervalo de normalização das entradas e saídas para o treino usando o algoritmo ELM foi o aconselhado na bibliografia [115].

atualizadas de acordo com o algoritmo de Levenberg-Marquardt (*default*), pois normalmente é o algoritmo de retropropagação mais rápido da *toolbox* do MATLAB [114].

Relativamente ao algoritmo de treino ELM, basta definir o número de neurónios da camada escondida e a função de ativação. Os números de neurónios testados foram todos os inteiros entre 1 e 50 (cada um testado 50 vezes), e usou-se uma função de ativação sigmoide. O código utilizado para o treino com o ELM foi uma adaptação do código desenvolvido por Huang e Zhu, que está disponível na página da *Nanyang Technological University* [115].

Por fim, para obter os padrões utilizando o MSVR, é necessário definir os seguintes parâmetros:  $C$  (importância dos valores fora do tubo de regressão),  $\varepsilon$  (raio do tubo de regressão) e  $\sigma$  (largura do kernel Gaussiano). Os valores dos parâmetros testados para o treino da rede do lado dominante foram os seguintes:  $C = \{0,01\ 0,05\ 0,1\ 0,2\ 0,5\ 0,7\ 1\ 2\ 5\ 7\ 10\ 15\ 20\ 25\ 30\ 35\ 40\ 45\ 50\ 60\ 70\ 80\ 90\ 100\ 150\ 200\ 250\ 300\ 350\ 400\ 450\ 500\ 1000\ 5000\ 10000\ 5000\ 5500\ 6000\ 6500\ 7000\ 7500\ 8000\ 8500\ 9000\ 9500\ 10000\ 10100\ 10200\ 10300\ 10400\ 10500\ 10600\ 10700\ 10800\ 10900\ 11000\ 11500\}$ ;  $\varepsilon = \{1e-6\ 0,5e-5\ 1e-5\ 0,5e-4\ 1e-4\ 0,5e-3\ 1e-3\ 0,5e-2\ 1e-2\ 0,05\ 0,1\ 0,2\ 0,5\ 0,7\ 1\ 2\ 5\ 7\ 10\}$ ;  $\sigma = \{0,01\ 0,05\ 0,1\ 0,2\ 0,5\ 0,7\ 1\ 2\ 5\ 7\ 10\ 15\ 20\ 25\ 30\ 40\ 50\ 60\ 70\ 80\ 90\ 100\}$ . Os valores utilizados para os treinos do lado não dominante foram exatamente iguais aos do lado dominante com exceção dos valores do parâmetro  $C$ , em que apenas se testaram os primeiros 35 números (até 10000 inclusivé). É importante referir que as gamas foram escolhidas com base nos valores utilizados em [43] e [44].

O código usado para a previsão dos padrões aplicando o MSVR foi adaptado do trabalho desenvolvido por Fernando Pérez Cruz, que se encontra disponível na página da Universidade de Valência [116].

### 6.1.3 Resultados

Tendo em conta todas as combinações de parâmetros testadas para as três metodologias em estudo, apenas se analisaram os cinco melhores modelos obtidos para cada um. Os melhores modelos são aqueles que permitem obter um menor erro quadrático médio (*MSE-Mean Squared Error*) de teste, isto é, um menor MSE entre as saídas obtidas e as saídas esperadas, testando o modelo treinado com o conjunto de teste.

Também se calculou o coeficiente de correlação ( $r$ ) para se perceber o grau da relação entre as saídas obtidas e as saídas esperadas. Assim, quanto mais idênticas forem, mais próximo de 1 será o valor de  $r$ .

De seguida, são apresentados e discutidos os resultados obtidos para a previsão da componente vertical das FRS do lado dominante e não dominante, utilizando cada um dos métodos referidos.

No final são apresentadas as conclusões mais importantes deste estudo.

### 6.1.3.1 Lado Dominante

Nas tabelas seguintes são apresentados os resultados dos três métodos testados para o lado dominante.

Tabela 6.3 - Resultados das cinco melhores redes neuronais para o lado dominante.

<i>Lugar</i>	<i>Nº</i> <i>Neurónios</i>	<i>Tempo</i> <i>Treino (s)</i>	<i>Tempo</i> <i>Teste (s)</i>	<i>MSE</i> <i>(f.p.c.<sup>2</sup>)</i>	<i>r</i>
1º	11	249,21	0,25	$4,23 \times 10^{-4}$	0,9997
2º	32	445,80	0,68	$4,34 \times 10^{-4}$	0,9997
3º	10	162,23	0,24	$4,82 \times 10^{-4}$	0,9997
4º	20	243,97	0,39	$4,84 \times 10^{-4}$	0,9997
5º	8	145,70	0,21	$4,87 \times 10^{-4}$	0,9997

Tabela 6.4 - Resultados dos cinco melhores treinos com o algoritmo ELM para o lado dominante.

<i>Lugar</i>	<i>Nº</i> <i>Neurónios</i>	<i>Tempo</i> <i>Treino (s)</i>	<i>Tempo</i> <i>Teste (s)</i>	<i>MSE</i> <i>(f.p.c.<sup>2</sup>)</i>	<i>r</i>
1º	25	$21,0 \times 10^{-4}$	$4,04 \times 10^{-4}$	$4,04 \times 10^{-4}$	0,9997
2º	18	$29,60 \times 10^{-4}$	$4,89 \times 10^{-4}$	$4,07 \times 10^{-4}$	0,9997
3º	31	$26,30 \times 10^{-4}$	$5,65 \times 10^{-4}$	$4,10 \times 10^{-4}$	0,9997
4º	45	$35,40 \times 10^{-4}$	$5,48 \times 10^{-4}$	$4,13 \times 10^{-4}$	0,9997
5º	24	$20,40 \times 10^{-5}$	$6,08 \times 10^{-4}$	$4,28 \times 10^{-4}$	0,9997

Tabela 6.5 - Resultados dos cinco melhores treinos com o algoritmo MSVR para o lado dominante.

Lugar	C	$\varepsilon$	$\sigma$	Tempo Treino (s)	Tempo Teste (s)	MSE (f.p.c. <sup>2</sup> )	r
1 <sup>o</sup>	16500	$5,00 \times 10^{-2}$	15	$5,99 \times 10^{-2}$	$1,18 \times 10^{-3}$	$6,40 \times 10^{-4}$	0,9996
2 <sup>o</sup>	16000	$5,00 \times 10^{-6}$	15	$22,00 \times 10^{-2}$	$1,14 \times 10^{-3}$	$6,40 \times 10^{-4}$	0,9996
3 <sup>o</sup>	16000	$1,00 \times 10^{-5}$	15	$22,70 \times 10^{-2}$	$1,10 \times 10^{-3}$	$6,40 \times 10^{-4}$	0,9996
4 <sup>o</sup>	16000	$1,00 \times 10^{-2}$	15	$7,25 \times 10^{-2}$	$1,25 \times 10^{-3}$	$6,40 \times 10^{-4}$	0,9996
5 <sup>o</sup>	16000	$5,00 \times 10^{-3}$	15	$9,56 \times 10^{-2}$	$1,41 \times 10^{-3}$	$6,40 \times 10^{-4}$	0,9996

Analisando os resultados das tabelas 6.3, 6.4 e 6.5, é possível verificar que o método que permite obter menores MSE's é o algoritmo ELM, seguindo-se as redes neuronais, e por fim o MSVR. No que diz respeito aos coeficientes de correlação, todos os valores obtidos estão próximos do valor um, indicando que as saídas obtidas e as esperadas estão fortemente correlacionadas.

No entanto, uma diferença bastante visível entre as três abordagens diz respeito aos tempos de treino e de teste. Tal como esperado, o treino e teste das redes neuronais são os mais demorados de todos.

Por outro lado, o algoritmo ELM é o que permite um treino e teste mais rápidos, na ordem dos  $10^{-4}$  segundos. É importante referir que os tempos apresentados pelo MSVR também são bastante reduzidos, mas ainda assim são um pouco superiores aos do ELM.

Contudo, para se escolher o melhor modelo entre os quinze guardados, não basta comparar os erros obtidos. É necessário analisar os perfis das curvas previstas dando como entradas o conjunto de teste, e ao introduzir entradas desconhecidas no sistema. As novas entradas foram definidas com valores desconhecidos para os modelos, contemplando as características dos pacientes operados (ver tabela 6.9, na secção 6.2.1), já que se pretende obter boas previsões dos seus padrões de referência.

Assim, verificou-se que apesar dos MSE's obtidos com as redes neuronais serem próximos dos do ELM e melhores do que os erros do MSVR, as previsões obtidas com as cinco melhores redes apresentam oscilações ao aplicar as entradas do conjunto de teste e as entradas com as características dos pacientes operados (entradas desconhecidas). Apenas a rede com menor MSE (1<sup>o</sup> lugar – 11 neurónios) apresentou menores oscilações, mas ainda assim bem visíveis, sendo mais acentuadas principalmente para velocidades menores, como se pode ver na figura 6.1. Deste modo, não é possível obter curvas realistas dos padrões de referência do lado dominante utilizando as redes neuronais treinadas.



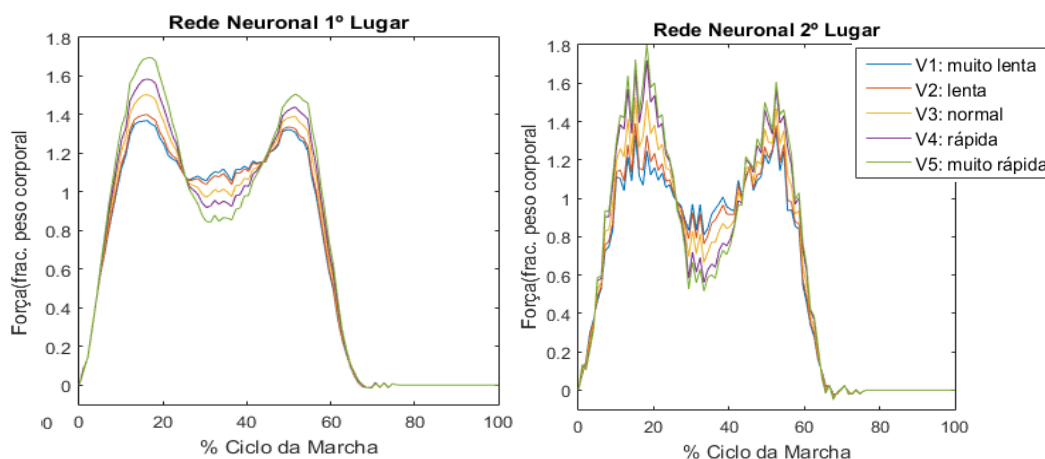


Figura 6.1 - Representação dos padrões das curvas previstas com a 1ª e 2ª melhores redes neuronais para o mesmo indivíduo, que apresenta entradas desconhecidas para as redes.

Por outro lado, as previsões da componente vertical das FRS obtidas com o ELM e com o MSVR apresentam comportamentos de acordo com o esperado, sem as oscilações observadas com a utilização das redes neuronais. Assim, considera-se o melhor modelo MSVR aquele que apresenta os parâmetros:  $C = 16500$ ,  $\varepsilon = 5 \times 10^{-2}$ ,  $\sigma = 15$ .

Neste sentido, a análise dos perfis foi feita tendo em conta não só o desvio em relação às curvas esperadas (aplicável apenas ao conjunto de teste), mas também analisando o comportamento das forças com o aumento da velocidade. Esta análise foi feita observando a tendência dos dois máximos e do mínimo do perfil da força vertical, variando no conjunto das entradas a duração das passadas para cada pessoa desconhecida.

Observando os resultados apresentados pelos cinco melhores MSVR's para o lado do diante, verifica-se que os seus MSE's são praticamente iguais. Relativamente às curvas previstas, estas também foram sempre as mesmas para os mesmos parâmetros de entrada testados.

Todavia, analisando as curvas resultantes da aplicação de entradas desconhecidas às redes treinadas pelo ELM, verifica-se uma pior performance para as previsões usando redes com maiores MSE's. A rede ELM com o quarto maior MSE é a que apresenta um desempenho inferior, uma vez que mostra algumas falhas inexistentes nas previsões com outras redes. Além disso, por vezes as redes com maior MSE preveem mínimos locais com amplitudes muito reduzidas, à medida que se aumenta a velocidade.

Assim, e tendo também em conta a semelhança entre as saídas obtidas e as esperadas ao utilizar o conjunto de teste, verificou-se que a melhor rede ELM é a que tem menor MSE.

Por fim, comparou-se o melhor modelo do ELM com o melhor modelo MSVR, de forma a perceber qual a melhor solução, já que aparentemente ambos desenham perfis idênticos aos esperados e têm MSE's com a mesma ordem de grandeza.

Verificou-se que para ambos os casos não é possível fazer uma previsão aceitável dos padrões de dois pacientes, uma vez que um deles apresenta uma massa (111 kg) fora da gama de valores do conjunto de treino (60-100 kg), e o outro caso apresentou curvas com forças demasiado elevadas.

É importante também referir que para a previsão das curvas da única rapariga testada, deveriam ser treinadas redes utilizando dados de mulheres, o que não foi possível fazer pelos motivos já referidos na secção 4.4.1. Assim, o padrão de referência para a análise da marcha destes três indivíduos será o encontrado na literatura [11].

Contudo, as restantes previsões estão de acordo com o esperado. Entre as duas hipóteses optou-se pelo modelo ELM com o menor MSE, pois foi o que permitiu obter uma melhor concordância entre os dados previstos e os esperados usando o conjunto de teste e as características dos pacientes testados. Além disso, as previsões obtidas com o melhor MSVR por vezes apresentam amplitudes superiores, daí terem um MSE maior.

Nas figuras 6.2 e 6.3 podem-se observar as previsões feitas com o melhor modelo MSVR e ELM para cinco indivíduos saudáveis com as mesmas características dos cinco pacientes sujeitos à reconstrução do LCA, para os quais é possível utilizar esta técnica.

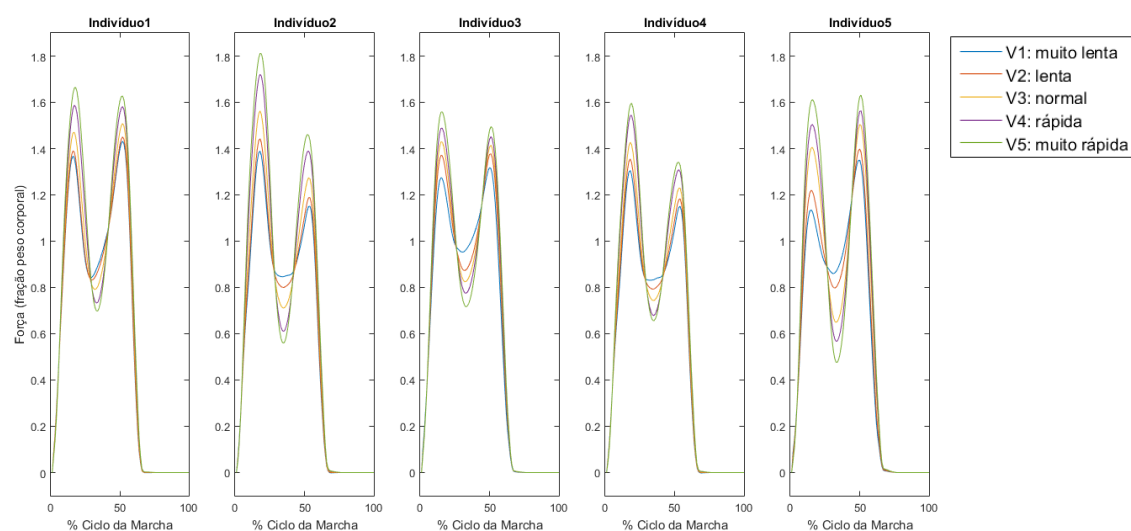


Figura 6.2 - Representação dos perfis das forças obtidas para cinco indivíduos saudáveis com as mesmas características dos pacientes operados, utilizando o melhor modelo obtido com o algoritmo MSVR.

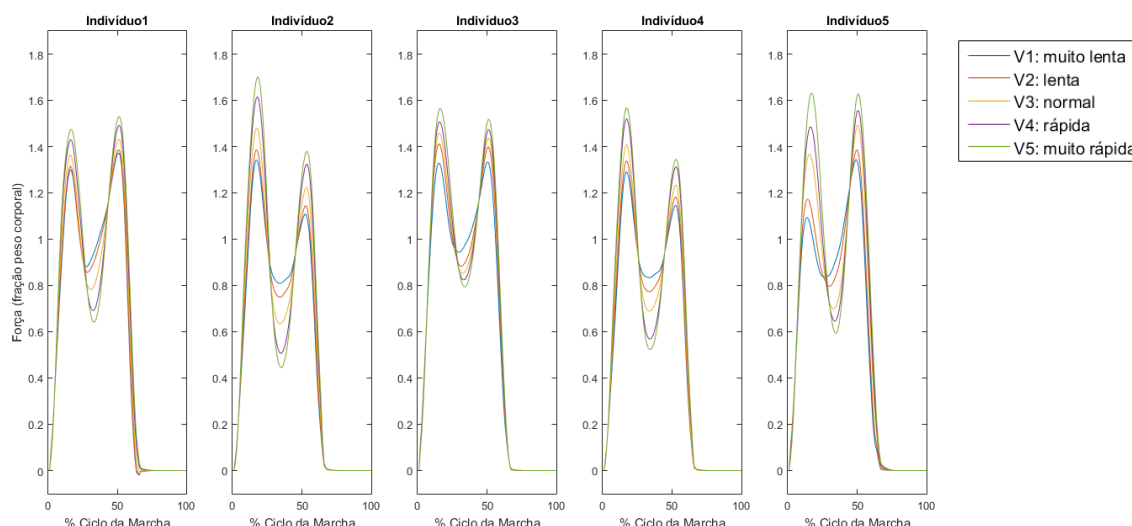


Figura 6.3 - Representação dos perfis das forças obtidas para cinco indivíduos saudáveis com as mesmas características dos pacientes operados, utilizando o melhor modelo treinado com o algoritmo ELM.

Assim, tendo em conta os resultados apresentados, o modelo escolhido para a previsão das forças verticais de reação do solo para o lado dominante, é o modelo ELM que apresenta 25 neurónios na camada escondida.

Em jeito de nota, deve-se referir que para evitar comportamentos inesperados no final da fase de apoio, como por exemplo a presença de alguns valores negativos (pouco perceptíveis, mas existentes devido ao processo de treino), as curvas obtidas através do ELM foram suavizadas nessa região, de acordo com o declive aí observado.

### 6.1.3.2 Lado Não Dominante

Nas tabelas 6.6, 6.7 e 6.8 são apresentados os resultados dos três métodos testados para o lado não dominante.

Tabela 6.6 - Resultados das cinco melhores redes neuronais para o lado não dominante

Lugar	Nº Neurónios	Tempo Treino (s)	Tempo Teste (s)	MSE (f.p.c. <sup>2</sup> )	r
1º	2	91,41	0,12	$6,14 \times 10^{-4}$	0,9996
2º	4	100,22	0,16	$6,42 \times 10^{-4}$	0,9996
3º	4	101,02	0,17	$6,46 \times 10^{-4}$	0,9996
4º	3	126,33	0,15	$6,64 \times 10^{-4}$	0,9996
5º	10	168,23	0,26	$6,71 \times 10^{-4}$	0,9996

Tabela 6.7 - Resultados dos cinco melhores treinos com o algoritmo ELM para o lado não dominante.

Lugar	Nº Neurónios	Tempo Treino (s)	Tempo Teste (s)	MSE (f.p.c. <sup>2</sup> )	r
1º	9	$13,70 \times 10^{-4}$	$7,70 \times 10^{-4}$	$5,90 \times 10^{-4}$	0,9996
2º	22	$17,00 \times 10^{-4}$	$4,14 \times 10^{-4}$	$6,05 \times 10^{-4}$	0,9996
3º	10	$8,45 \times 10^{-4}$	$3,78 \times 10^{-4}$	$6,06 \times 10^{-4}$	0,9996
4º	7	$11,80 \times 10^{-4}$	$4,38 \times 10^{-4}$	$6,10 \times 10^{-4}$	0,9996
5º	15	$37,30 \times 10^{-4}$	$1,49 \times 10^{-4}$	$6,13 \times 10^{-4}$	0,9996

Tabela 6.8 - Resultados dos cinco melhores treinos com o algoritmo MSVR para o lado não dominante.

Lugar	C	$\varepsilon$	$\sigma$	Tempo Treino (s)	Tempo Teste (s)	MSE (f.p.c. <sup>2</sup> )	r
1º	7,00	$1,00 \times 10^{-1}$	7,00	$60,20 \times 10^{-3}$	$1,25 \times 10^{-3}$	$6,92 \times 10^{-4}$	0,9996
2º	7,00	$5,00 \times 10^{-2}$	7,00	$48,87 \times 10^{-3}$	$1,00 \times 10^{-3}$	$6,97 \times 10^{-4}$	0,9996
3º	7,00	$1,00 \times 10^{-2}$	7,00	$59,60 \times 10^{-3}$	$1,07 \times 10^{-3}$	$7,02 \times 10^{-4}$	0,9995
4º	7,00	$5,00 \times 10^{-3}$	7,00	$58,50 \times 10^{-3}$	$1,27 \times 10^{-3}$	$7,03 \times 10^{-4}$	0,9995
5º	7,00	$1,00 \times 10^{-3}$	7,00	$55,40 \times 10^{-3}$	$0,91 \times 10^{-3}$	$7,04 \times 10^{-4}$	0,9995

Analisando os resultados obtidos, verifica-se que o método que permite obter menores MSE's para o conjunto de teste é o algoritmo ELM, seguindo-se a utilização das redes neuronais *fitnet*, e por fim o algoritmo MSVR. Contudo, os erros alcançados com os treinos para o lado não dominante são superiores aos conseguidos para o lado não dominante.

No que diz respeito aos coeficientes de correlação, os valores são muito semelhantes e próximos de 1 para todos os modelos de cada método, indicando uma forte dependência entre as saídas esperadas e as obtidas, utilizando as entradas do conjunto de teste.

Um outro aspeto importante referir está relacionado com os tempos de treino e de teste, que também mostram que o algoritmo ELM é o mais rápido de todos, seguindo-se o MSVR e por fim as redes neuronais.

Por outro lado, analisando os perfis das forças previstas com os cinco melhores modelos de cada método, é possível constatar que o uso de redes neuronais introduz oscilações nos perfis, tal como acontece para o lado dominante. A melhor opção dentro das redes neuronais treinadas seria a rede que apresenta menor MSE, pois é a que torna as curvas mais suaves, mas ainda assim com oscilações na região após a fase de apoio. Além disso, por

vezes estas últimas apresentam comportamentos pouco diferenciados para as diferentes velocidades.

Na figura 6.4 encontram-se representados os perfis das forças para as cinco durações usando as duas melhores redes neurais, mostrando as suas principais limitações.

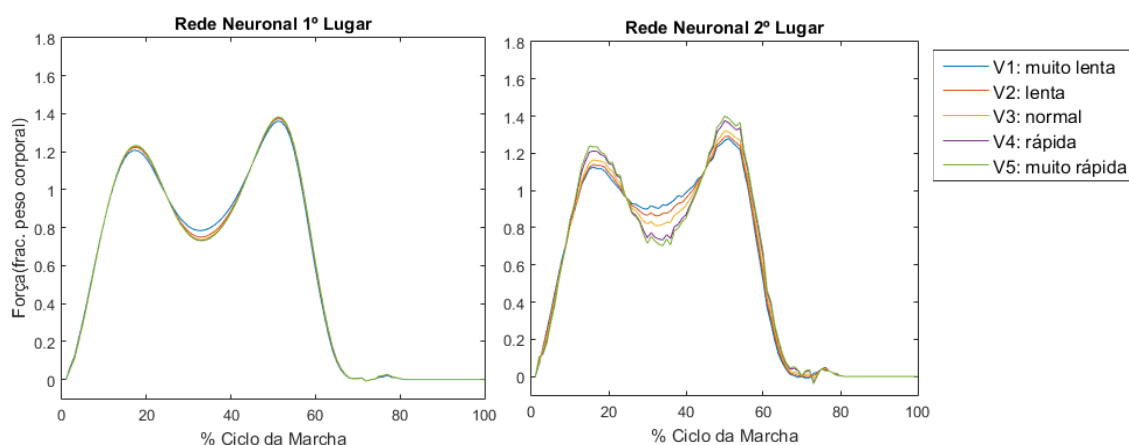


Figura 6.4 - Representação dos perfis das forças para as cinco velocidades, mostrando os resultados utilizando a primeira e a segunda melhores redes neurais.

Procedendo do mesmo modo para o estudo dos perfis obtidos com os cinco melhores modelos treinados com o algoritmo ELM e com o MSVR, verificou-se que as curvas calculadas apresentam comportamentos de acordo com o esperado. Além disso, não são visíveis diferenças significativas na capacidade de adaptação a diferentes velocidades, como se pode verificar nas figuras 6.5 e 6.6.

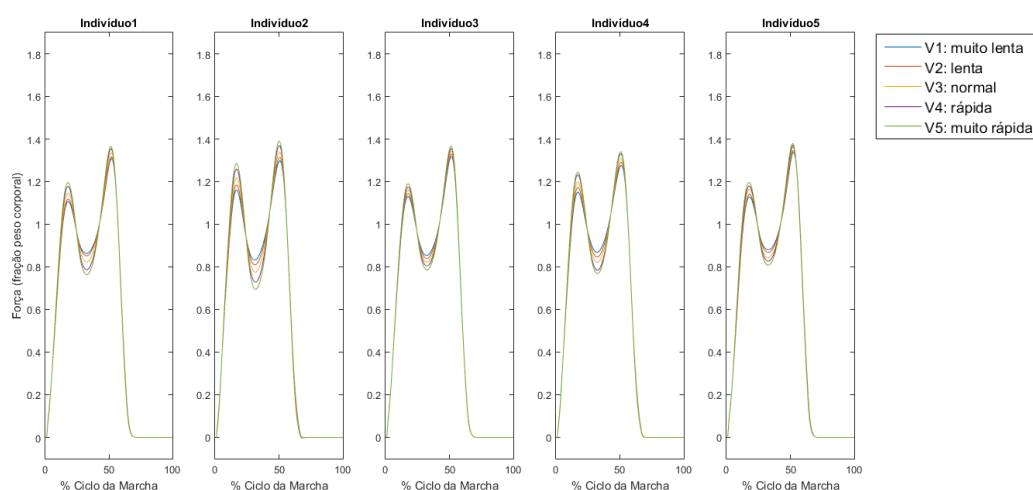


Figura 6.5 - Representação dos perfis das forças obtidas para cinco indivíduos saudáveis com as mesmas características dos pacientes operados, utilizando o melhor modelo treinado com o algoritmo MSVR.

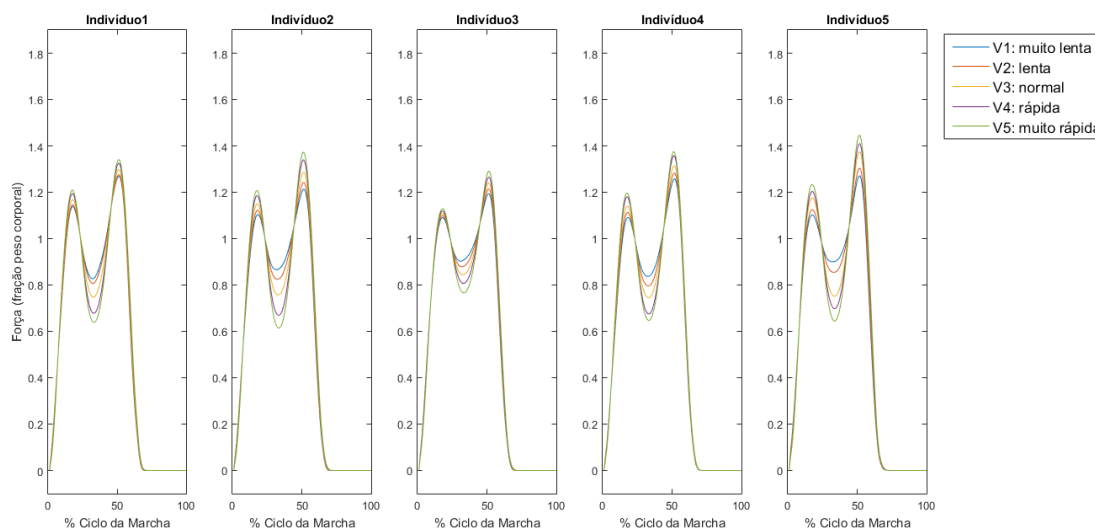


Figura 6.6 - Representação dos perfis das forças obtidas para cinco indivíduos saudáveis com as mesmas características dos pacientes operados, utilizando o melhor modelo treinado com o algoritmo ELM.

Neste sentido, a escolha do melhor modelo foi feita através da comparação entre os traçados das saídas obtidas e das saídas esperadas, utilizando as entradas do conjunto de teste.

O modelo selecionado para a previsão das forças do lado não dominante foi o treinado com o algoritmo ELM usando uma rede com 9 neurónios na camada escondida, sendo aquele que apresenta o menor MSE de todos.

À semelhança dos comportamentos observados para a parte final da fase de apoio para o lado dominante, também se aplica o mesmo tipo de tratamento às curvas do lado não dominante.

### 6.1.3.3 Considerações Finais

Através da análise dos resultados obtidos, verificou-se que, entre os três métodos estudados, o algoritmo ELM é aquele que apresenta um melhor desempenho para a previsão da componente vertical das FRS para os lados dominante e não dominante.

Deste modo, para além dos modelos ELM selecionados permitirem obter os menores erros quadráticos médios para os conjuntos de teste, também conseguem fazer boas previsões dos perfis da componente vertical das FRS utilizando conjuntos de entrada desconhecidos. Além disso, as curvas mostram comportamentos próximos dos esperados com a variação da velocidade.

Um outro aspeto a ter conta, diz respeito aos tempos de treino e de teste que são bastante reduzidos, o que permite, por exemplo, a sua implementação num *software* que analise a marcha em tempo real.

Além disso, é importante referir que os resultados obtidos estão de acordo com o trabalho desenvolvido por Huang et al. que compara o desempenho do algoritmo ELM com algoritmo *Support Vector Regression* (SVR) e o uso de redes *feedforward* treinadas com o algoritmo de retropropagação para a aproximação de funções [41]. Verifica-se que de facto o ELM é o algoritmo mais rápido e que apresenta menores erros de teste.

Relativamente aos erros apresentados pelas redes neuronais e pelo MSVR, acredita-se que estes poderão ser melhorados ao garantir que no conjunto das entradas, todos os passos associados a uma pessoa apenas são usados para treino ou para teste. O facto de se observarem passos de diferentes velocidades de um mesmo indivíduo nos dados de treino e de teste pode ter levado a resultados menos favoráveis como os referidos acima.

Também seria importante melhorar a capacidade de generalização dos modelos obtidos, adicionando ao conjunto de treino passos de indivíduos com novas combinações de idades, pesos, alturas e durações de passadas.

Como observação final, um aspeto a mencionar diz respeito à previsão das referências de dois dos parâmetros necessários para a análise da marcha, mais especificamente, a posição de início e de fim da fase de apoio simples. Assim, devido à necessidade de se conhecerem estes valores, treinaram-se ainda duas redes neuronais que, ao utilizar as mesmas entradas dos conjuntos de treino das forças verticais, devolvem as posições pretendidas de acordo com a idade, peso, altura e duração da passada.

Por fim, é necessário referir que os dados para prever as trajetórias do CoP também foram tratados e treinados. Contudo, os seus resultados não foram utilizados para a análise da marcha devido à falta de tempo para os analisar devidamente.

## 6.2 Nível de Recuperação Relativa dos Pacientes

Após o pré-processamento dos dados dos pacientes sujeitos à reconstrução do LCA e o treino dos modelos para gerar os padrões de referência da marcha, os passos foram analisados de forma a permitir a construção de dois índices de marcha que avaliassem o nível de recuperação relativa dos indivíduos operados.

Neste sentido, foram desenvolvidos o índice de marcha saudável e o índice de marcha não saudável, que têm a vantagem de considerar a assimetria entre as curvas do lado

dominante e do lado não dominante, assim como as diferenças entre os principais parâmetros das forças verticais e das curvas de referência.

De seguida, são apresentadas as principais características dos pacientes operados, assim como as várias fases da preparação dos dados e do cálculo dos índices finais para cada um.

Por fim, são apresentados e discutidos os resultados finais.

### 6.2.1 Pacientes Operados ao LCA

Tal como referido na secção 4.4, foram realizados testes com indivíduos operados ao LCA há cerca de 3/4 anos, com o objetivo de verificar se essas pessoas, que aparentemente estariam 100% recuperadas, apresentam padrões de marcha com desvios significativos em relação aos perfis saudáveis.

Na tabela 6.9 encontram-se as principais características de cada um dos pacientes estudados, nomeadamente o seu género, idade, massa e altura, assim com a indicação do lado operado, consoante a cirurgia tenha sido feita ao joelho do lado dominante ou do lado não dominante.

Tabela 6.9 – Género, idade, massa, altura, lado operado e ano da cirurgia de cada paciente.

<i>Paciente</i>	<i>Género</i>	<i>Idade (anos)</i>	<i>Massa (kg)</i>	<i>Altura (m)</i>	<i>Lado Operado</i>	<i>Ano da operação</i>
<i>P1</i>	M	31	90	1,83	Dominante	2011
<i>P2</i>	M	38	94	1,82	Dominante	2011
<i>P3</i>	M	33	75	1,76	Não Dominante	2012
<i>P4</i>	M	31	74	1,82	Dominante	2005
					<b>Não Dominante</b>	<b>2011<sup>3</sup></b>
<i>P5</i>	M	33	89	1,69	Dominante	2011 e 2013 <sup>4</sup>
<i>P6</i>	F	19	49	1,63	Não Dominante	2011
<i>P7</i>	M	20	78	1,89	Não Dominante	2011
<i>P8</i>	M	31	111	1,84	Não Dominante	2012

<sup>3</sup> Na análise do paciente P4 dá-se particular importância à última operação ao joelho, uma vez que a primeira já foi feita há 10 anos.

<sup>4</sup> O paciente P5 foi sujeito a duas operações no joelho do lado dominante, tendo sido a primeira a reconstrução do LCA, e a segunda uma operação ao menisco.



Em relação às características dos pacientes, é importante referir que P6 foi a única paciente do sexo feminino testada, e que a comparação dos seus perfis foi feita apenas tendo em conta a curva da literatura, uma vez que não foi treinado um modelo para gerar os perfis femininos. Este facto resulta da dificuldade em encontrar mulheres com tamanhos de pé compatíveis com os abrangidos pelo protótipo usado para a aquisição dos dados.

No entanto, o caso desta paciente foi estudado, uma vez que o seu tamanho de pé assim o permitiu, possibilitando avaliar a viabilidade de aplicar o método proposto a mulheres com tamanhos de pé maiores.

## 6.2.2 Preparação dos Dados dos Pacientes

Após a realização dos testes, os dados foram pré-processados de acordo com os algoritmos que permitem a verificação da sua validade, a correção e normalização das forças, e a seleção e agrupamento de passos, que se encontram descritos nas secções 5.1, 5.2, 5.3 e 5.4 respetivamente.

Uma vez concluído o pré-processamento, foi necessário separar as passadas de acordo com as cinco velocidades testadas.

Para tal, foram construídos cinco intervalos, tendo em conta as durações máxima e mínima de todas as passadas de cada paciente, sendo os limites de durações de cada um definidos da mesma forma descrita na secção 5.5.1. Assim, para cada indivíduo operado foi possível obter cinco passos médios para cada lado.

Na figura 6.7 encontram-se representadas as distribuições das durações médias das passadas para cada paciente, utilizando diagramas de extremos e quartis.

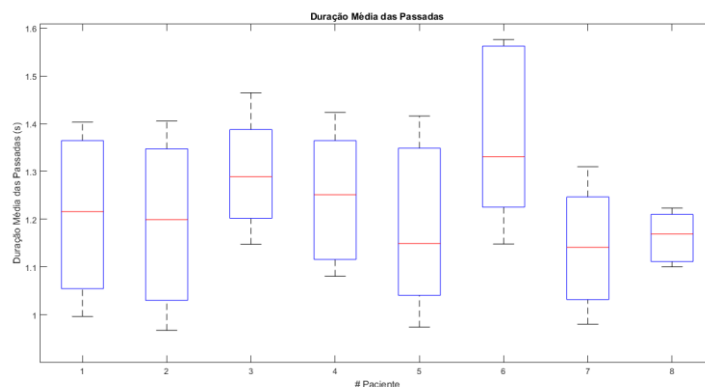


Figura 6.7 - Representação das durações médias das passadas do lado dominante (esquerda) e do lado não dominante (direita) para cada paciente.

Através da análise da figura 6.7 é possível verificar que a gama das durações obtidas para a maior parte dos pacientes é idêntica, com exceção do paciente P6, que geralmente deu passadas mais lentas, e de P8, em que a diferença das cinco velocidades testadas não é tão ampla. No entanto, é importante referir que todos os pacientes conseguiram caminhar de forma lenta, normal, rápida e muito rápida (conforme pedido), justificando-se as diferenças observadas principalmente pelo facto de a velocidade de conforto de cada um ser distinta.

As forças verticais de cada paciente e os perfis das referências obtidas para cada um deles podem ser consultados no Anexo D. Além disso, também são mostrados os valores dos parâmetros calculados para cada paciente.

### 6.2.3 Índices de Marcha

Nesta secção são descritos os cálculos necessários para obter as variáveis utilizadas para determinar os índices de marcha, e é feita uma explicação acerca da forma como a sua representação gráfica é construída e como permite retirar conclusões para cada paciente.

Por fim, é apresentada a fórmula de cálculo dos índices finais, assim como algumas considerações importantes para cada um deles.

#### 6.2.3.1 Variáveis dos Índices e sua Representação Gráfica

Para o cálculo do índice de marcha de cada paciente, foi necessário estudar a simetria entre as forças verticais do lado dominante e do lado não dominante, assim como os desvios de parâmetros extraídos das curvas, em relação aos valores das referências.

Começou-se por determinar o índice de simetria ( $IS$ ) para cada duração, com base no procedimento descrito na secção 2.4. Porém, é importante lembrar que o  $IS$  é sensível ao sinal, podendo apresentar valores positivos ou negativos, consoante as forças médias do lado dominante sejam inferiores ou superiores, respetivamente.

De seguida, calculou-se um erro de marcha ( $EM$ ) que é uma medida dos desvios existentes entre os parâmetros extraídos das curvas dos pacientes e os das curvas de referência.

Os dezasseis parâmetros calculados encontram-se descritos na secção 2.4 e, de uma forma resumida, foram os seguintes: picos das forças F1, F2, F3 e respetivos tempos, duração da fase de apoio, tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, taxa de transferência do peso no início e fim da fase de apoio, área da densidade espectral e da

representação da derivada em função da força aplicada, GVS e DTW. É importante referir que os valores temporais supracitados são calculados como percentagem do ciclo da marcha, com exceção da duração da fase de apoio simples, que é obtida em segundos.

Neste sentido, para se obter o erro de marcha de um paciente, para um dado lado, e para um certo intervalo de durações da passada, começa-se por calcular a diferença relativa associada a cada um dos parâmetros. De seguida, obtém-se o erro de marcha através da raiz quadrada da média das diferenças relativas ao quadrado, como mostra a seguinte fórmula:

$$EM = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left( \frac{x_i - x_{i\ ref}}{x_{i\ ref}} \right)^2} \quad (18)$$

Onde  $x_i$  representa o valor de cada parâmetro  $i$  obtido a partir de uma dada curva de um paciente, com  $i = 1, \dots, 16$ . Do mesmo modo,  $x_{i\ ref}$  diz respeito aos valores dos parâmetros da curva de referência.

Contudo, um aspeto a mencionar diz respeito ao cálculo da diferença relativa do DTW e do GVS, uma vez que por si só estes parâmetros já são uma medida do desvio entre curvas. Assim, a sua diferença relativa foi calculada através da diferença entre o DTW/GVS obtido com os valores dos pacientes e as referências, e o DTW/GVS resultante da comparação das curvas de indivíduos saudáveis e das mesmas referências.

É importante referir que as pessoas saudáveis selecionadas têm todas idades entre os 20 e os 39 anos, para que estas comparações sejam feitas com os padrões de indivíduos com idades mais próximas das dos pacientes. Além disso, estas análises foram feitas de acordo com os intervalos das durações das passadas de cada paciente em estudo.

Para perceber melhor a influência da assimetria e dos desvios dos parâmetros no grau de recuperação de cada paciente, optou-se por representar estas duas grandezas num gráfico, juntamente com uma região que define os limites saudáveis da cada variável calculada.

Assim, construiu-se um gráfico com o índice de simetria no eixo horizontal e o erro de marcha no eixo vertical. No total, para cada paciente foram representados dez pontos, dos quais cinco dizem respeito aos pares de coordenadas  $(IS, EM)$  relativos ao lado dominante, e os outros cinco são relativos ao lado não dominante, como se pode observar na figura 6.8.

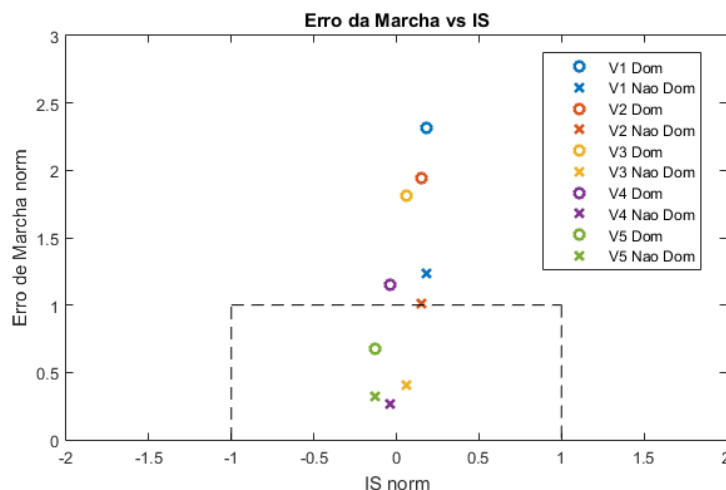


Figura 6.8 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha para os passos de um paciente, e para as 5 durações de passadas médias. A tracejado estão representados os limites da região saudável.

Para a análise de figuras como a figura 6.8, é necessário ter em conta que cada cor diz respeito a uma velocidade diferente, e cada símbolo está associado a um dos lados, isto é, os círculos representam os pontos relativos ao lado dominante, e os 'x' referem-se ao lado não dominante.

No que diz respeito à região que determina os limites de simetria e de erros de marcha saudáveis, as suas fronteiras foram definidas de acordo com os desvios máximos observados utilizando as curvas de indivíduos saudáveis entre os 20 e os 39 anos, para as durações em estudo. Assim, no eixo horizontal os extremos foram definidos simetricamente, tendo em conta o valor absoluto máximo do índice de simetria dos sujeitos saudáveis referidos. Por outro lado, o limite do erro de marcha foi obtido calculando-se as diferenças relativas entre os parâmetros das curvas dos indivíduos saudáveis e os parâmetros de referência. Além disso, aos limites encontrados foi adicionada uma margem de 5% de forma a considerar possíveis erros associados às medidas.

Uma exceção a este cálculo foram as diferenças relativas para o GVS e para o DTW, pelos mesmos motivos referidos acima. Nestes dois casos, a diferença relativa foi substituída pela subtração entre o GVS/DTW dos padrões saudáveis e das referências, e o seu valor mínimo para as cinco durações, dividindo-se no final por esse mesmo mínimo.

Todavia, é importante referir que tendo em conta que os limites de durações dos cinco intervalos de cada paciente são diferentes, os passos dos indivíduos saudáveis utilizados para calcular os limites da região saudável de cada indivíduo operado também foram distintos, fazendo assim com que os valores das fronteiras calculadas variassem um pouco de paciente para paciente.

Com isto, foi necessário normalizar os índices de simetria e os erros de marcha, de forma a permitir a comparação dos resultados dos vários indivíduos operados. Por uma questão de simplicidade de interpretação, optou-se por dividir os valores de cada variável pelo respetivo limite saudável.

Assim, a zona saudável é representada por um retângulo com índices de simetria entre -1 e 1, e com erros de marcha entre 0 e 1.

Desta forma, sempre que um ponto se encontre fora desse retângulo, indica que existe uma assimetria significativa e/ou que os erros dos parâmetros estudados são superiores aos esperados.

Deste modo, a representação gráfica das duas variáveis permite uma análise da marcha mais completa e intuitiva.

### 6.2.3.2 Cálculo dos Índices de Marcha

Apesar da representação gráfica ser uma ferramenta que permite concluir facilmente acerca do estado de recuperação de um indivíduo, é necessário calcular um índice de marcha que, tendo em conta as variáveis calculadas, permita quantificar o nível de recuperação de cada paciente.

Inicialmente procurou-se desenvolver um só índice de marcha que através dos valores do índice de simetria e do erro de marcha permitisse obter um valor para ordenar corretamente os pacientes segundo o seu grau de recuperação. Esse índice foi calculado com base na soma dos módulos de cada ponto de análise, como mostra a seguinte fórmula:

$$I_{marcha} = \sum_{j=1}^{10} \sqrt{IS_j^2 + EM_j^2} \quad (19)$$

Onde  $j = 1, \dots, 10$  representa cada ponto do gráfico. Assim, quanto maior o valor do índice, maior a probabilidade de o indivíduo apresentar algum problema na marcha.

Contudo, os resultados obtidos através desta abordagem não permitiram obter uma ordenação dos sujeitos operados de acordo com a ordem esperada, isto é, conforme a estabelecida com base na observação de todos os gráficos. Tal situação deve-se ao facto de por vezes o índice de marcha ser superior para casos que não apresentam pontos fora da região saudável, mas que, por exemplo, são mais assimétricos, e atribuir menor índice a casos com pontos fora da zona saudável, mas com simetrias melhores.

Deste modo, para ultrapassar este problema, foram desenvolvidos dois novos índices com base no já idealizado, criando-se um índice de marcha saudável e um índice de marcha não saudável.

O índice de marcha saudável é calculado de acordo com a fórmula descrita acima, aplicando-se apenas aos pacientes que não apresentam nenhum ponto fora da região normal. Este índice permite comparar os desvios totais entre os indivíduos considerados saudáveis.

Por outro lado, o índice de marcha não saudável só se aplica a pacientes que apresentam um ou mais pontos fora da região saudável. O seu cálculo também segue o mesmo princípio utilizado para o índice descrito inicialmente, mas só se aplica aos pontos que se encontram fora a região esperada, quantificando apenas os desvios associados a esses valores.

Assim, uma vez calculado o índice mais adequado a cada paciente, é possível ordená-los desde o mais recuperado até ao menos recuperado.

#### **6.2.4 Resultados Finais**

Nesta secção são apresentados os resultados relativos à análise dos indivíduos operados, de acordo com a aplicação do método proposto (com os procedimentos descritos em 6.2.2 e em 6.2.3) e de um método *standard*.

Neste sentido, são mostrados os gráficos finais e os índices obtidos para cada paciente, bem como as principais conclusões acerca do seu nível de recuperação relativa.

Por fim, são expostas as principais conclusões desta análise.

##### **6.2.4.1 Método Proposto**

Após a aplicação do método descrito na secção 6.2.3 para a análise de cada paciente, foi possível obter os gráficos que se seguem.

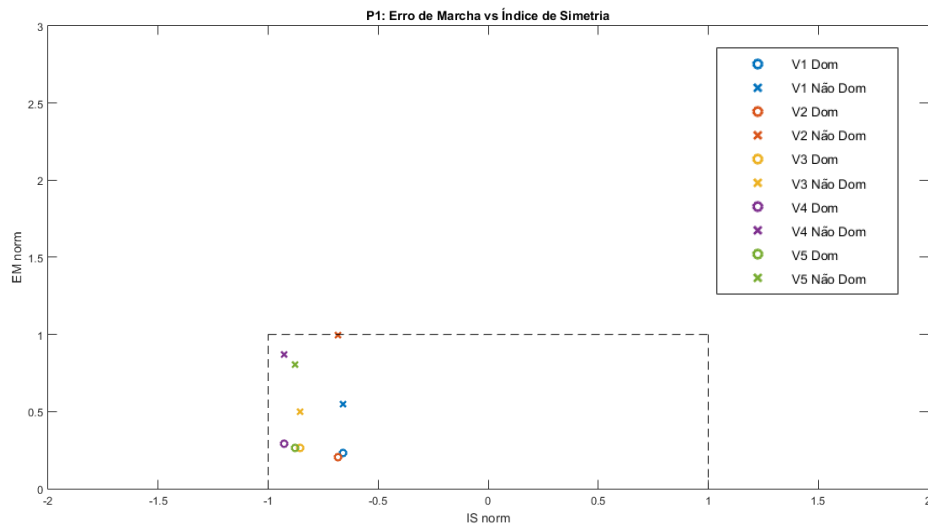


Figura 6.9 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P1.

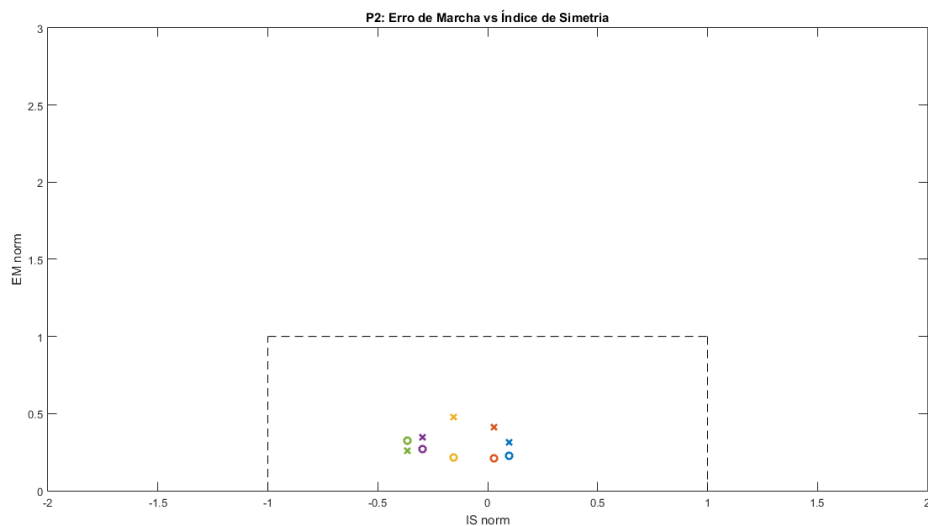


Figura 6.10 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P2.

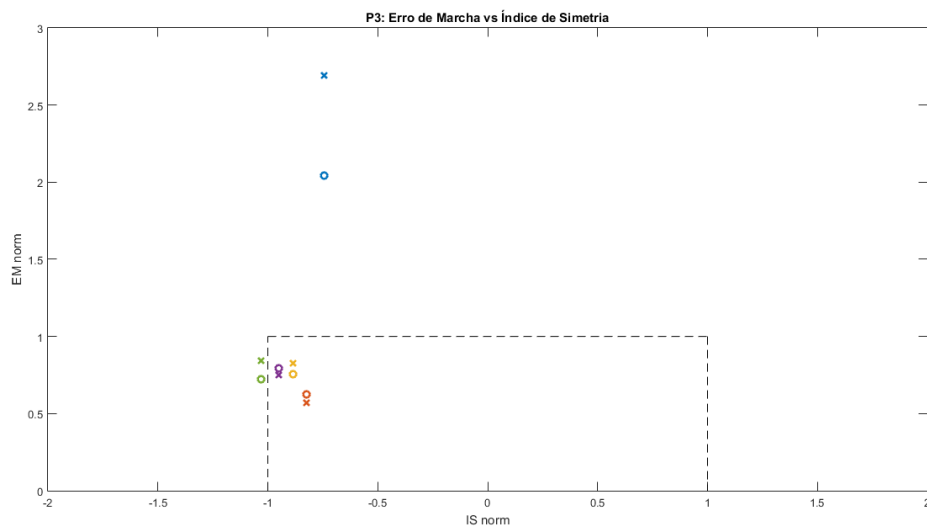


Figura 6.11 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P3.

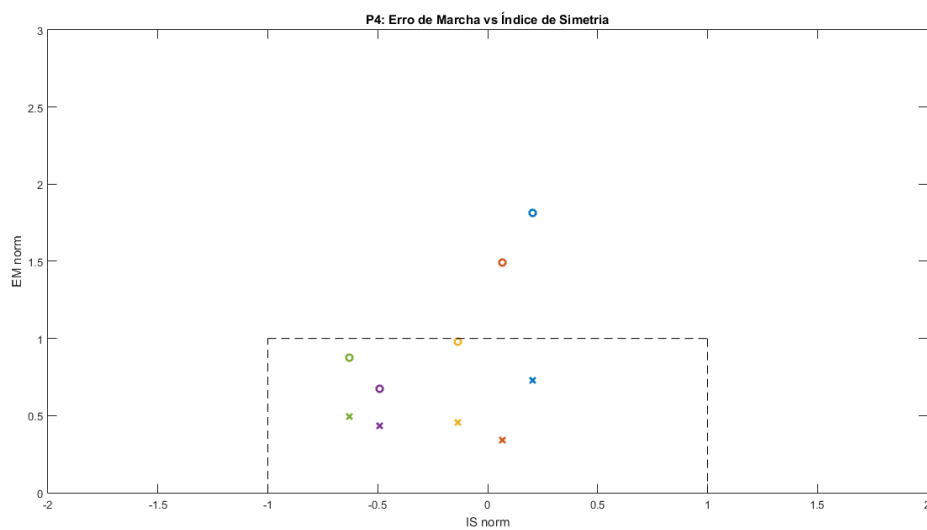


Figura 6.12 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P4.



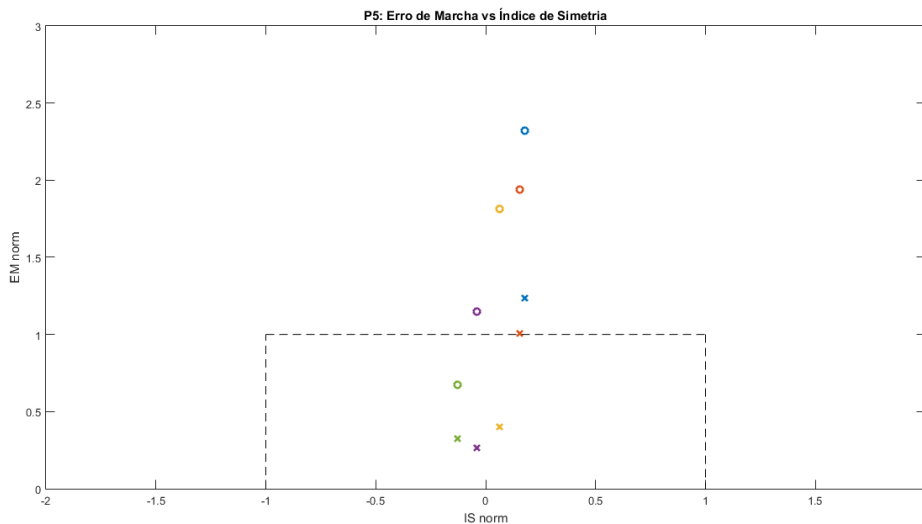


Figura 6.13 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P5

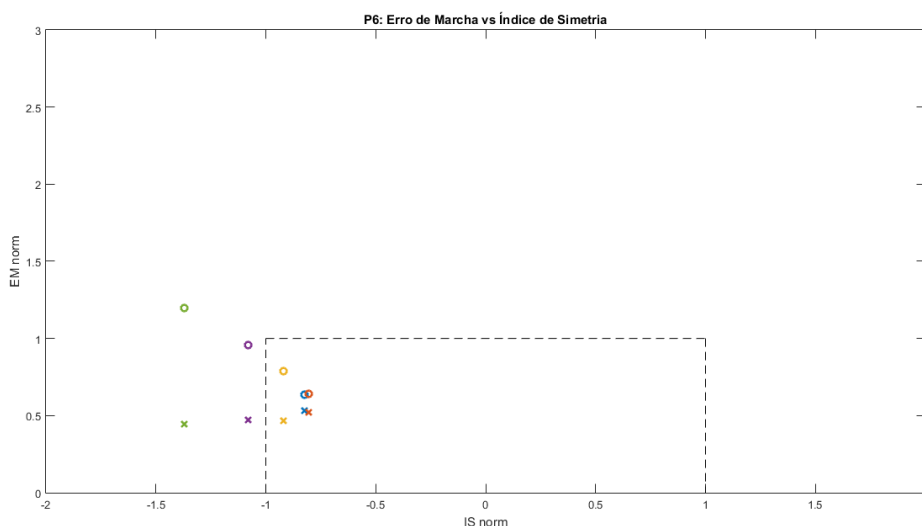


Figura 6.14 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P6.

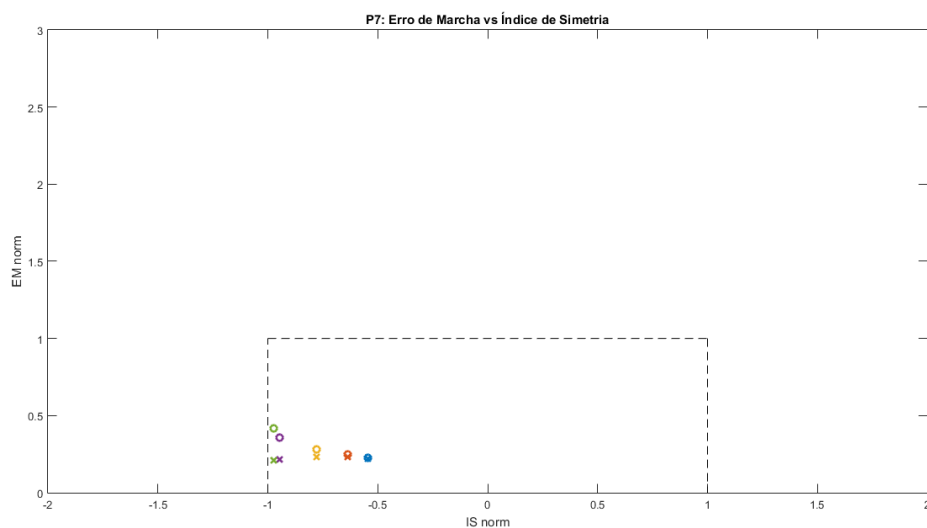


Figura 6.15 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P7.

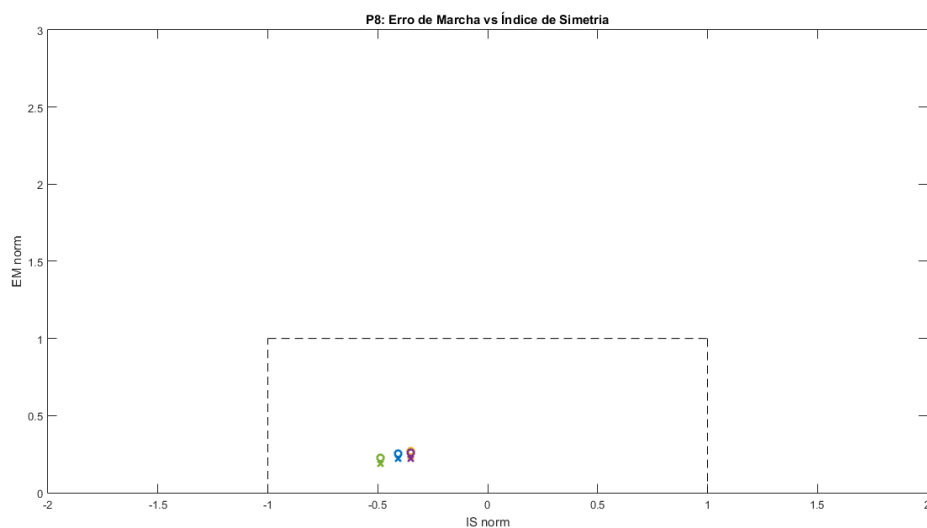


Figura 6.16 - Representação do índice de simetria e do erro de marcha normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P8.

Antes da análise dos resultados, é importante lembrar que os erros de marcha dos pacientes P6, P7 e P8 foram calculados usando como referência a curva da literatura, pelos motivos já referidos na seção 6.1.3.1.

No que diz respeito ao estudo da simetria, através da análise dos gráficos acima é possível verificar que geralmente a maior parte dos pontos se encontram na região negativa do eixo IS, principalmente quando os tempos das passadas são menores, indicando que nestes casos as forças exercidas pelo lado dominante normalmente são superiores às exercidas pelo lado não dominante.

Este resultado está de acordo com o que seria de esperar em indivíduos saudáveis, em que o lado dominante exerce maiores forças por ser o lado responsável pela propulsão do movimento [112].

Transpondo este resultado para a situação em análise, sabe-se que nos primeiros tempos após uma cirurgia ao joelho do lado dominante, o lado oposto acaba por exercer as funções características do lado dominante, de forma a proteger o membro em recuperação. Contudo, seria de esperar que esta situação se revertesse com as sessões de fisioterapia e com a recuperação da força muscular do membro afetado, sendo expectável que quando estivessem praticamente recuperados, o lado dominante voltasse a exercer corretamente as suas funções.

Assim, é possível verificar que os pacientes que foram operados ao joelho do lado dominante (P1, P2 e P5) à partida já recuperaram a tendência esperada, principalmente para as velocidades superiores. Porém, o indivíduo P5 poderá apresentar ainda algum atraso na recuperação em relação a P1 e P2, pelo facto de ser o único caso em que para a sua velocidade de conforto (V3) o lado não dominante habitualmente exerce forças maiores. Este comportamento que se observa com os resultados dos pacientes operados ao lado dominante é o mesmo que se verifica na maior parte dos casos operados ao joelho do lado não dominante.

Relativamente aos erros de marcha, que foram calculados para cada duração média e para ambos os lados, verifica-se que geralmente os erros do lado oposto ao operado apresentam valores superiores ao do membro sujeito à cirurgia. Apenas três pacientes não seguem esta regra (P2, P3 e P5), sendo que um deles (P2) apenas falha para uma velocidade média, e um outro (P3) confirma esta relação para duas durações médias.

Estes resultados indicam que possivelmente o facto de nos primeiros tempos após a cirurgia os pacientes se apoiarem mais no lado oposto (para proteger o membro operado) possa ter afetado/prejudicado o lado saudável, e daí os seus desvios serem superiores.

Por outro lado, fazendo uma análise geral dos gráficos obtidos para cada paciente, é possível estabelecer uma ordem de recuperação entre os indivíduos. Essa ordenação é feita com base nos desvios apresentados em relação à região saudável.

Assim, observando os gráficos obtidos, verifica-se que os pacientes P1, P2, P7 e P8 aparentam estar recuperados, uma vez que não apresentam pontos fora da região saudável. No entanto, entre estes quatro, é possível constatar que P2 é o indivíduo com resultados mais próximos dos esperados, pelo facto de apresentar menores índices de simetria e menores erros de marcha.

Ainda em relação aos pacientes referidos, P8 será o indivíduo que se segue, em termos de recuperação, pelo facto de também ter erros de marcha reduzidos, mas índices de simetria superiores aos de P2 em módulo. Segue-se o P7, pois apresenta índices de simetria mais próximos do limite do que os casos anteriores. Assim, P1 é o indivíduo que mostra um maior número de pontos mais perto dos limites do índice de simetria e do erro de marcha saudáveis.

Por outro lado, os pacientes P3, P4, P5 e P6 parecem não estar recuperados, pelo facto de apresentarem alguns pontos fora da zona saudável.

Entre estes últimos, P4 é o paciente com menores desvios, uma vez que apenas apresenta problemas em termos de erros de marcha para as velocidades V1 e V2 no lado dominante, estando os seus índices de simetria de acordo com os valores esperados.

Segue-se P3 e P6, que apresentam quatro pontos fora da região saudável, para as velocidades V1 e V5, e para V4 e V5, respetivamente. Destes dois, P3 aparentemente está mais saudável do que P6, pois o desvio de simetria de V5 em relação à fronteira é muito pequeno. A maior diferença está associada à velocidade mais lenta (V1), que se encontra distante dos limites do erro de marcha. Já o paciente P6, apresenta desvios principalmente devido ao índice de simetria ser elevado (em módulo) para as passadas com durações menores (V4 e V5). Além disso, também se observa um desvio em relação ao erro de marcha para V5 do lado dominante.

Por fim, P5 será o paciente menos recuperado, uma vez que apesar de apresentar uma boa simetria, apresenta a maior parte dos seus pontos fora da região saudável. Verifica-se que os passos para V3 e V4 do lado dominante, assim como para V1 e V2 apresentam desvios consideráveis em relação aos limites dos erros de marcha. Além disso, este resultado está de acordo com o facto de P5 ser o paciente operado mais recentemente ao joelho, como mostra a informação da tabela 6.9 da secção 6.2.1.

Resumindo, através da observação dos gráficos, é possível estabelecer a seguinte ordem de recuperação: P2-P8-P7-P1-P4-P3-P6-P5, onde P2 é o paciente que aparenta estar mais recuperado, e P5 será o indivíduo menos recuperado.

Contudo, é necessário referir que os desvios identificados dizem respeito a problemas que não são visíveis através da observação direta da marcha dos pacientes, uma vez que todos eles fizeram o teste sem qualquer dificuldade.

Estes resultados mostram que a análise das FRS através dos métodos propostos poderão ser utilizados para indicar a existência de problemas na marcha que não sejam facilmente identificados através da simples observação do andar.

Para se poder afirmar tudo isto com uma maior certeza, seria necessário aplicar testes de força muscular aos mesmos pacientes, de forma a perceber se ambos os resultados estão de acordo.

De seguida, calcularam-se os índices de marcha para cada paciente, e verificou-se que os seus resultados estão de acordo com o que seria de esperar. Os índices obtidos encontram-se na tabela 6.10.

Tabela 6.10 - Índices de marcha finais calculados com os valores de EM e IS.

<i>Paciente</i>	<i>Índice de Marcha Saudável</i>	<i>Índice de Marcha Não Saudável</i>
P1	9,71	n.a.
P2	3,74	n.a.
P3	n.a.	4,96
P4	n.a.	3,32
P5	n.a.	8,48
P6	n.a.	5,88
P7	8,22	n.a.
P8	4,58	n.a.

n.a. – não se aplica.

Analisando os índices de marcha saudáveis, que apenas são calculados para os indivíduos sem pontos fora da região saudável, verifica-se que o seu valor aumenta à medida que estes se afastam da origem e se aproximam das fronteiras. Tal como as representações gráficas sugerem, entre os indivíduos aparentemente saudáveis, P1 e P7 são os que apresentam valores mais próximos das fronteiras, e por isso têm um índice superior aos restantes.

Quanto aos índices de marcha não saudável, que só são calculados para os pacientes com pontos fora da região saudável, os seus valores também estão de acordo com as conclusões retiradas através da observação dos gráficos.

Assim destaca-se o facto de, entre estes indivíduos, P4 ser o que apresenta menores desvios, pois tem menor índice de marcha não saudável. Já o paciente P5 é o que tem o maior índice, confirmando a existência de mais pontos fora da zona esperada, e com maiores erros de marcha. É importante destacar que os valores de P3 e P6 também seguem os resultados esperados.

Concluindo, a ordenação final dos pacientes, desde o mais recuperado até ao menos recuperado, segundo o método proposto é a seguinte: P2–P8–P7–P1–P4–P3–P6–P5. Os indivíduos dentro da caixa são os que aparentemente já estão saudáveis.

Um outro aspeto a referir, diz respeito à identificação dos parâmetros que mais contribuem para o erro de marcha. Assim, analisando a contribuição média do erro relativo de cada parâmetro para os erros de marcha, verifica-se que a área da densidade espectral e da derivada da força em função da força aplicada, assim como o DTW e o GVS são os parâmetros que habitualmente apresentam erros mais elevados. Os erros médios relativos de cada parâmetro para cada paciente podem ser consultados no Anexo E.

Todavia, este tipo de análise deverá ser feita num trabalho futuro aplicando a técnica de PCA, de forma a perceber quais as variáveis que permitem preservar a maior variância.

#### 6.2.4.2 Método Standard

Para provar que o método desenvolvido apresenta vantagens em relação aos métodos mais comuns, optou-se por substituir o erro de marcha pelo GVS, que é uma medida associada ao índice de marcha GPS, já utilizados para avaliar padrões de marcha de crianças e de adultos [117], [118]. Além disso, é um valor simples de calcular e de fácil interpretação física [23].

Neste sentido, o método *standard* utilizado consistiu no cálculo do GVS entre a curva utilizada na literatura, e cada perfil médio de cada paciente, substituindo o erro de marcha no eixo y.

As representações gráficas obtidas para cada paciente encontram-se nas figuras que se seguem.

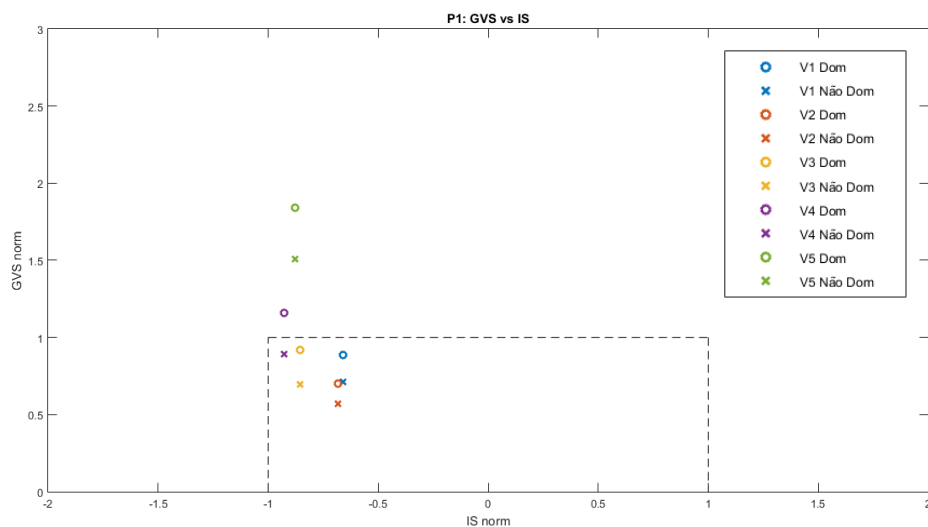


Figura 6.17 - Representação do índice de simetria e do GVS normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P1.

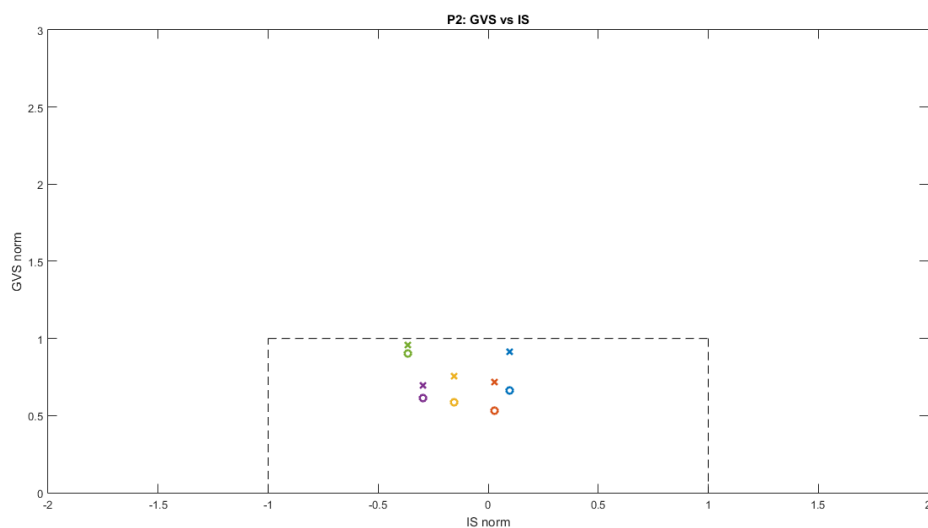


Figura 6.18 - Representação do índice de simetria e do GVS normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P2.

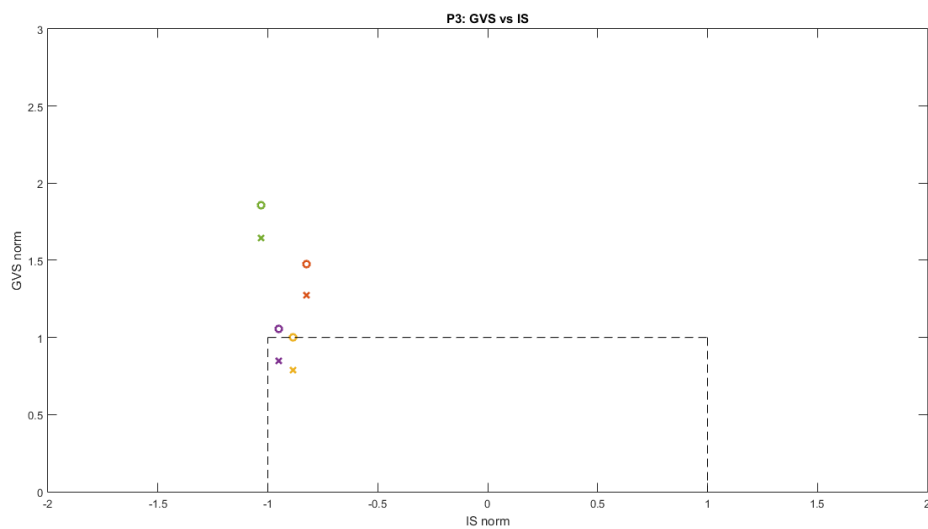


Figura 6.19 - Representação do índice de simetria e do GVS normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P3.

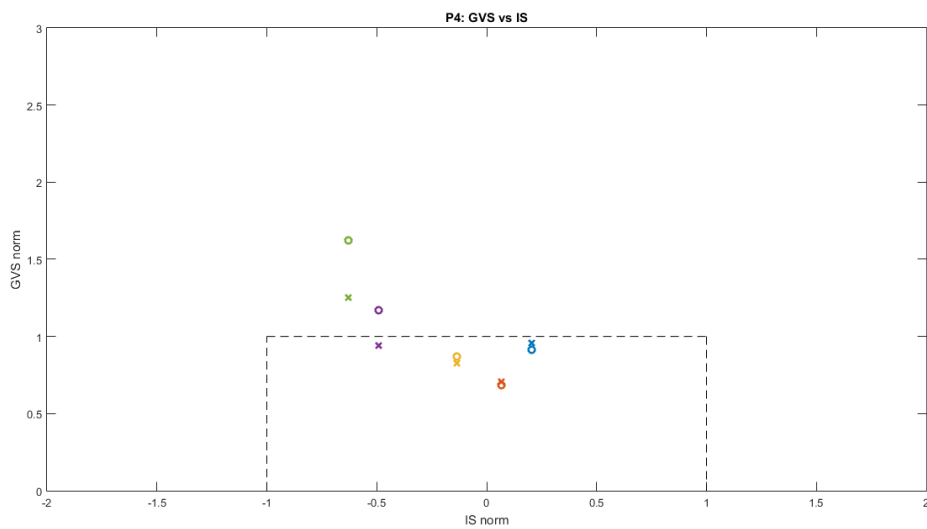


Figura 6.20 - Representação do índice de simetria e do GVS normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P4.



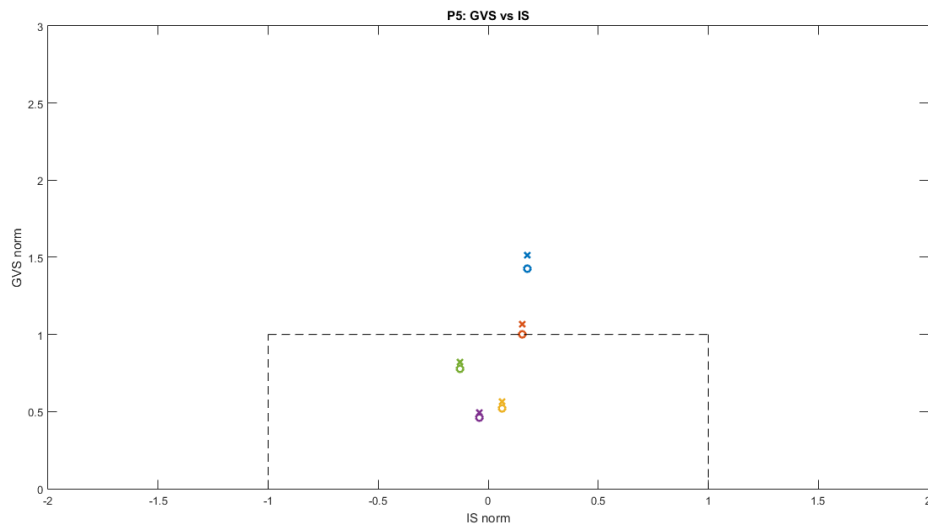


Figura 6.21 - Representação do índice de simetria e do GVS normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P5.

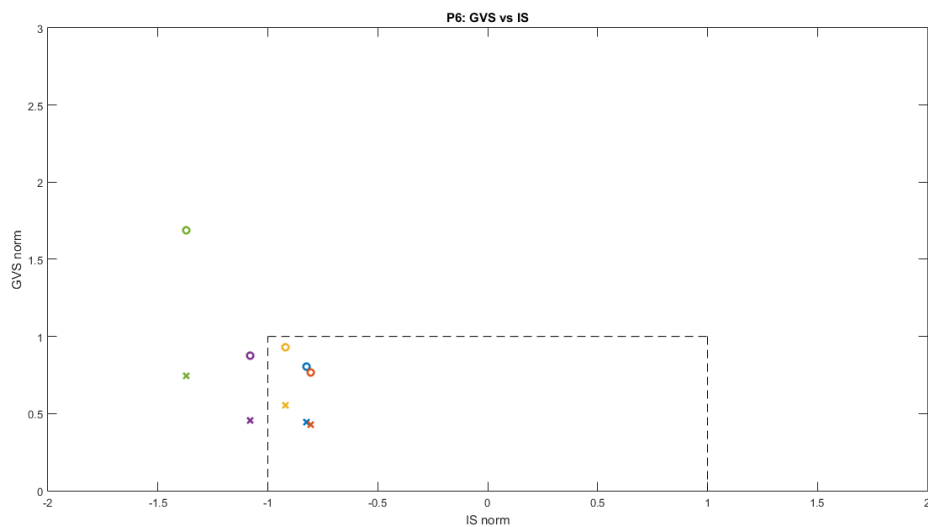


Figura 6.22 - Representação do índice de simetria e do GVS normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P6.

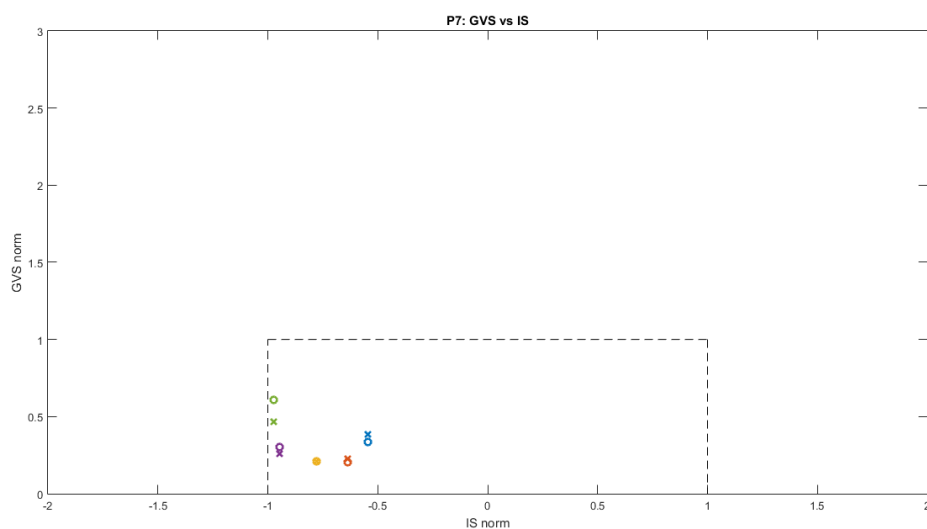


Figura 6.23 - Representação do índice de simetria e do GVS normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P7.

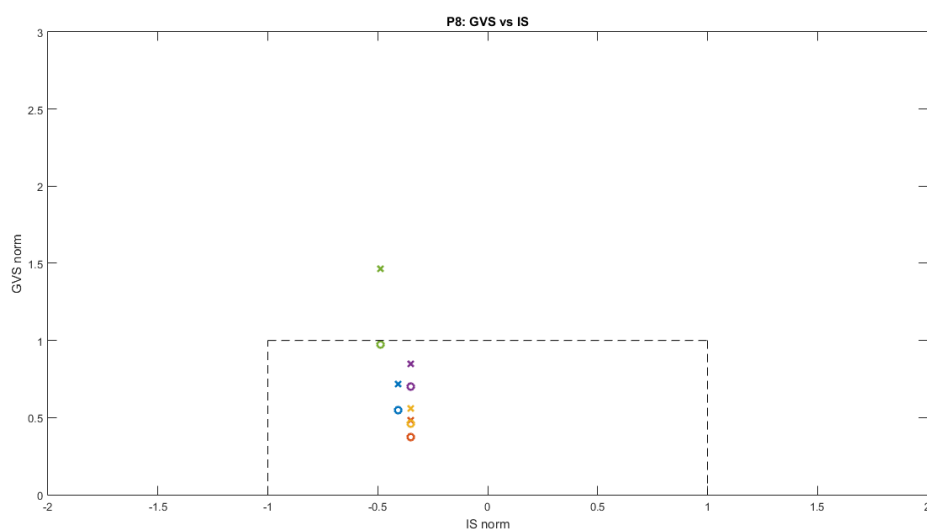


Figura 6.24 - Representação do índice de simetria e do GVS normalizados para cada velocidade e para cada lado do paciente P8.

Analisando os desvios das ordenadas das figuras acima, verifica-se que quatro dos pacientes apresentam valores superiores no lado oposto ao lado operado para todas as velocidades, dois deles mostram essa tendência só para algumas durações de passadas, e apenas dois indivíduos refutam essa hipótese. Assim, apesar deste não ser um resultado propriamente conclusivo, indica que à partida a tendência poderá ser a mesma observada anteriormente com o método proposto.

Por outro lado, através da observação das figuras obtidas, é possível concluir que segundo este método, os únicos pacientes que à partida estariam totalmente recuperados seriam P2 e P7. Entre estes dois, P2 seria o mais saudável pelo facto de apresentar menos pontos próximos dos extremos da região saudável. Além disso, para ambos os casos observam-se valores nas ordenadas ligeiramente superiores aos obtidos com o cálculo do erro de marcha.

De seguida, o paciente P8 seria o mais recuperado, pelo facto de apresentar apenas um ponto fora da zona saudável (V5 do lado não dominante).

Seguem-se P5, P4 e P1, que apresentam três pontos fora da região esperada. Entre estes, considera-se que P5 será o paciente mais recuperado, uma vez que é mais simétrico e, de uma forma geral, os seus pontos têm erros de marcha inferiores aos de P4 e de P1. As suas falhas são apenas relativas a alguns pontos das velocidades menores (V1, V2). Além disso, P4 tem erros inferiores a P1 e melhores índices de simetria, indicando que este último será o menos recuperado dos três. É de referir que as falhas apresentadas por P4 e P1 dizem respeito às durações de passadas mais lentas.

Para terminar, P6 ocupa a sétima posição, pois tem quatro pontos fora da região pretendida, que correspondem às velocidades V4 e V5. Assim, P3 será o paciente menos recuperado segundo este método, já que todos os pontos de V1, V2 e V5, assim como os passos de V4 do lado dominante, apresentam grandes desvios em relação ao erro de marcha esperado.

Em suma, a ordem final esperada para a ordenação dos pacientes segundo o método *standard* é seguinte: P2-P7-P8-P5-P4-P1-P6-P3, sendo P2 o mais saudável, e P3 o menos saudável.

De seguida, calcularam-se os índices de marcha para cada paciente, e verificou-se que os seus resultados estão de acordo com o que seria de esperar através da análise dos gráficos. Os índices obtidos encontram-se na tabela 6.11.

Tabela 6.11 - Índices de marcha finais calculados com os valores de GVS em vez do EM.

Paciente	Índice de Marcha Saudável	Índice de Marcha Não Saudável
P1	n.a.	5,27
P2	7,65	n.a.
P3	n.a.	16,99
P4	n.a.	4,41
P5	n.a.	4,04
P6	n.a.	6,30
P7	8,47	n.a.
P8	n.a.	1,55

n.a. – não aplicável.

Da análise dos valores dos índices de marcha saudáveis, verifica-se que apesar de P2 e P7 aparentarem estar saudáveis, P7 apresenta mais pontos próximos da fronteira do índice de simetria, pelo que apresenta um valor superior. No entanto, os dois valores obtidos não são muito distantes.

Relativamente aos índices de marcha não saudáveis, estes mostram que de facto P8 é quase saudável. Já P4 e P5 têm valores muito próximos, que comprovam que os desvios entre ambos não são muito díspares.

Segue-se P1, que tem um índice de marcha não saudável superior a P5, principalmente pelo facto de ser mais assimétrico e ter maiores erros de marcha.

Por outro lado, os índices de P6 e P3 são bastante distintos, pelo facto deste último apresentar a maior parte dos seus pontos fora da região saudável, com exceção para a velocidade de conforto. No caso do paciente P6, este apenas mostra desvios para V4 e V5.

Assim, a ordenação final dos pacientes segundo o método *standard*, é a seguinte: P2-P7-P8-P5-P4-P1-P6-P3, onde P2 e P7 são os únicos pacientes que aparentam estar recuperados, e P3 será o menos recuperado.

Comparando esta análise com os resultados do método proposto, verificam-se diferenças em relação à ordenação final dos pacientes.

A primeira diferença a realçar é o facto de o número de indivíduos considerados recuperados ser diferente, pois segundo este método apenas P2 e P7 são classificados como tal, enquanto que com o método proposto são identificados como saudáveis P1, P2, P7 e P8.

Além disso, também se observam resultados diferentes em termos da identificação do paciente com maiores desvios, que segundo o método proposto indica ser P5, mas pelo método *stantard* será P3.

Contudo, apesar das permutas identificadas, é importante referir que os três indivíduos mais saudáveis continuam nos primeiros lugares, e P3 e P6 continuam nas posições dos menos recuperados.

Concluindo, verifica-se que P1, P3, P4 e P8 pioraram o seu desempenho, P5 melhorou os seus resultados, e os restantes três casos apresentaram comportamentos idênticos, mas com desvios superiores nas suas ordenadas. Assim, este facto poderá ser um indicador de que o método *standard* tende a avaliar os pacientes com maiores desvios do que os que efetivamente existem. Tal facto confirma-se por causa dos pacientes em estudo aparentemente estarem recuperados, e por isso se esperarem desvios menores.

Deste modo, o nosso método à partida será mais adequado para medir os desvios na marcha, e consequentemente concluir acerca do nível de recuperação relativa dos pacientes em estudo.

#### 6.2.4.3 Considerações Finais

As principais conclusões apresentadas encontram-se organizadas na tabela 6.12, onde se pode verificar para cada paciente o lado que exerce maiores forças (com base no sinal do índice de simetria), os pontos que foram representados fora da região saudável (RS), e o lado que apresenta erros de marcha superiores. Além disso, as duas últimas colunas dizem respeito aos dois últimos aspetos referidos, mas aplicando o método *standard*, em que o EM é substituído pelo GVS calculado entre as curvas do paciente e a curva da literatura. Assim, é possível comparar mais facilmente os resultados de ambos os métodos.

Tabela 6.12 – Síntese dos principais resultados finais. D-Lado Dominante; ND-Lado Não Dominante.

<i>Paciente</i>	<i>Lado Operado</i>	<i>Lado c/Forças Maiores</i>	<i>Pontos fora da RS</i>	<i>Lado c/ Maior EM</i>	<i>Pontos GVS fora da RS</i>	<i>Lado c/ Maior GVS</i>
<i>P1</i>	D	D	-	ND	V5 D: V4	D
<i>P2</i>	D	V 1,2: ND V 3,4,5: D	-	4ND / 1D	-	ND
<i>P3</i>	ND	D	V 1,5	2D / 3ND	V 1,2,5 D: V4	D
<i>P4</i>	ND	V 1,2: ND V 3,4,5: D	D: V 1,2 ND: -	D	V5 D: V4	3 D / 2 ND
<i>P5</i>	D	V 1,2,3: ND V4,5: D	V 1,2 D: 3,4	D	V 1 ND: V2	ND
<i>P6</i>	ND	D	V 4,5 <sup>5</sup>	D	V 4,5	D
<i>P7</i>	ND	D	- <sup>5</sup>	D	-	2 D / 2 ND
<i>P8</i>	ND	D	- <sup>5</sup>	D	ND: V5	ND

Através da aplicação do método proposto, é possível tirar conclusões importantes acerca da assimetria e dos desvios dos parâmetros da marcha, que permitem determinar o nível de recuperação relativa dos pacientes.

Os principais resultados mostram que os pacientes operados ao lado dominante já recuperaram a tendência natural de exercer forças superiores com o lado dominante, principalmente para velocidades superiores.

Na maior parte dos casos não saudáveis, verifica-se que os desvios encontrados devem-se ao facto dos erros de marcha serem superiores ao esperado, enquanto que os desvios do índice de simetria são mais raros. Além disso, são observados maiores desvios nos parâmetros de marcha para o lado oposto ao lado operado, o que confirma a tendência para proteger este último.

Relativamente aos índices desenvolvidos, índice de marcha saudável e índice de marcha não saudável, estes permitem ordenar os pacientes pelo seu grau de recuperação,

<sup>5</sup> Uma vez que os métodos de inteligência computacional não permitem a previsão de curvas para estes pacientes, os erros de marcha foram calculados comparando as suas características com a curva da literatura.

mostrando resultados consistentes com os observados nas representações gráficas. Deste modo, a ordenação relativa dos pacientes obtida é a seguinte: P2-P8-P7-P1-P4-P3-P6-P5, sendo que de P2 a P8 aparentemente são saudáveis, e P5 parece ser o menos recuperado.

Estes resultados estão de acordo com as conclusões de Castanharo et al., que mostram que pacientes submetidos à reconstrução do LCA há mais de dois anos podem ainda não estar 100 % recuperados [119].

Uma nota importante em relação ao resultado obtido para o paciente P8, diz respeito ao facto de as cinco durações médias das suas passadas serem muito próximas, e idênticas às durações associadas às velocidades de conforto dos restantes pacientes. Assim, o seu resultado pode não corresponder ao seu estado de recuperação real, pelo facto de ao caminhar atingindo valores mais extremos de durações se poder obter outro tipo de resultados.

Por fim, compararam-se os resultados obtidos através do novo método com os resultantes do cálculo do GVS entre as curvas dos pacientes e a curva da literatura (método *standard*), em vez do erro de marcha. Desta última análise, concluiu-se que os índices obtidos foram superiores aos conseguidos com o método proposto, mostrando assim maiores desvios que se confirmam através da observação dos gráficos.

Contudo, tendo em conta que durante a realização dos testes os pacientes mostraram estar praticamente recuperados, os resultados obtidos pelo método *standard* desviam-se mais do que seria de esperar.

É importante referir que os dois métodos estudados também foram testados utilizando o DTW para o cálculo da simetria (Anexo F). Todavia, analisando os resultados ao aplicar quer o erro de marcha, quer o GVS com a referência da literatura no eixo vertical, não foram encontradas vantagens na sua utilização em detrimento do IS, uma vez que em termos de simetria, os casos dentro e fora da região saudável mantiveram-se os mesmos, apenas com exceção para P3. Neste caso, V5 passou a ter uma simetria normal, tornando-se aparentemente mais saudável.

A situação descrita poderá resultar do facto do DTW medir a distância entre duas curvas considerando uma certa margem para comparação, de forma a evitar erros maiores quando se analisam sinais com atrasos. Assim, este facto permite justificar o facto de V5 passar a ser considerado saudável, já que se observa um certo atraso ao sobrepor as curvas de ambos os lados para essa velocidade.

Por outro lado, como o DTW é uma medida de distâncias, os seus valores são sempre positivos, apresentando assim a desvantagem de não permitir verificar qual dos lados exerce forças maiores.

Em suma, apesar do índice desenvolvido mostrar alguns desvios significativos para alguns indivíduos, principalmente para passos muito lentos ou muito rápidos, os seus resultados são mais consistentes com os resultados esperados, mostrando que 4 dos pacientes aparentam estar recuperados. Porém, para validar devidamente o método proposto, dever-se-iam fazer testes às forças musculares dos pacientes, para verificar a concordância entre os resultados.



## 7 Conclusões e Trabalho Futuro

Neste capítulo são reunidas as principais conclusões acerca do trabalho desenvolvido, bem como as principais aplicações de interesse, tendo em conta os resultados obtidos.

Por fim, são apresentadas algumas sugestões para trabalho futuro.

### 7.1 Conclusões

Para atingir os objetivos propostos, foi necessário contactar com diferentes áreas de conhecimento que enriqueceram todo o trabalho desenvolvido.

Neste sentido, sendo um dos objetivos a elaboração de um pedido de patente que permitisse a proteção da estrutura do sapato instrumentado, foi feito um estudo exaustivo acerca dos dispositivos para a aquisição da marcha humana que se encontram disponíveis no mercado, bem como dos que estão descritos em artigos científicos e em patentes. Desta análise, concluiu-se que nenhum dos sistemas existentes se assemelha à solução proposta, procedendo-se assim à elaboração e submissão de um pedido de patente provisório, ao qual a resposta do Instituto Nacional da Propriedade Industrial foi favorável.

Ainda em relação ao protótipo do sapato instrumentado propriamente dito, é importante referir que acompanhei o processo de desenvolvimento do novo protótipo que torna o sapato mais resistente, leve, confortável e compacto. Este contributo foi dado através da participação nas reuniões do grupo de investigação com uma equipa de trabalho da Active Space Technologies, durante três meses.

No seguimento deste projeto, é necessário referir que para atingir os objetivos finais, foi necessário explorar abordagens que permitissem o melhoramento do processo de calibração, e o desenvolvimento de algoritmos de pré-processamento.

Assim, quanto à calibração do sistema, das várias abordagens estudadas, quer treinando redes neuronais, quer calculando constantes multiplicativas para cada sensor, nenhuma delas resolveu o problema do desnível das forças exercidas por ambos os pés. Deste modo, a solução encontrada passou pela definição de duas constantes aplicadas às forças obtidas com

as retas de calibração, e pela construção de um algoritmo que nivela as forças com base na análise dos apoios feitos no início de cada teste.

Relativamente ao pré-processamento dos dados, pode-se concluir que os algoritmos desenvolvidos permitem fazer a validação dos testes, a correção e normalização das forças, assim como a seleção e agrupamento de passos de acordo com o esperado.

Além disso, após esta fase foi possível validar os dados ao verificar que certos parâmetros cinéticos e temporais de indivíduos saudáveis estão de acordo com os mostrados na literatura.

Por outro lado, pode-se concluir que é possível gerar os padrões de referência da componente vertical das FRS utilizando técnicas de inteligência computacional.

Dos três métodos testados - redes *feedforward* para regressão, MSVR e ELM - o algoritmo ELM foi o que permitiu obter um melhor desempenho para as previsões de ambos os lados, pelo facto de apresentar menores erros quadráticos médios para os conjuntos de teste, e por gerar boas previsões ao serem introduzidos parâmetros de entrada desconhecidos para o modelo, tais como as características dos pacientes estudados. Além disso, os modelos seleccionados permitem obter referências com comportamentos próximos dos esperados com a variação da velocidade.

Contudo, é necessário melhorar a capacidade de generalização dos modelos obtidos adicionando ao conjunto de treino passadas de indivíduos com novas combinações de idades, pesos, alturas e durações, que permitam aperfeiçoar as previsões e alargar a gama de valores de entrada que produzem perfis aceitáveis.

Um aspeto essencial a apontar, é o facto de os padrões serem gerados usando como entradas a idade, peso e altura do indivíduo, e a duração da passada. Assim, sabendo-se que estes parâmetros influenciam os padrões da marcha, pode-se afirmar que a utilização deste modelo é uma mais-valia para obter os perfis de referência das forças verticais, permitindo a substituição do habitual uso das curvas da literatura ou das curvas médias de uma dada população saudável.

Neste sentido, tendo em conta os resultados obtidos, pode-se concluir que este tipo de modelos, treinados com um maior número de entradas, poderão ser implementados num *software* de análise da marcha para utilização em meio clínico, na medida em que permitem obter as referências saudáveis de uma forma inteligente e rápida, para qualquer paciente.

Por fim, no que diz respeito à conclusão acerca do nível de recuperação relativa dos indivíduos sujeitos à reconstrução do LCA, foi possível desenvolver dois novos índices de

marcha, um índice de marcha saudável e um índice de marcha não saudável, que permitem fazer a ordenação relativa dos pacientes.

Os índices construídos apresentam a vantagem de conjugar num só valor não só os desvios existentes entre os parâmetros das curvas das forças verticais dos pacientes e os das referências, como é habitual, mas também uma medida da simetria. Além disso, são considerados os dados das várias durações de passadas testadas.

Uma outra vantagem associada ao cálculo de uma medida de simetria e de um erro de marcha, é o facto de permitir reunir numa só representação gráfica os resultados obtidos para o lado dominante e não dominante, e para todas as velocidades testadas. Assim, definindo-se ainda uma região saudável limite, é possível fazer uma análise da marcha mais completa e intuitiva.

Deste modo, com este tipo de representação os clínicos poderão facilmente perceber se os pacientes têm maiores desvios de simetria e/ou em termos dos parâmetros da marcha, assim como identificar as durações de passadas para as quais os valores apresentados são mais críticos, e em função disso adaptar os exercícios de reabilitação.

Em relação aos índices desenvolvidos propriamente ditos, o índice de marcha saudável, somente calculado para os pacientes com pontos fora da região saudável, é uma medida da dispersão dos pontos dentro dessa área, permitindo perceber se estes estão mais próximos ou mais afastados das fronteiras e assim concluir acerca da estabilidade da marcha. Já o índice de marcha não saudável, aplicável apenas a pacientes com pontos fora da zona esperada, é uma medida dos desvios observados.

Um outro aspeto a evidenciar é o facto de se confirmar a vantagem de utilizar o método proposto em detrimento de um método *standard*, pelo facto de os resultados deste último geralmente apresentarem desvios superiores, indicando que os pacientes estariam menos recuperados.

Os resultados finais indicam que os índices obtidos permitem ordenar os pacientes pelo seu grau de recuperação relativa, mostrando resultados de acordo com a ordem prevista através da observação das representações gráficas. Assim, a ordenação relativa final dos pacientes, desde os que aparentam estar mais recuperados até aos menos recuperados, é a seguinte: P2-P8-P7-P1-P4-P3-P6-P5, sendo que P2, P8, P7 e P1 possivelmente já estarão recuperados.

Todavia, estes resultados devem ser validados através da realização de testes das forças musculares aos pacientes.

Assim, pode-se concluir que o método proposto poderá ser uma forma adequada para a análise da marcha, uma vez que os resultados finais vão ao encontro do que seria de esperar, tendo em conta a condição aparente dos pacientes.

Concluindo, o trabalho desenvolvido permitiu cumprir os objetivos propostos.

## 7.2 Trabalho Futuro

Em termos de trabalho futuro, há vários pontos que podem ser melhorados ou desenvolvidos, de forma a refinar o método proposto para a análise da marcha humana.

Um dos aspetos a considerar para trabalho futuro é a calibração dinâmica do sistema, de forma a resolver definitivamente o problema apresentado na secção 4.2.2, substituindo assim os resultados do processo de calibração estática. Com este processo, seria possível perceber melhor a importância das forças exercidas nos sensores da parte de trás e da parte da frente dos sapatos, assim como a relação entre ambas as partes.

No que diz respeito aos testes de marcha, seria importante fazer algumas alterações, das quais se destacam a necessidade de adicionar à interface de aquisição a opção de verificar em tempo real se os apoios iniciais são válidos, ou se devem ser repetidos devido a desequilíbrios.

Além disso, também devem ser introduzidas melhorias no algoritmo de validação dos testes das forças horizontais, podendo-se ainda refinar o algoritmo de seleção de passos analisando, por exemplo, os coeficientes da transformada de Fourier.

Contudo, um aspeto essencial a considerar é a necessidade de medir a velocidade da marcha, que pode ser feita ao introduzir um acelerómetro nos sapatos instrumentados ou utilizando fotocélulas dispostas nos corredores.

Em relação aos treinos dos métodos de inteligência computacional, deve-se aumentar o número de dados usados para o treino, através da realização de mais testes a indivíduos saudáveis com características distintas das já testadas, de forma a aperfeiçoar as previsões dos modelos. Neste contexto, também seria bastante útil que com o novo protótipo patenteado fossem feitos testes a mulheres.

Por outro lado, para que a análise da marcha se torne mais completa, seria uma mais-valia estender a metodologia aplicada ao estudo das componentes horizontais das FRS e do CoP.

Relativamente aos índices de marcha desenvolvidos, deveriam ser feitos testes de força muscular aos pacientes estudados, de forma a validar os resultados obtidos.

Por outro lado, também seria importante perceber melhor a relação existente entre o índice de simetria calculado e o DTW, de forma a aperfeiçoar a medida da simetria.

Por fim, de forma a simplificar os cálculos e eliminar a redundância que possa existir entre os parâmetros utilizados, seria benéfico aplicar a técnica de PCA aos resultados provenientes da análise da marcha, permitindo assim a redução da dimensionalidade e identificar os parâmetros que preservam a maior variância.

Deste modo, poder-se-ia adicionar valor ao método desenvolvido, na medida em que seria possível identificar os parâmetros da marcha que apresentam maiores desvios em relação às referências, e assim permitir aos clínicos adaptar os exercícios de reabilitação de cada paciente em função disso.

Já a longo prazo, seria interessante treinar uma rede neuronal que, ao usar como entradas os índices de marcha não saudáveis calculados para as três componentes das FRS, do CoP e dos ângulos das articulações do tornozelo, joelho e anca, permitisse devolver um valor inteiro, numa escala, por exemplo de 1 a 10, que indicasse a severidade da patologia da marcha de cada paciente.

Contudo, para que seja feito um treino adequado e tudo isto seja possível, é essencial reunir dados de um número significativo de pacientes com outras patologias da marcha e em diferentes estados de recuperação, e conhecer a avaliação feita pelo médico para cada paciente, de acordo com a mesma escala pré-definida.



## 8 Bibliografia

- [1] T. F. Novacheck, “The biomechanics of running: Review Paper,” *Gait and Posture*, vol. 7, pp. 77-95, 1998.
- [2] M. N. Orlin e T. G. McPoil, “Plantar pressure assessment,” *Physical Therapy*, vol. 80, n° 4, pp. 399-409, 2000.
- [3] P. A. Goldie, T. A. Matyas e O. M. Evans, “Deficit and Change in Gait Velocity During Rehabilitation After Stroke,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 77, n° 10, p. 1074–1082, 1996.
- [4] R. Lafuente, J. M. Belda, J. Sanches-Lacuesta, C. Soler e J. Prat, “Design and test of neural networks and statistical classifiers in computer-aided movement analysis: a case study on gait analysis,” *Clinical Biomechanics*, vol. 13(3), p. 216–229, 1997.
- [5] G. Barton, P. Lisboa, A. Lees e S. Attfield, “Gait quality assessment using self-organising artificial neural networks,” *Gait and Posture*, vol. 25(3), pp. 374-379, 2007.
- [6] F. Sepulveda, D. M. Wells e C. L. Vaughan, “A neural network representation of electromyography and joint dynamics in human gait,” *Journal of Biomechanics*, vol. 26(2), pp. 101-109, 1993.
- [7] M. Nordin e V. Frankel, *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*, 4th Edition ed., Wolters Kluwer Health, 2012.
- [8] J. Rueterbories, E. G. Spaich, B. Larsen e O. K. Andersen, “Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 32, pp. 545-552, 2010.
- [9] S. J. Cuccurullo, *Physical Medicine and Rehabilitation Board Review*, Demos Medical Publishing, 2004.
- [10] G. Malanga e J. A. Delisa, “Section one: Clinical observation,” *Gait Analysis in the Science of Rehabilitation*, pp. 1-10, 1998.
- [11] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th Edition ed., John Wiley & Sons, 2009.

- [12] M. Millard, "Mechanics and Control of Human Balance," Waterloo, Ontario, Canadá, 2011.
- [13] J. Nilsson e A. Thorstensson, "Ground reaction forces at different speeds of human walking and running," *Acta physiologica Scandinavica*, vol. 136, pp. 217-227, 1989.
- [14] M. Grundy, P. A. Tosh, R. D. McLeish e L. Smidt, "An investigation of the centres of pressure under the foot while walking," *The Journal of bone and joint surgery*, vol. 57, pp. 98-103, 1975.
- [15] W. L. Wu e F. C. Su, "Potential of the back propagation neural network in the assessment of gait patterns in ankle arthrodesis," *Clinical Biomechanics*, vol. 15, p. 143-145, 2000.
- [16] T. S. Keller, A. M. Weisberger, J. L. Ray, S. S. Hasan, R. G. Shiavi e D. M. Spengler, "Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running," *Clinical Biomechanics*, vol. 11, n° 5, pp. 253-259, 1996.
- [17] S. M. Hsiang e C. Chang, "The effect of gait speed and load carrying on the reliability of ground reaction forces," *Safety Science*, vol. 40, pp. 639-657, 2002.
- [18] S. Winiarski e A. Rutkowska-Kucharska, "Estimated ground reaction force in normal and pathological gait," *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 11, n° 1, pp. 53-60, 2009.
- [19] P. Stoica e R. L. Moses, Introduction to spectral analysis, vol. 1, Prentice Hall, 1997.
- [20] J.-H. Yoo, M. S. Nixon e C. J. Harris, "Model-driven statistical analysis of human gait motion," em *IEEE International Conference on Image Processing*, New York, USA, 2002.
- [21] W. Herzog, B. M. Nigg, L. J. Read e E. Olsson, "Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait," *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 21, n° 1, pp. 110-114, 1989.
- [22] M. H. Schwartz e A. Rozumalski, "The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology," *Gait and Posture*, vol. 28, n° 3, pp. 351-357, 2008.
- [23] R. Baker, J. L. McGinley, M. H. Schwartz, S. Beynon, A. Rozumalski, H. K. Graham e O. Tirosh, "The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile," 265-269, vol. 30, n° 3, pp. 265-269, 2009.
- [24] M. Müller, "Dynamic Time Warping," *Information retrieval for music and motion*, pp. 69-84, 2007.



- [25] D. Butler, F. R. Noyes e E. Grood, “Ligamentous restraints to anterior–posterior drawer in the human knee,” *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 62, pp. 259-270, 1980.
- [26] B. D. Beynnon, R. J. Johnson e B. C. e. a. Fleming, “The effect of functional knee bracing on the anterior cruciate ligament in the weightbearing and nonweightbearing knee,” *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 25, p. 353–359, 1997.
- [27] H. Matsumoto, Y. Suda, T. Otani, Y. Niki, B. B. Seedhom e K. Fujikawa, “Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability,” *Journal of Orthopaedic Science*, vol. 6, pp. 28-32, 2001.
- [28] F. H. Netter, *Atlas of Human Anatomy*, 5th Edition ed., Elsevier, 2011.
- [29] S. H. Ryder, R. J. Johnson e B. D. Beynnon, “Prevention of ACL injuries,” *Journal of Sport Rehabilitation*, vol. 6, p. 80–96, 1997.
- [30] G. Cerulli, D. L. Benoit, M. Lamontagne, A. Caraffa e A. Liti, “In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report,” *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, vol. 11(5), pp. 307-311, 2003.
- [31] B. D. Beynnon, B. C. Fleming, R. Labovitch e B. Parsons, “Chronic anterior cruciate ligament deficiency is associated with increased anterior translation of the tibia during the transition from non-weightbearing to weightbearing,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 20, p. 332–337, 2002.
- [32] F. Cimino, B. S. Volk e D. Setter, “Anterior cruciate ligament injury: diagnosis, management, and prevention,” *American Family Physician*, vol. 82(8), p. 917–22, 2010.
- [33] K. Jacobson, “Osteoarthritis following insufficiency of the cruciate ligament in man: a clinical study,” *Acta Orthopaedica Scandinavica*, vol. 48, pp. 520-526, 1977.
- [34] L. L. Andersen, S. P. Magnusson, M. Nielsen, J. Haleem, K. Poulsen e A. P., “Neuromuscular activation in conventional therapeutic exercises and heavy resistance exercises: implications for rehabilitation,” *Physical Therapy*, vol. 86, pp. 683-697, 2006.
- [35] R. C. Manske, D. Prohaska e L. B., “Recent advances following anterior cruciate ligament reconstruction: rehabilitation perspectives,” *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, vol. 5, pp. 59-71, 2012.

- [36] R. Castanharo, B. da Luz, A. C. Bitar, C. O. D'Elia e W. Castropil, "Males still have limb asymmetries in multijoint movement tasks more than 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction," *Journal of Orthopaedic Science*, vol. 16, pp. 531-535, 2011.
- [37] M. V. Paterno, L. C. Schmitt, K. R. Ford, M. J. Rauh, G. D. Myer e T. E. Hewett, "Effects of sex on compensatory landing strategies upon return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction," *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, vol. 41, pp. 553-559, 2011.
- [38] M. Paterno, L. C. Schmitt, K. R. Ford, M. H. Rauh e G. D. Myer, "Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport," *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 38, p. 1968–1978, 2010.
- [39] K. Webste e P. Gribble, "Time to Stabilization of Anterior Cruciate Ligament–Reconstructed Versus Healthy Knees in National Collegiate Athletic Association Division I Female Athletes," *Journal of Athletic Trainig*, vol. 45, n° 6, pp. 580-585, 2010.
- [40] M. H. Beale, M. T. Hagan e H. B. Demuth, *Neural Network Toolbox™ User's Guide R 2014 b*, The MathWorks, Inc, 2014.
- [41] G.-B. Huang, Q.-Y. Zhu e C.-K. Siew, "Extreme learning machine: Theory and applications," *Neurocomputing*, vol. 70, n° 1-3, pp. 489-501, 2006.
- [42] G.-B. Huang, Q.-Y. Zhu, K. Z. Mao, C.-K. Siew, P. Saratchandran e N. Sundararajan, "Can threshold networks be trained directly?," *IEEE Transactions on Circuits and Systems II*, vol. 53, n° 3, pp. 187-191, 2006.
- [43] M. Sánchez-Fernández, M. de-Prado-Cumplido, J. Arenas-García e F. Pérez-Cruz, "SVM multiregression for nonlinear channel estimation in multiple-input multiple-output systems," *Ieee Transactions On Signal Processing*, vol. 52, pp. 2298-2307, 2004.
- [44] D. Tuia, J. Verrelst, L. Alonso, F. Pérez-Cruz e G. Camps-Valls, "Multioutput support vector regression for remote sensing biophysical parameter estimation," *IEEE Geoscience and Remote Sensing Letters*, vol. 8, n° 4, pp. 804-808, 2011.
- [45] "STT Systems," [Online]. Available: <http://www.stt-systems.com/products/optical-motion-capture/clima/>. [Acedido em 16 Agosto 2015].
- [46] "Xsens," [Online]. Available: <https://www.xsens.com/tags/gait-analysis/>. [Acedido em 16 Agosto 2015].

- [47] “Bertec,” [Online]. Available: <http://bertec.com/products/force-plates/>. [Acedido em 16 Agosto 2015].
- [48] “Novel,” [Online]. Available: <http://www.novel.de/novelcontent/emed>. [Acedido em 16 Agosto 2015].
- [49] “Zebris,” [Online]. Available: [http://www.zebris.de/english/pdf/FDMT-GB\\_72.pdf](http://www.zebris.de/english/pdf/FDMT-GB_72.pdf). [Acedido em 16 Agosto 2015].
- [50] “Tekscan,” [Online]. Available: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system>. [Acedido em 16 Agosto 2015].
- [51] “Novel,” [Online]. Available: <http://www.novel.de/novelcontent/pedar>. [Acedido em 16 Agosto 2015].
- [52] “Paromed,” [Online]. Available: <http://www.paromed.de/medien/medienpool/paroTec-E-ES-1009s.pdf>. [Acedido em 16 Agosto 2015].
- [53] “Paromed,” [Online]. Available: <http://www.paromed.de/medien/medienpool/paroLogg-E-ES-1009s.pdf>. [Acedido em 16 Agosto 2015].
- [54] “Xsens,” [Online]. Available: [https://www.xsens.com/images/stories/products/PDF\\_Brochures/forcshoe%20leaflet.pdf](https://www.xsens.com/images/stories/products/PDF_Brochures/forcshoe%20leaflet.pdf). [Acedido em 16 Agosto 2015].
- [55] “Engadget,” [Online]. Available: <http://www.engadget.com/2011/06/13/the-xsens-forcshoe-watches-your-step-helps-you-walk-better/>. [Acedido em 16 Agosto 2015].
- [56] S. J. M. Bamberg, A. Y. Benbasat, D. M. Scarborough, D. E. Krebs e J. A. Paradiso, “Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 12, pp. 413-423, 2008.
- [57] K. Kong e M. Tomizuka, “A Gait Monitoring System Based on Air Pressure Sensors Embedded in a Shoe,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 14, pp. 358-370, 2009.
- [58] L. Shu, T. Hua, Y. Wang, Q. Li, D. D. Feng e X. Tao, “In-shoe Plantar Pressure Measurement and Analysis System Based on Fabric Pressure Sensing Array,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, pp. 767-775, 2010.
- [59] S. Pfaffen, P. Sommer, C. Stocker, R. Wattenhofer e S. Welten, “Planipes : Mobile Foot Pressure Analysis,” em *1st International Workshop on Mobile Systems Applications, and Services for Healthcare*, Seattle, Washington, USA, 2011.

- [60] A. Howell, T. Kobayashi, H. A. Hayes, K. B. Foreman e S. J. M. Bamberg, “Kinetic Gait Analysis Using a Low-Cost Insole,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, pp. 3284-3290, 2013.
- [61] L. S. Lincoln, S. J. M. Bamberg, E. Parsons, C. Salisbury e J. Wheeler, “An elastomeric insole for 3-axis ground reaction force measurement,” em *The Fourth IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Roma, Italy, 2012.
- [62] S. Crea, M. Donati, S. M. M. De Rossi, C. M. Oddo e N. Vitiello, “A wireless flexible sensorized insole for gait analysis,” *Sensors*, Vols. %1 de %21073-1093, p. 14, 2014.
- [63] J. Hubbard, “In-Shoe Remote Telemetry Gait Analysis System”. USA Patente 6,360,597 B1, 26 Mar 2002.
- [64] J. Farrington, P. A. Gough e A. J. Moore, “Shoe based force sensor and equipment for use with the same”. Netherlands Patente 6,807,869 B2, 26 Oct 2004.
- [65] A. Avni, L. Bar-Nes, R. Friedman e D. Salah, “Rehabilitation system”. Israel Patente 2008/0167580 A1, 10 Jul 2008.
- [66] N. A. Terrafranca, M. Sarrafzadeh, E. Collins, F. Dabiri, H. Noshadi e T. Massey, “Foot pressure alert and sensing system”. USA Patente 7,726,206 B2, 1 Jun 2010.
- [67] R. R. Wilson, D. R. Oudekerk, D. P. Wilson, K. M. Fogel e R. N. Townsend, “Gait analysis system and methods”. USA Patente 8,628,485 B2, 14 Jan 2014.
- [68] R. F. Lind, “Wearable ground reaction force foot sensor”. USA Patente 2014/0013862 A1, 16 Jan 2014.
- [69] J. G. Barton e A. Lees, “An application of neural networks for distinguishing gait patterns on the basis of hip-knee joint angle diagrams,” *Gait and Posture*, vol. 5(1), pp. 28-33, 1997.
- [70] J. G. Barton e A. Lees, “Development of a connectionist expert system to identify foot problems based on under-foot pressure patterns,” *Clinical Biomechanics*, vol. 10(7), p. 385–391, 1995.
- [71] G. Gioftsos e D. W. Grieve, “The use of neural networks to recognize patterns of human movement: gait patterns,” *Clinical Biomechanics*, vol. 10(4), pp. 179-183, 1995.
- [72] K. Zhang, M. Sun, D. K. Lester, F. X. Pi-Sunyer, C. N. Boozer e R. W. Longman, “Assessment of human locomotion by using an insole measurement system and artificial neural networks,” *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n° 11, pp. 2276-2287, 2005.

- [73] T. Chau, "A review of analytical techniques for gait data. Part 1: Fuzzy, statistical and fractal methods," *Gait and Posture*, vol. 13, pp. 49-66, 2001.
- [74] H. Sadeghi, "Local or global asymmetry in gait of people without impairments," *Gait and Posture*, vol. 17, n° 3, pp. 197-204, 2003.
- [75] E. Schneider e E. Chao, "Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease," *Journal of Biomechanics*, vol. 16, pp. 591-601, 1983.
- [76] N. Stergiou, G. Giakas, J. E. Byrne e V. Pomeroy, "Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females," *Clinical Biomechanics*, vol. 17, pp. 615-617, 2002.
- [77] L. Nolan, A. Wit, K. Dudziński, A. Lees, M. Lake e M. Wychowański, "Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees," *Gait and Posture*, vol. 17, pp. 142-151, 2003.
- [78] K. K. Patterson, W. H. Gage, D. Brooks, S. E. Black e W. E. McIlroy, "Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization," *Gait and Posture*, vol. 31, pp. 241-246, 2010.
- [79] C. M. Kim e J. J. Eng, "Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke," *Gait and Posture*, vol. 18, pp. 23-28, 2003.
- [80] K. E. Webster, D. C. Austin, J. A. Feller, R. A. Clark e J. A. McClelland, "Symmetry of squatting and the effect of fatigue following anterior cruciate ligament reconstruction," *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 2014.
- [81] P. P. K. Lai, A. K. L. Leung, A. N. M. Li e M. Zhang, "Three-dimensional gait analysis of obese adults," *Clinical biomechanics*, vol. 23, pp. 2-6, 2008.
- [82] A. M. S. Muniz, H. Liu, K. E. Lyons, R. Pahwa, W. Liu, F. F. Nobre e J. Nadal, "Comparison among probabilistic neural network, support vector machine and logistic regression for evaluating the effect of subthalamic stimulation in Parkinson disease on ground reaction force during gait," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, pp. 720-726, 2010.
- [83] T. Chau, "A review of analytical techniques for gait data. Part 2: neural network and wavelet methods," *Gait & posture*, vol. 13, pp. 102-120, 2001.
- [84] S. H. Holzreiter e M. E. Köhle, "Assessment of gait patterns using neural networks," *Journal of Biomechanics*, vol. 26(6), p. 645-651, 1995.

- [85] F. C. Su e W. L. Wu, “Design and testing of a genetic algorithm neural network in the assessment of gait patterns,” *Medical Engineering & Physics*, vol. 22, pp. 67-74, 2000.
- [86] M. Köhle e D. Merkl, “Identification of gait patterns with self-organizing maps based on ground reaction force,” em *Proceedings of the European Symposium on Artificial Neural Networks*, Bruges, Belgium, 1996.
- [87] J. Perl, “A neural network approach to movement pattern analysis,” *Human Movement Science*, vol. 23, pp. 605-620, 2004.
- [88] B. W. Heller, P. H. Veltink, N. J. M. Rijkhoff, W. L. C. Rutten e B. J. Andrews, “Reconstructing muscle activation during normal walking: a comparison of symbolic and connectionist machine learning techniques,” *Biological Cybernetics*, vol. 69, pp. 327-335, 1993.
- [89] J. Favre, M. Hayoza, J. C. Erhart-Hledika e T. P. Andriacchia, “A neural network model to predict knee adduction moment during walking based on ground reaction force and anthropometric measurements,” *Journal of Biomechanics*, vol. 45, n° 4, pp. 692-698, 2012.
- [90] S. Srinivasan, R. E. Gander e H. C. Wodd, “A Movement Pattern Generator Model Using Artificial Neural Networks,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 39, n° 7, pp. 716-722, 1992.
- [91] T. P. Luu, K. H. Low, X. Qu, H. B. Lim e K. H. Hoon, “An individual-specific gait pattern prediction model based on generalized regression neural networks,” *Gait & Posture*, vol. 39, n° 1, pp. 443-448, 2014.
- [92] H. H. C. M. Savelberg e A. L. H. de Lange, “Assessment of the horizontal, fore-aft component of the ground reaction force from insole pressure patterns by using artificial neural networks,” *Clinical Biomechanics*, vol. 14(8), pp. 585-592, 1999.
- [93] S. E. Oh, A. Choi e J. H. Mun, “Prediction of ground reaction forces during gait based on kinematics and a neural network model,” *Journal of Biomechanics*, vol. 46, n° 14, pp. 2372-2380, 2013.
- [94] V. N. Vapnik, *The Nature of Statistical Learning Theory*, New York: Springer, 1995.
- [95] J. Yoo, D. Hwang e M. S. Nixon, “Gender classification in human gait using support vector machine,” em *Proceedings of the Advanced Concepts for Intelligent Vision Systems*, Antwerp, Belgium, 2005.

- [96] R. Begg e J. Kamruzzaman, “A comparison of neural networks and support vector machines for recognizing young-old gait patterns,” em *Proceedings of the Conference on Convergent Technologies for Asia-Pacific Region*, Bangalore, India, 2003.
- [97] J. Kamruzzaman e R. K. Begg, “Support vector machines and other pattern recognition approaches to the diagnosis of cerebral palsy gait,” *Biomedical Engineering*, vol. 53, pp. 2479-2490, 2006.
- [98] S. J. Olney, M. P. Griffin e I. D. McBride, “Multivariate examination of data from gait analysis of persons with stroke,” *Physical Therapy*, vol. 78, pp. 814-828, 1998.
- [99] J. Wu e J. Wang, “PCA-based SVM for automatic recognition of gait patterns,” *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 24, pp. 83-87, 2008.
- [100] A. M. S. Muniz e J. Nadal, “Application of principal component analysis in vertical ground reaction force to discriminate normal and abnormal gait,” *Gait and Posture*, vol. 29, pp. 31-35, 2009.
- [101] L. M. Schutte, U. Narayanan, J. L. Stout, P. Selber, J. R. Gage e M. H. Schwartz, “An index for quantifying deviations from normal gait,” *Gait and Posture*, vol. 11, n° 1, pp. 25-31, 2000.
- [102] M. L. McMulkin e B. A. MacWilliams, “Intersite variations of the Gillette Gait Index,” *Gait and Posture*, vol. 28, n° 3, pp. 483-487, 2008.
- [103] A. Rozumalski e M. H. Schwartz, “The GDI-Kinetic: A new index for quantifying kinetic deviations from normal gait,” *Gait and Posture*, vol. 33, n° 4, pp. 730-732, 2011.
- [104] “Tekscan,” [Online]. Available: <https://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a201>. [Acedido em 2015 Agosto 12].
- [105] M. H. Beale, M. T. Hagan e H. B. Demuth, *Neural Network Toolbox™ Getting Started Guide R 2014 a*, The MathWorks, Inc, 2014.
- [106] M. M. Morlock e T. Mittlmeier, “Pressure distribution measurements during normal gait: Dependency on measurement frequency and sensor resolution,” em *39th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, San Francisco, California, 1993.
- [107] R. Tanawongsuwan e A. Bobick, “A Study of Human Gaits across Different Speeds,” *Georgia Technology*, pp. 1-13, 2003.
- [108] T. P. Andriacchi, J. A. Ogle e J. O. Galante, “Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements,” *Journal of Biomechanics*, vol. 10, n° 4, pp. 261-268, 1977.

- [109] M. H. Schwartz, A. Rozumalski e J. P. Trost, “The effect of walking speed on the gait of typically developing children,” *Journal of Biomechanics*, vol. 41, pp. 1639-1650, 2008.
- [110] “Walking more slowly than with normal velocity: The influence on trunk and pelvis kinematics in young and older healthy persons,” *Clinical Biomechanics*, vol. 28, pp. 800-806, 2013.
- [111] H. Sadeghi, P. Allard, F. Prince e H. Labelle, “Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review,” *Gait & Posture*, vol. 12, n° 1, pp. 34-45, 2000.
- [112] H. Sadeghi, P. Allard e M. Duhaime, “Functional gait asymmetry in able-bodied subjects,” *Human Movement Science*, vol. 16, pp. 243-258, 1997.
- [113] C. M. Bishop, *Neural Networks for Pattern Recognition*, Oxford University Press, 1995.
- [114] “MathWorks,” [Online]. Available: <http://www.mathworks.com/help/nnet/ref/trainlm.html>. [Acedido em 25 Maio 2015].
- [115] “Nanyang Technological University,” [Online]. Available: [http://www.ntu.edu.sg/home/egbhuang/elm\\_codes.html](http://www.ntu.edu.sg/home/egbhuang/elm_codes.html). [Acedido em 27 Maio 2015].
- [116] “Universitat de València,” [Online]. Available: <http://www.uv.es/gcamps/code/msvr.htm>. [Acedido em 27 Maio 2015].
- [117] S. Beynon, J. L. McGinley, F. Dobson e R. Baker, “Correlations of the Gait Profile Score and the Movement Analysis Profile relative to clinical judgments,” *Gait and Posture*, vol. 32, n° 1, pp. 129-132, 2010.
- [118] L. Kark, D. Vickers, A. McIntosh e A. Simmons, “Use of gait summary measures with lower limb amputees,” *Gait and Posture*, vol. 35, n° 2, pp. 238-243, 2012.
- [119] R. Castanharo, B. S. Da Luz, A. C. Bitar, C. O. D’Elia, W. Castropil e M. Duarte, “Males still have limb asymmetries in multijoint movement tasks more than 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction,” *Journal of Orthopaedic Science*, vol. 16, n° 5, pp. 531-535, 2011.
- [120] W. MV, *Gait Analysis: an introduction*, Butterworth-Heinemann, 2006.
- [121] M. Błażkiewicz, I. Wiszomirska e A. Wit, “Comparison of four methods of calculating the symmetry of spatial-temporal parameters of gait,” *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 16, pp. 29-35, 2014.



- [122] J. P. Ferreira, M. M. Crisóstomo e A. P. Coimbra, “SVR Versus Neural-Fuzzy Network Controllers for the Sagittal Balance of a Biped Robot,” *IEEE Transactions on Neural Networks*, vol. 20, n° 12, pp. 1885-1897, 2009.

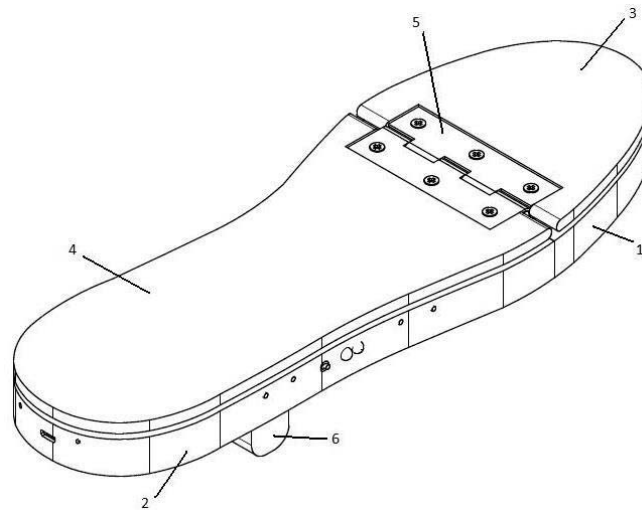


# 9 Anexos



## 9.1 Anexo A - Pedido de Patente

Resumo  
Calçado instrumentado para análise da marcha  
**(Informação confidencial)**



**(Informação confidencial)**

Descrição  
Calçado instrumentado para análise da marcha

Domínio técnico da invenção

Atualmente tem-se verificado uma necessidade cada vez maior de conhecer e perceber os padrões da marcha humana. A análise da marcha pode ter diversas aplicações, tais como no desporto e na medicina, permitindo detetar padrões de corrida prejudiciais ou pouco eficientes, o diagnóstico de certas doenças, como a doença de Parkinson, a avaliação de tratamentos de reabilitação física, entre muitas outras aplicações.

Para a análise da marcha são considerados de interesse vários parâmetros, desde a distribuição da pressão nos pés

durante o andar, o movimento das articulações, a aceleração e orientação das junções articulares, entre outros aspetos. A nossa invenção centra-se essencialmente no papel das forças verticais e horizontais exercidas pelo pé no solo, durante a marcha.

#### Estado da técnica

A nossa invenção baseia-se na construção de um calçado instrumentado capaz de medir as forças verticais e horizontais exercidas pelo pé no solo durante a marcha.

Na área do calçado instrumentado existem já diversas soluções que podem ter várias aplicações. Atualmente já existe calçado que permite a localização de indivíduos em situações de emergência (CN104000342(A)), sendo possível enviar pedidos de socorro com a localização para um dispositivo eletrónico remoto (KR20140077357(A)). Também já existem várias soluções capazes de manter uma certa temperatura no interior do calçado (CN203762388(U), KR20140077357(A)), utilizando sensores de temperatura recarregáveis com o andar (CN1059460(A)).

A utilização de calçado que permita a emissão de luz (CN202697902(U)) também já é conhecida, podendo ser recarregável através dos movimentos durante a marcha (CN203073093(U)). Também é possível programar o lançamento de alertas auditivos ou visuais quando determinado valor medido com sensores no calçado sai da gama de valores considerados aceitáveis (KR20130140451(A)).

Mais direcionado para a análise da marcha humana, já existem sistemas que determinam o deslocamento (CN203762364(U)), a distância percorrida, o número de passos dados e a velocidade (CA1207082(A1)). Também se podem usar acelerómetros para posterior análise dos passos (KR20130013935(A)), bem como sensores de deformação nas

solas do calçado para ajudar na reabilitação de doentes com fraturas nos membros inferiores (CN202761288(U)).

É importante referir que muitos dos calçados instrumentados permitem a transmissão sem fios de dados biométricos (KR20140060164).

No âmbito do tema do calçado instrumentado, têm sido apresentadas várias patentes com sistemas para calçado compostos por sensores de força/pressão. O calçado descrito na patente CN203692655(U) possui sensores de pressão que permitem obter medições precisas e é capaz de medir ainda a temperatura e a humidade no interior do sapato.

Numa perspetiva mais ligada ao desporto, pode ser útil utilizar calçado com sensores de pressão, por exemplo no Golf, de forma a determinar se o jogador está a andar ou se está prestes a jogar, com os sapatos apresentados nas patentes US8141277(B2) e US2010154255(A1). A patente JP2003125806(A) descreve um sapato com sensores de força que quando medem valores que ultrapassam um dado limite emite um alerta. Este sistema também emite sons durante a marcha de forma a motivar o indivíduo a fazer exercício.

A patente WO2014165798(A2) apresenta uma solução direcionada para a área da saúde. Trata-se de uma meia, chinelo ou sapato com sensores de pressão, capazes de detetar se o indivíduo saiu da cama, informando os cuidadores acerca do seu movimento. É uma solução útil para indivíduos com patologias como o Alzheimer. As patentes US2006016255(A1) e US7191644(B2) também apresentam um sistema, neste caso uma palmilha, capaz de detetar e emitir um alerta quando o pé entra em contacto com o chão.

A patente CN102308270(A) apresenta um sensor capacitivo que quando é sujeito a uma força e está em contacto com um corpo condutor consegue localizar o ponto de aplicação da força e medir a sua intensidade, podendo ser utilizado para monitorizar a pressão no pé.

Existem várias invenções que utilizam dados recolhidos com sensores de pressão em calçado para análise da marcha, como por exemplo os sistemas descritos nas patentes JPS60213839(A), CN1969703(A) e TW201315400(A). Outro sistema que pode ser utilizado para análise da marcha é a palmilha descrita na patente US20130211290(A1) que possui uma folha/camada de deteção de pressões. Uma alternativa poderá ser a utilização do sapato apresentado na patente CN203480031(U), que para além de sensores de força também utiliza acelerómetros e giroscópios de três eixos.

As patentes KR20120070846(A) e EP2422698(A1) referem sistemas compostos por sensores de pressão dispostos na sola ou junto desta e que, com base no centro de pressão (CoP), conseguem determinar e analisar parâmetros da marcha, como por exemplo a velocidade.

A patente CN103027431(A) descreve um sapato com sensores de pressão que permite contar o número de vezes que o pé assenta no chão, e com isto estimar a distância percorrida, a caminhar ou a correr, e quantificar a intensidade do exercício físico.

Existem ainda sistemas que avaliam a postura durante a marcha usando sensores de pressão (KR101191800(B1), KR20110124964(A), WO2012060578(A9), WO2012060578(A3), WO2012060578(A2),), podendo apresentar um dispositivo que alerta para a correção da postura através da vibração (CN203105800(U)).

As patentes US2006016255(A1), CN103142236(A), US2014159911(A1) e US6360597(B1) apresentam palmilhas constituídas por sensores de pressão dispostos de forma a determinar as cargas em diferentes pontos do pé, com o objetivo de auxiliar indivíduos com falta de sensibilidade nos pés, detetar falhas na marcha e no posicionamento do pé no solo, determinar alterações no estado de saúde do



indivíduo através da análise da marcha, e analisar parâmetros da marcha.

No que diz respeito à avaliação da marcha existem também outras soluções que permitem o diagnóstico de determinadas complicações com base nos valores recolhidos por um conjunto de sensores no interior do calçado, durante a marcha (US2014159911(A1)).

Foi desenvolvido um dispositivo para reabilitação e avaliação da marcha, baseado na aplicação de estímulos elétricos (ou outros) através de eletrodos distribuídos na sola do pé, de forma a estimular a marcha. São utilizados sensores nas pernas e/ou nos sapatos/palmilhas, tais como acelerómetros, giroscópios, goniómetros. A unidade controladora lê os sinais e ajusta os estímulos consoante o feedback medido a cada passo (US2012059432(A1) e US8452410(B2)).

A patente TW201346238(A) descreve uma solução que usa dados de sensores de pressão, para posterior análise da marcha e cálculo do CoP, e outros parâmetros, apresentando a particularidade de enviar um alerta quando for necessário usar uma palmilha especial para corrigir algum problema na marcha.

Para a análise da marcha existem ainda sistemas que permitem encontrar um modelo matemático para o consumo de energia associado ao movimento humano (CN200994779(Y)), e ainda um robot de assistência que mede a velocidade da marcha de acordo com dados do ciclo da marcha (KR20130093201(A)), utilizando os dados de um sensor colocado no sapato, que envia os dados por um sistema de comunicação sem fios.

Já na literatura científica têm surgido várias soluções que permitem a determinação do CoP, a medição da componente vertical da força de reação do solo no pé e de vários parâmetros temporais da marcha. Estas soluções baseiam-se fundamentalmente na construção de palmilhas flexíveis que utilizam sensores com diversos princípios de funcionamento. As palmilhas descritas na literatura utilizam essencialmente sensores de força resistivos (Howell et al., 2013; Pfaffen

*et al.*, 2011; Bamberg *et al.*, 2008), sensores de flexão (Bamberg *et al.*, 2008), sensores de pressão de ar (Kong *et al.*, 2009) e tecidos sensíveis à pressão (Shu *et al.*, 2010), com diversas distribuições possíveis na palmilha.

Mais recentemente surgiu uma palmilha capaz de determinar as três componentes da força de reação do solo no pé e calcular o CoP, à semelhança da nossa invenção. Trata-se de uma palmilha flexível com cinco sensores de força, cujo princípio de funcionamento se baseia nos princípios da reflexão da luz (Lincoln *et al.*, 2012). Estes sensores tácteis contêm na sua base uma fonte de luz e um fotodetector, e no topo apresentam um material opaco e refletor com algumas regiões de absorção. Ao serem aplicadas forças, a distância entre a base e o topo diminui, e a posição da placa refletora em relação ao emissor também se altera. Deste modo, com base nos valores da intensidade da luz refletida, é possível calcular as componentes vertical e horizontais da força, assim como o CoP. Todavia, esta solução apresenta algumas limitações, nomeadamente a dependência dos valores medidos com a temperatura e a saturação dos fotodetectores.

Em 2014 foi também desenvolvida uma palmilha capaz de determinar a força exercida pelo pé no solo e a localização do CoP. A palmilha é constituída por uma camada de silicone, dividida em 64 células sensíveis à pressão (Crea *et al.*, 2014). O funcionamento destas células baseia-se nos princípios da optoelectrónica. Cada célula cobre um diodo emissor de luz e um fotodíodo, ambos soldados no circuito impresso, com uma camada de silicone preta e opaca. Quando não é aplicada nenhuma força sobre a célula, o fotodíodo deteta uma intensidade máxima. No entanto, ao ser aplicada uma carga, a camada de silicone deforma-se, fazendo com que uma pequena saliência existente no seu interior desça e bloqueie gradualmente a passagem da luz.

As principais vantagens deste sistema são o facto de não ser sensível à temperatura nem à humidade, e o facto de não necessitar de amplificadores. Além disso, evita a utilização de dispositivos instrumentados noutras partes do corpo. A sua maior desvantagem deve-se ao uso de uma única curva de calibração para todas as células.

No mercado já existem várias palmilhas capazes de medir a componente vertical das forças de reação do solo no pé e que, com aplicações informáticas associadas, permitem determinar a localização do CoP, a construção de mapas de distribuição da pressão e a determinação de parâmetros temporais da marcha, entre outros aspetos. Destes sistemas podemos destacar as palmilhas F-Scan (Tekscan, USA) e Pedar (Novel, Alemanha) que utilizam sensores de força resistivos e capacitivos respetivamente. Existem ainda as palmilhas ParoTec (Paromed, Austrália) que usam sensores piezo-resistivos, permitindo obter também os valores das forças de corte e de propulsão, e as palmilhas Parologg, da mesma empresa, que para além da pressão do pé, obtêm as acelerações nos três eixos utilizando acelerómetros e magnetómetros.

No entanto, apesar da utilização de palmilhas ser uma solução leve e portátil para o problema descrito, estas têm a desvantagem de nem sempre se ajustarem perfeitamente aos vários tipos de calçado e às formas dos pés dos indivíduos, podendo por vezes causar desconforto e levar à alteração de padrões da marcha.

Neste sentido, a construção de um dispositivo capaz de determinar as três componentes da força exercida pelo pé no solo e que possa ser integrado na sola de qualquer tipo de calçado, constitui uma grande vantagem e avanço nos sistemas de análise da marcha.

Atualmente existe no mercado o ForceShoe (Xsens, Holanda), um sistema de análise da marcha constituído por dois dispositivos colocados em contacto com a parte de baixo

e exterior da sola de uma sandália. Um dos dispositivos é fixado na parte da frente da sandália e outro na parte de trás, contendo cada um uma célula de carga e um sensor inercial. Assim, é possível obter a orientação de cada pé, e as três componentes da aceleração, da velocidade angular, do campo magnético, das forças e do binário. De seguida os dados são enviados por um protocolo de comunicação sem fios para um computador, com uma aplicação informática capaz de tratar a informação.

Todavia, o ForceShoe apresenta algumas desvantagens das quais se destacam a necessidade de realização dos testes num ambiente limpo de forma a evitar interferências nas medições devido à sujidade e/ou pequenos objetos, e o facto de apenas utilizar duas células de carga, não permitindo obter o mapeamento da pressão no pé.

Existem vários sistemas de análise da marcha já patenteados que descrevem soluções para a construção de palmilhas ou de solas instrumentadas. A patente US6807869(B2), descreve um sistema que utiliza uma série de sensores de força constituídos por duas camadas de tecido condutor e por uma camada de um material compressível contendo filamentos de um material condutor. Os sensores de força podem ser distribuídos por certas áreas de uma palmilha removível ou podem fazer parte da própria sola do calçado. Este sistema permite o cálculo da distância percorrida e das forças exercidas pelo pé.

A patente US8628485(B2) apresenta um sistema com vários sensores distribuídos numa palmilha ou numa sola. Os sensores podem medir a pressão do pé e tensões de corte segundo duas direções, sendo necessário garantir uma distribuição igual nos dois pés. Os dados recolhidos podem ser utilizados para a realização de diversas análises, tais como o cálculo da pressão média para cada sensor e para cada fase da marcha, determinação da pressão média de cada par de sensores (um do

sapato direito e outro do esquerdo), comparação de valores, cálculo de binários, determinação da localização do CoP e ainda classificação dos sensores em diferentes categorias consoante a pressão medida, para cada fase da marcha.

Já a patente US2014/0013862 (A1) descreve um sistema que permite a medição das componentes verticais e horizontais das forças exercidas pelo pé no solo, à semelhança do sistema que apresentamos. O sistema compreende dois dispositivos que se podem fixar na sola exterior do calçado, ou podem ser integrados numa sola durante o seu fabrico. Estes dispositivos são fixados um na parte da frente do pé, e outro na zona do calcanhar. A medição das forças exercidas pelo pé no solo é feita utilizando células de carga verticais e horizontais nos dois compartimentos referidos, sendo necessário que se posicionem de forma ao sistema não ser sensível a forças fora dos eixos. Devem ser utilizadas pelo menos três, quatro ou seis células de carga verticais, em conjunto com três células horizontais em que duas delas são colocadas perpendicularmente à terceira célula horizontal. Além disso são utilizados sistemas de rolamentos sobre as células de carga verticais para garantir que a carga é essencialmente vertical e permitir pequenos movimentos relativos entre a placa superior e inferior do sistema, sem a medição de forças indesejadas.

Para manter as placas superiores e inferiores juntas e para assegurar uma força mínima de compressão nas células verticais, são utilizados elásticos a unir as placas. Por fim, o envio dos dados para posterior análise, pode ser feito por um protocolo de comunicação sem fios. Esta invenção apresenta algumas limitações, pois é um sistema dispendioso e está facilmente sujeito à interferência da sujidade e a alterações do padrão normal da marcha, principalmente quando o sistema é aplicado à parte exterior de uma peça de calçado.

O sistema que desenvolvemos consiste numa sola instrumentada que permite a medição das três componentes ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) da força exercida pelo pé no solo e a determinação da localização do CoP, durante a marcha. O dispositivo apresentado poderá ser aplicado no fabrico de vários tipos de calçado devido à sua simplicidade de fabrico, tendo como finalidade o diagnóstico de patologias da marcha, assim como outras aplicações na área da medicina, desporto, etc. Trata-se de uma solução barata, leve, portátil e ajustável a vários tamanhos de pé, que permite a realização de testes no exterior e no interior, podendo também medir as forças exercidas durante as atividades do dia a dia de um indivíduo. Outras vantagens associadas são o facto de ser um sistema preciso, na medida em que apresenta sensores de força distribuídos pelas três regiões do pé (ante-pé, médio-pé e retro-pé). É prático e cómodo, uma vez que o sistema faz parte da sola do calçado, permitindo ao seu utilizador manter um padrão de marcha normal. Além disso, o envio dos dados é feito através de um sistema de comunicação sem fios.

Neste sentido, através desta análise detalhada do estado da arte verifica-se que a nossa invenção será uma mais-valia para o diagnóstico, acompanhamento de processos de reabilitação, entre outras aplicações, na medida em que permite extrair parâmetros importantes da marcha humana de uma forma forma prática, simples e económica.

Breve descrição das figuras

**(Informação confidencial)**

Descrição detalhada da invenção

**(Informação confidencial)**

Reivindicações

**(Informação confidencial)**

## 9.2 Anexo B - Dados dos Indivíduos Saudáveis

Tabela 9.9.1 - Idade, massa, altura, tamanho do pé e lado dominante dos indivíduos saudáveis testados.

Nº Indivíduo	Idade	Massa (Kg)	Altura (m)	Tamanho do pé	Lado dominante
1	37	80	1,8	42	Direito
2	20	63	1,71	41	Direito
3	66	60	1,57	38	Esquerdo
4	22	81	1,71	42	Direito
5	22	81	1,78	44	Direito
6	21	80	1,79	42	Direito
7	21	78	1,73	42	Direito
8 <sup>6</sup>	24	72	1,92	43	Direito
9	21	75,3	1,75	43	Direito
10	21	78,7	1,64	41	Direito
11	37	61	1,8	44	Direito
12	55	60	1,65	39	Direito
13	40	100	1,83	44	Direito
14	60	62	1,6	39	Direito
15	67	73	1,73	42	Direito
16	31	60	1,73	41	Direito
17 <sup>6</sup>	43	84,4	1,8	42	Direito
18 <sup>6</sup>	21	60,4	1,77	43	Direito
19	21	72	1,78	40	Direito
20	41	79,6	1,78	42	Direito
21	44	70	1,78	39	Direito
22 <sup>6</sup>	27	71,7	1,7	42	Direito
23	33	93	1,92	46	Direito
24	22	78	1,81	45	Direito
25	21	63	1,75	40	Direito
26	30	83	1,7	43	Direito
27	41	89	1,8	44	Direito
28	44	68	1,77	41	Esquerdo
29	31	90	1,91	44	Direito
30	55	84	1,78	41	Direito
31	41	83,4	1,72	40	Direito
32	51	97	1,82	45	Direito

<sup>6</sup> Dados não utilizados no treino dos modelos de inteligência computacional, pelo facto da aplicação do algoritmo de correção e normalização das forças não ter permitido obter os resultados esperados.





### 9.3 Anexo C - Validação dos Dados

- **Grupo 1**

#### Lado Dominante

Tabela 9.2 - Tempo de apoio como percentagem do ciclo da marcha e em segundos, e respetivos desvios padrão.

	$T_{apoio}$ (%)	$\sigma T_{apoio}$ (%)	$T_{apoio}$ (s)	$\sigma T_{apoio}$ (s)
V1	65,66	1,84	1,38	0,06
V2	65,99	2,09	1,18	0,11
V3	66,35	1,46	0,92	0,07
V4	67,11	2,68	0,85	0,07
V5	67,07	3,19	0,77	0,03

Tabela 9.3 - Tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respetivos desvios padrão.

	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d$ (s)	$\sigma d$ (s)
V1	16,05	2,17	50,11	1,37	0,72	2,57
V2	15,60	2,00	48,92	2,15	0,59	2,93
V3	15,69	1,87	48,70	1,88	0,46	2,66
V4	16,06	1,77	48,54	1,73	0,41	2,48
V5	16,43	1,59	48,34	1,59	0,37	2,25

Tabela 9.4 - Picos máximos (F1, F3) e mínimo (F2) das FRS, e respetivos desvios padrão, em termos de fração do peso corporal.

	F1	$\sigma F1$	F2	$\sigma F2$	F3	$\sigma F3$
V1	1,24	0,20	0,98	0,07	1,36	0,24
V2	1,37	0,19	0,94	0,09	1,41	0,13
V3	1,40	0,21	0,83	0,09	1,48	0,20
V4	1,51	0,22	0,78	0,11	1,57	0,20
V5	1,63	0,23	0,70	0,12	1,66	0,20

Tabela 9.5 - Tempos dos picos máximos ( $T1$ ,  $T3$ ) e mínimo ( $T2$ ) e respectivos desvios padrão, em termos da percentagem do ciclo da marcha.

	$T1$ (%)	$\sigma T1$ (%)	$F2$ (%)	$\sigma F2$ (%)	$F3$ (%)	$\sigma F3$ (%)
V1	13,13	2,97	28,79	4,70	50,76	1,52
V2	14,48	1,99	29,21	5,27	50,34	0,99
V3	14,58	1,61	28,72	3,17	50,51	1,48
V4	14,77	1,42	29,80	3,04	50,63	1,32
V5	14,75	1,31	30,71	2,83	50,77	1,45

## Lado Não Dominante

Tabela 9.6 - Tempo de apoio como percentagem do ciclo da marcha e em segundos, e respectivos desvios padrão.

	$T_{apoio}$ (%)	$\sigma T_{apoio}$ (%)	$T_{apoio}$ (s)	$\sigma T_{apoio}$ (s)
V1	67,17	1,75	1,41	0,06
V2	67,34	2,90	1,19	0,11
V3	68,94	4,94	0,96	0,07
V4	69,00	4,85	0,88	0,07
V5	67,61	2,40	0,78	0,03

Tabela 9.7 - Tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão.

	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d$ (s)	$\sigma d$ (s)
V1	16,68	1,67	50,42	1,57	0,71	2,29
V2	16,58	1,59	51,31	2,65	0,62	3,09
V3	16,82	2,64	51,27	1,93	0,48	3,27
V4	17,42	2,33	51,35	1,72	0,43	2,89
V5	18,01	1,55	51,49	1,66	0,39	2,27

Tabela 9.8 - Picos máximos (F1, F3) e mínimo (F2) das FRS, e respectivos desvios padrão, em termos de fração do peso corporal.

	<b>F1</b>	<b><math>\sigma F1</math></b>	<b>F2</b>	<b><math>\sigma F2</math></b>	<b>F3</b>	<b><math>\sigma F3</math></b>
V1	1,07	0,07	0,96	0,03	1,18	0,06
V2	1,08	0,03	0,97	0,02	1,23	0,14
V3	1,12	0,09	0,83	0,12	1,18	0,35
V4	1,18	0,10	0,78	0,12	1,24	0,36
V5	1,23	0,12	0,74	0,09	1,38	0,15

Tabela 9.9 - Tempos dos picos máximos (T1, T3) e mínimo (T2) e respectivos desvios padrão, em termos da percentagem do ciclo da marcha.

	<b>T1 (%)</b>	<b><math>\sigma T1</math> (%)</b>	<b>F2 (%)</b>	<b><math>\sigma F2</math> (%)</b>	<b>F3 (%)</b>	<b><math>\sigma F3</math> (%)</b>
V1	17,17	1,43	28,66	6,89	48,99	3,03
V2	15,99	1,74	30,30	4,85	50,17	1,52
V3	16,22	1,54	30,62	4,88	51,96	5,71
V4	16,54	1,52	32,13	4,70	52,15	5,71
V5	16,70	1,52	32,39	2,71	50,84	1,60

- **Grupo 2**

## Lado Dominante

Tabela 9.10 - Tempo de apoio como percentagem do ciclo da marcha e em segundos, e respetivos desvios padrão.

	$T_{apoio}$ (%)	$\sigma T_{apoio}$ (%)	$T_{apoio}$ (s)	$\sigma T_{apoio}$ (s)
V1	64,65	2,86	1,15	0,05
V2	64,81	2,06	1,02	0,06
V3	65,49	1,18	0,93	0,05
V4	65,66	1,11	0,81	0,06
V5	65,66	1,11	0,73	0,04

Tabela 9.11 - Tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respetivos desvios padrão.

	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d$ (s)	$\sigma d$ (s)
V1	16,20	1,10	50,40	0,89	0,61	1,41
V2	15,11	1,94	49,27	1,88	0,54	2,71
V3	15,25	1,49	49,39	1,94	0,48	2,44
V4	15,26	1,19	49,35	1,82	0,42	2,17
V5	15,16	1,11	49,19	1,67	0,38	2,01

Tabela 9.12 - Picos máximos (F1, F3) e mínimo (F2) das FRS, e respetivos desvios padrão, em termos de fração do peso corporal.

	F1	$\sigma F1$	F2	$\sigma F2$	F3	$\sigma F3$
V1	1,16	0,08	0,92	0,09	1,20	0,10
V2	1,13	0,18	0,84	0,11	1,22	0,09
V3	1,26	0,16	0,78	0,10	1,30	0,08
V4	1,42	0,15	0,66	0,13	1,40	0,06
V5	1,52	0,15	0,56	0,13	1,49	0,09

Tabela 9.13 - Tempos dos picos máximos ( $T1$ ,  $T3$ ) e mínimo ( $T2$ ) e respectivos desvios padrão, em termos da percentagem do ciclo da marcha.

	$T1$ (%)	$\sigma T1$ (%)	$F2$ (%)	$\sigma F2$ (%)	$F3$ (%)	$\sigma F3$ (%)
V1	14,65	3,57	34,09	2,50	53,54	1,43
V2	13,97	2,06	31,99	1,91	51,01	1,66
V3	14,31	1,49	28,70	3,45	50,67	1,49
V4	15,15	1,28	31,99	2,09	50,51	1,28
V5	15,66	1,39	32,66	2,36	50,67	1,49

## Lado Não Dominante

Tabela 9.14 - Tempo de apoio como percentagem do ciclo da marcha e em segundos, e respectivos desvios padrão.

	$T_{apoio}$ (%)	$\sigma T_{apoio}$ (%)	$T_{apoio}$ (s)	$\sigma T_{apoio}$ (s)
V1	66,16	0,71	1,21	0,04
V2	65,82	1,74	1,04	0,06
V3	66,50	1,74	0,95	0,05
V4	66,50	1,49	0,82	0,06
V5	65,99	1,38	0,74	0,04

Tabela 9.15 - Tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão.

	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d$ (s)	$\sigma d$ (s)
V1	16,60	1,34	51,60	2,30	0,64	2,66
V2	15,77	1,60	51,18	1,77	0,56	2,38
V3	15,73	1,69	50,67	1,66	0,50	2,37
V4	15,87	1,73	50,64	1,62	0,43	2,37
V5	16,00	1,73	50,78	1,63	0,39	2,38

Tabela 9.16 - Picos máximos ( $F1$ ,  $F3$ ) e mínimo ( $F2$ ) das FRS, e respectivos desvios padrão, em termos de fração do peso corporal.

	$F1$	$\sigma F1$	$F2$	$\sigma F2$	$F3$	$\sigma F3$
V1	1,02	0,06	1,02	0,09	1,24	0,02
V2	1,18	0,17	0,94	0,10	1,37	0,09
V3	1,26	0,15	0,91	0,12	1,45	0,09
V4	1,39	0,17	0,79	0,12	1,55	0,09
V5	1,48	0,19	0,69	0,15	1,64	0,14

Tabela 9.17 - Tempos dos picos máximos ( $T1$ ,  $T3$ ) e mínimo ( $T2$ ) e respectivos desvios padrão, em termos da percentagem do ciclo da marcha.

	$T1$ (%)	$\sigma T1$ (%)	$F2$ (%)	$\sigma F2$ (%)	$F3$ (%)	$\sigma F3$ (%)
V1	15,66	3,57	34,34	0,71	53,03	2,14
V2	14,14	2,12	29,21	3,90	51,52	1,11
V3	14,48	1,52	29,63	2,83	51,01	0,85
V4	15,15	0,90	30,98	0,82	51,01	0,85
V5	15,49	0,82	31,82	0,85	50,84	0,82

Tabela 9.18 - Índice de simetria para o Grupo 1 e para o Grupo 2.

	$IS G1$	$IS G2$
V1	-10,45	0,67
V2	-10,53	0,81
V3	-11,34	-0,24
V4	-13,25	-1,69
V5	-14,68	-2,79

## 9.4 Anexo D - Análise das Forças dos Pacientes

### Gráficos das Forças dos Pacientes e das Referências

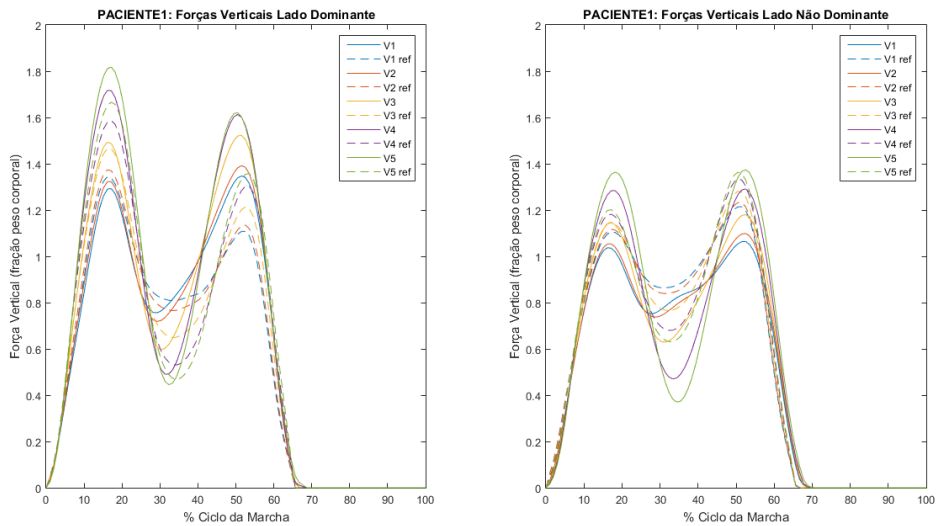


Figura 9.1 - Perfis das forças verticais do paciente 1 e das respectivas referências, para o lado dominante e não dominante.

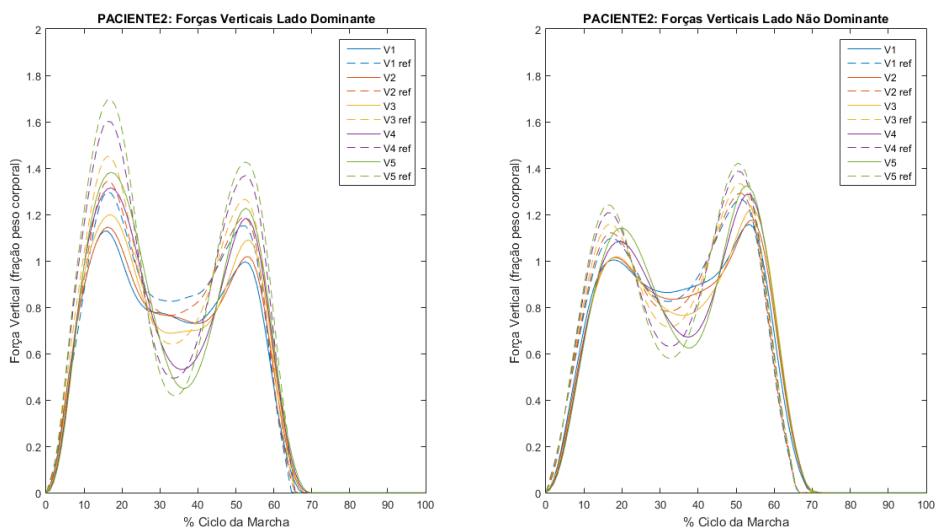


Figura 9.2 - Perfis das forças verticais do paciente 2 e das respectivas referências, para o lado dominante e não dominante.

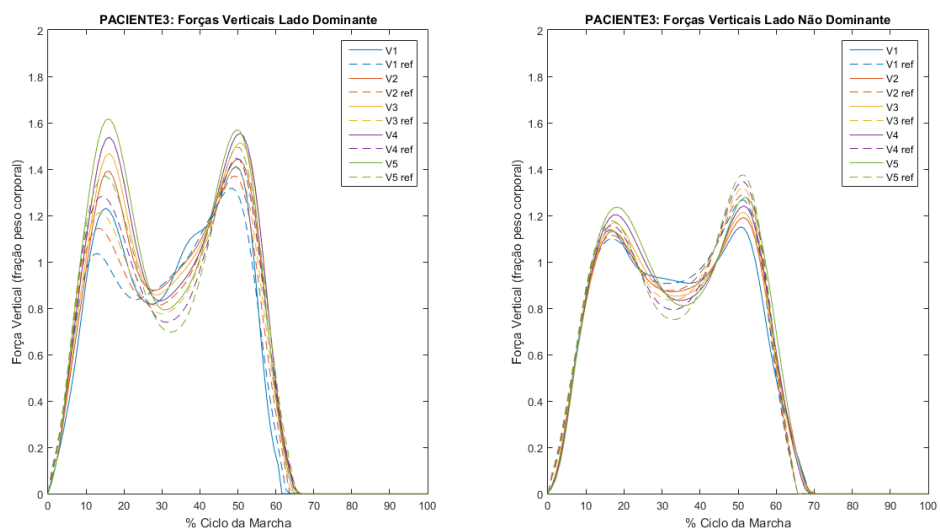


Figura 9.3 - Perfis das forças verticais do paciente 3 e das respectivas referências, para o lado dominante e não dominante.

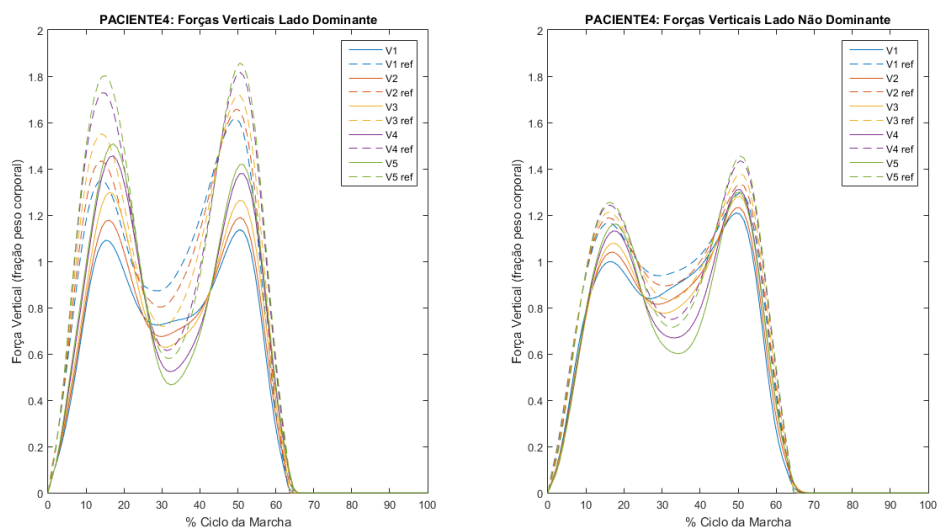


Figura 9.4 - Perfis das forças verticais do paciente 4 e das respectivas referências, para o lado dominante e não dominante.



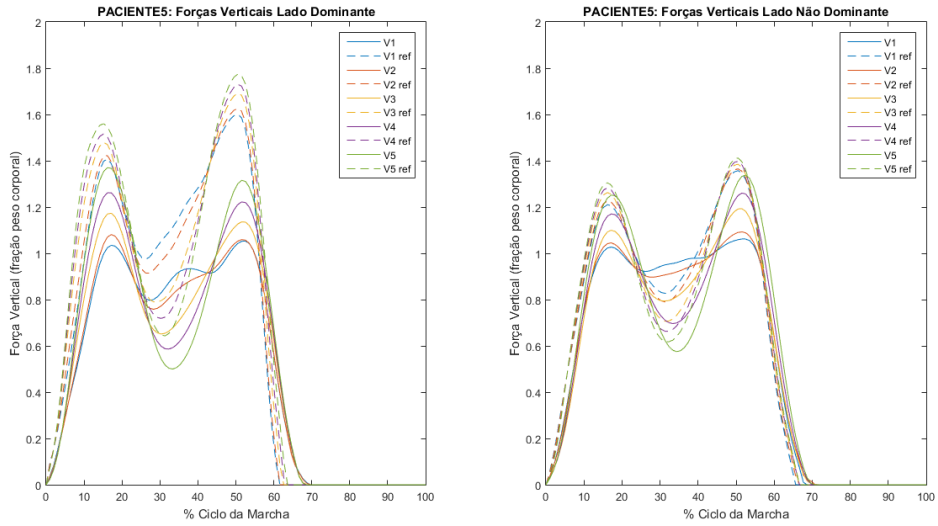


Figura 9.5 - Perfis das forças verticais do paciente 5 e das respectivas referências, para o lado dominante e não dominante.

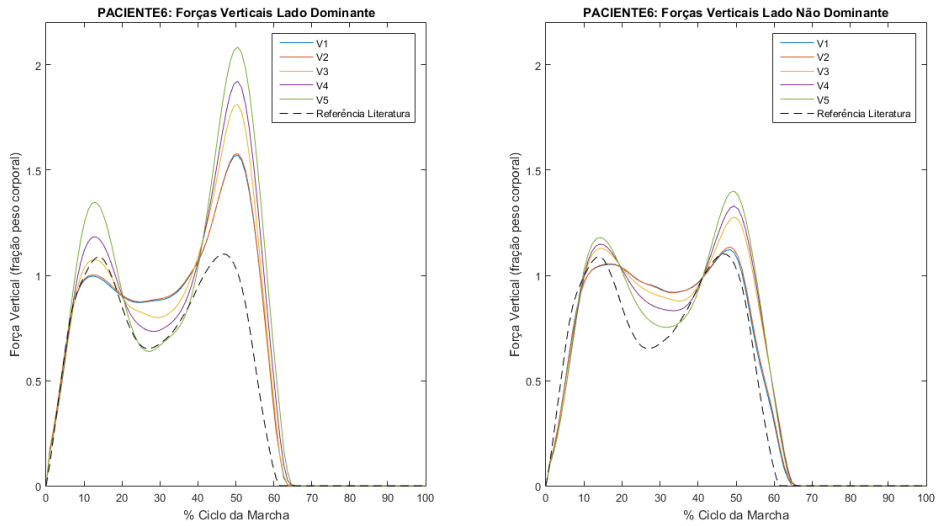


Figura 9.6 - Perfis das forças verticais do paciente 6 e das respectivas referências, para o lado dominante e não dominante.

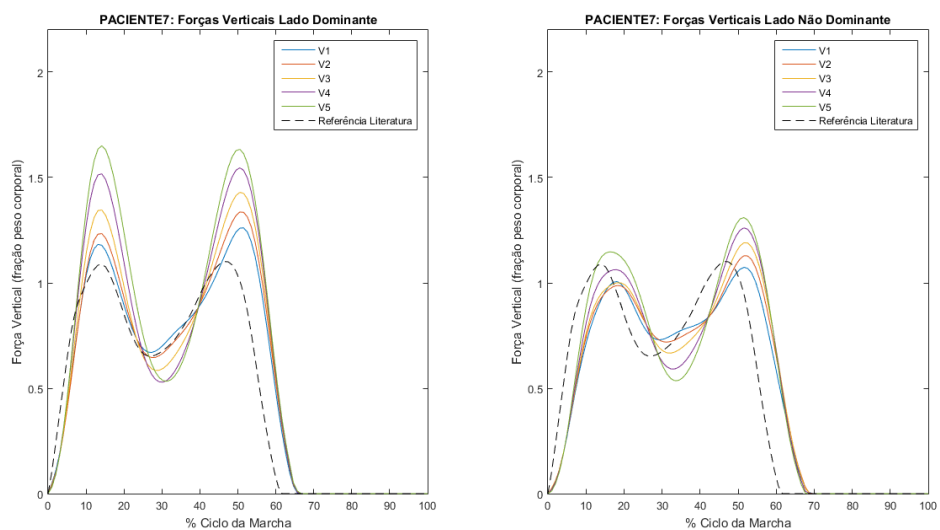


Figura 9.7 - Perfis das forças verticais do paciente 7 e das respectivas referências, para o lado dominante e não dominante.

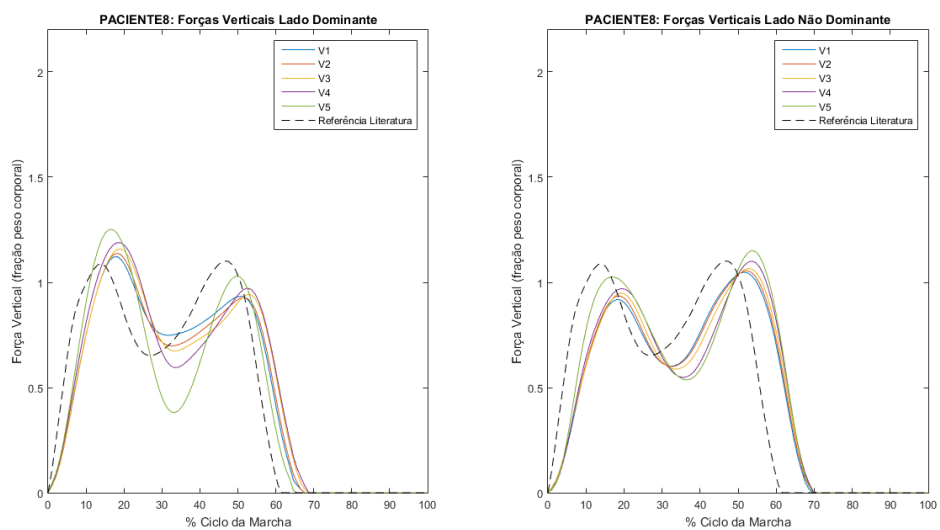


Figura 9.8 - Perfis das forças verticais do paciente 8 e das respectivas referências, para o lado dominante e não dominante.

## Parâmetros das Forças dos Pacientes

### • Paciente 1

#### Lado Dominante

Tabela 9.19 - Forças  $F1$ ,  $F2$ ,  $F3$  e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 1.

	$F1$ (f.p.c.)	$\sigma F1$ (f.p.c.)	$F2$ (f.p.c.)	$\sigma F2$ (f.p.c.)	$F3$ (f.p.c.)	$\sigma F3$ (f.p.c.)
V1	1,30	0,08	0,75	0,05	1,36	0,08
V2	1,33	0,08	0,71	0,07	1,40	0,10
V3	1,50	0,15	0,59	0,09	1,53	0,09
V4	1,73	0,12	0,48	0,11	1,62	0,09
V5	1,83	0,09	0,43	0,13	1,63	0,12

Tabela 9.20 - Tempos  $T1$ ,  $T2$ ,  $T3$  e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 1.

	$T1$ (%)	$\sigma T1$ (%)	$T2$ (%)	$\sigma T2$ (%)	$T3$ (%)	$\sigma T3$ (%)
V1	16,70	0,75	28,75	1,79	51,72	1,23
V2	16,67	0,77	29,18	1,67	51,59	1,54
V3	16,50	0,74	30,35	1,22	51,08	1,41
V4	16,69	0,85	31,74	1,18	50,51	0,89
V5	17,06	0,94	32,55	1,21	50,28	1,21

Tabela 9.21 Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 1.

	$T_{ap}$ (%)	$\sigma T_{ap}$ (%)	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d$ (s)	$\sigma d$ (s)
V1	65,66	1,08	17,87	0,64	49,00	1,13	0,44	1,30
V2	65,81	1,02	17,81	0,69	48,81	1,02	0,42	1,23
V3	65,75	0,78	17,57	0,81	48,67	0,86	0,38	1,18
V4	65,98	1,01	17,89	0,99	48,53	0,96	0,33	1,38
V5	66,55	1,18	18,44	0,88	48,22	0,97	0,30	1,31

Tabela 9.22 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 1.

	$LR$ (f.p.c./s)	$\sigma LR$ (f.p.c./s)	$ULR$ (f.p.c./s)	$\sigma ULR$ (f.p.c./s)
V1	0,10	0,01	0,15	0,02
V2	0,10	0,01	0,15	0,02
V3	0,12	0,02	0,16	0,01
V4	0,15	0,02	0,16	0,01
V5	0,16	0,02	0,16	0,01

Tabela 9.23 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 1.

	$A_{FF}$	$\sigma A_{FF}$	$A_{dF}$	$\sigma A_{dF}$
V1	2,95	0,25	0,33	0,05
V2	3,06	0,25	0,36	0,06
V3	3,50	0,35	0,49	0,11
V4	4,03	0,29	0,65	0,11
V5	4,25	0,23	0,71	0,13

Tabela 9.24 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 1.

	$GVS$	$\sigma GVS$	$DTW$	$\sigma DTW$
V1	0,32	0,05	3,75	0,43
V2	0,26	0,04	4,08	0,88
V3	0,34	0,05	4,99	1,67
V4	0,38	0,06	5,20	1,58
V5	0,57	0,12	4,98	1,25

## Lado Não Dominante

Tabela 9.25 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 1.

	F1 (f.p.c.)	$\sigma F1$ (f.p.c.)	F2 (f.p.c.)	$\sigma F2$ (f.p.c.)	F3 (f.p.c.)	$\sigma F3$ (f.p.c.)
V1	1,04	0,04	0,76	0,05	1,07	0,02
V2	1,06	0,04	0,74	0,05	1,11	0,05
V3	1,15	0,08	0,62	0,10	1,18	0,05
V4	1,29	0,08	0,45	0,09	1,30	0,10
V5	1,36	0,05	0,37	0,02	1,38	0,07

Tabela 9.26 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 1.

	T1 (%)	$\sigma T1$ (%)	T2 (%)	$\sigma T2$ (%)	T3 (%)	$\sigma T3$ (%)
V1	16,36	0,95	29,66	3,28	52,19	1,46
V2	16,63	0,91	30,11	2,76	52,29	1,22
V3	17,17	0,78	31,34	1,71	52,28	0,95
V4	17,81	0,77	33,28	1,73	52,26	0,88
V5	18,29	0,34	34,68	0,71	52,41	0,61

Tabela 9.27 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 1.

	$T_{ap}$ (%)	$\sigma T_{ap}$ (%)	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	d(s)	$\sigma d$ (s)
V1	67,47	1,02	18,00	0,76	50,67	1,11	0,46	1,35
V2	67,64	1,01	18,23	0,76	50,92	1,02	0,44	1,27
V3	67,72	0,93	18,19	0,75	51,29	0,78	0,40	1,08
V4	68,16	1,14	18,42	0,90	51,53	0,84	0,36	1,23
V5	68,80	1,06	19,11	0,60	51,78	0,83	0,33	1,03

Tabela 9.28 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 1.

	$LR$ (f.p.c./s)	$\sigma LR$ (f.p.c./s)	$ULR$ (f.p.c./s)	$\sigma ULR$ (f.p.c./s)
V1	0,09	0,01	0,10	0,01
V2	0,09	0,01	0,11	0,01
V3	0,09	0,01	0,12	0,01
V4	0,10	0,01	0,13	0,01
V5	0,11	0,01	0,13	0,01

Tabela 9.29 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 1.

	$A_{FF}$	$\sigma A_{FF}$	$A_{dF}$	$\sigma A_{dF}$
V1	2,17	0,10	0,19	0,02
V2	2,22	0,11	0,20	0,02
V3	2,35	0,10	0,25	0,05
V4	2,59	0,20	0,35	0,07
V5	2,77	0,11	0,42	0,04

Tabela 9.30 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 1.

	$GVS$	$\sigma GVS$	$DTW$	$\sigma DTW$
V1	0,24	0,06	3,27	0,67
V2	0,18	0,04	2,95	0,55
V3	0,20	0,05	3,05	0,83
V4	0,26	0,09	4,02	1,39
V5	0,45	0,06	4,54	0,54

## • Paciente 2

### Lado Dominante

Tabela 9.31 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 2.

	F1 (f.p.c.)	$\sigma F1$ (f.p.c.)	F2 (f.p.c.)	$\sigma F2$ (f.p.c.)	F3 (f.p.c.)	$\sigma F3$ (f.p.c.)
V1	1,14	0,04	0,70	0,05	1,01	0,06
V2	1,16	0,04	0,71	0,05	1,04	0,06
V3	1,21	0,07	0,66	0,09	1,10	0,06
V4	1,32	0,10	0,51	0,11	1,19	0,06
V5	1,39	0,06	0,44	0,06	1,24	0,03

Tabela 9.32 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 2.

	T1 (%)	$\sigma T1$ (%)	T2 (%)	$\sigma T2$ (%)	T3 (%)	$\sigma T3$ (%)
V1	15,86	1,17	35,76	4,97	52,42	1,93
V2	16,37	1,29	35,65	3,81	53,06	1,76
V3	16,87	1,51	34,97	2,95	53,33	1,12
V4	17,02	1,30	35,47	2,61	52,80	0,97
V5	17,17	0,85	36,16	1,49	52,66	1,07

Tabela 9.33 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 2.

	$T_{ap}$ (%)	$\sigma T_{ap}$ (%)	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d$ (s)	$\sigma d$ (s)
V1	66,36	1,26	18,20	1,55	48,10	1,91	0,42	2,46
V2	66,88	1,33	18,68	1,34	48,37	1,54	0,40	2,03
V3	67,32	0,94	19,10	0,85	48,55	0,89	0,35	1,23
V4	67,79	1,00	19,38	0,98	48,77	1,03	0,31	1,43
V5	68,22	1,00	19,67	0,98	49,00	1,13	0,28	1,50

Tabela 9.34 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 2.

	$LR$ (f.p.c./s)	$\sigma LR$ (f.p.c./s)	$ULR$ (f.p.c./s)	$\sigma ULR$ (f.p.c./s)
V1	0,09	0,02	0,12	0,01
V2	0,09	0,02	0,12	0,01
V3	0,10	0,02	0,13	0,01
V4	0,12	0,02	0,13	0,01
V5	0,13	0,01	0,13	0,004

Tabela 9.35 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 2.

	$A_{FF}$	$\sigma A_{FF}$	$A_{dF}$	$\sigma A_{dF}$
V1	2,06	0,13	0,22	0,01
V2	2,13	0,16	0,23	0,02
V3	2,24	0,17	0,27	0,04
V4	2,46	0,21	0,34	0,06
V5	2,58	0,14	0,38	0,03

Tabela 9.36 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 2.

	$GVS$	$\sigma GVS$	$DTW$	$\sigma DTW$
V1	0,34	0,08	4,24	0,88
V2	0,26	0,05	3,68	0,90
V3	0,27	0,06	4,06	0,72
V4	0,28	0,06	4,94	1,87
V5	0,40	0,05	5,09	0,82



## Lado Não Dominante

Tabela 9.37 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 2.

	F1 (f.p.c.)	$\sigma F1$ (f.p.c.)	F2 (f.p.c.)	$\sigma F2$ (f.p.c.)	F3 (f.p.c.)	$\sigma F3$ (f.p.c.)
V1	1,01	0,03	0,87	0,02	1,18	0,02
V2	1,02	0,04	0,83	0,05	1,19	0,05
V3	1,03	0,05	0,76	0,06	1,24	0,06
V4	1,10	0,09	0,66	0,08	1,31	0,06
V5	1,16	0,06	0,62	0,06	1,34	0,03

Tabela 9.38 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 2.

	T1 (%)	$\sigma T1$ (%)	T2 (%)	$\sigma T2$ (%)	T3 (%)	$\sigma T3$ (%)
V1	17,78	0,98	34,75	2,13	53,74	1,56
V2	18,02	1,02	34,50	2,33	54,23	1,35
V3	18,18	1,57	35,61	2,85	54,14	1,20
V4	19,23	2,26	37,41	2,13	53,26	1,33
V5	20,07	2,16	37,91	1,61	53,00	1,37

Tabela 9.39 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 2.

	$T_{ap}$ (%)	$\sigma T_{ap}$ (%)	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d$ (s)	$\sigma d$ (s)
V1	68,89	1,49	19,20	0,42	51,40	1,17	0,45	1,25
V2	69,27	1,23	19,68	0,82	51,58	0,90	0,42	1,22
V3	69,49	0,90	20,25	0,85	51,70	0,86	0,38	1,21
V4	69,39	1,24	19,15	5,50	51,42	1,24	0,34	5,64
V5	69,43	1,40	18,33	7,20	51,27	1,33	0,32	7,32

Tabela 9.40 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 2.

	$LR$ (f.p.c./s)	$\sigma LR$ (f.p.c./s)	$ULR$ (f.p.c./s)	$\sigma ULR$ (f.p.c./s)
V1	0,08	0,01	0,12	0,01
V2	0,08	0,01	0,13	0,01
V3	0,08	0,01	0,13	0,01
V4	0,08	0,01	0,13	0,01
V5	0,08	0,01	0,13	0,01

Tabela 9.41 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 2.

	$A_{FF}$	$\sigma A_{FF}$	$A_{dF}$	$\sigma A_{dF}$
V1	2,36	0,04	0,19	0,01
V2	2,34	0,05	0,20	0,02
V3	2,33	0,12	0,22	0,02
V4	2,43	0,15	0,26	0,04
V5	2,51	0,08	0,28	0,03

Tabela 9.42 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 2.

	$GVS$	$\sigma GVS$	$DTW$	$\sigma DTW$
V1	0,27	0,09	2,08	0,51
V2	0,25	0,07	2,49	0,76
V3	0,29	0,08	2,70	0,75
V4	0,27	0,09	2,62	1,28
V5	0,38	0,14	2,24	0,95

### • Paciente 3

## Lado Dominante

Tabela 9.43 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 3.

	F1 (f.p.c.)	$\sigma F1$ (f.p.c.)	F2 (f.p.c.)	$\sigma F2$ (f.p.c.)	F3 (f.p.c.)	$\sigma F3$ (f.p.c.)
V1	1,23	0,10	0,82	0,05	1,41	0,05
V2	1,40	0,12	0,87	0,05	1,45	0,06
V3	1,47	0,11	0,84	0,07	1,53	0,07
V4	1,55	0,10	0,81	0,08	1,57	0,06
V5	1,63	0,06	0,78	0,07	1,58	0,06

Tabela 9.44 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 3.

	T1 (%)	$\sigma T1$ (%)	T2 (%)	$\sigma T2$ (%)	T3 (%)	$\sigma T3$ (%)
V1	15,15	0,34	27,27	1,10	49,49	1,09
V2	15,80	0,50	28,03	2,03	50,22	1,15
V3	16,06	0,80	28,92	2,11	50,76	1,08
V4	16,08	1,02	29,69	2,04	50,66	1,10
V5	15,93	1,25	30,42	1,96	49,96	1,06

Tabela 9.45 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 3.

	$T_{ap}$ (%)	$\sigma T_{ap}$ (%)	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d$ (s)	$\sigma d$ (s)
V1	61,62	1,40	19,00	0,90	47,00	0,80	0,42	1,14
V2	64,94	1,50	19,43	0,94	49,64	1,45	0,41	1,72
V3	65,14	1,08	19,31	0,86	49,97	0,99	0,39	1,31
V4	64,93	0,98	19,23	0,87	49,72	0,94	0,37	1,29
V5	64,57	0,77	19,23	1,01	49,08	0,86	0,34	1,33

Tabela 9.46 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 3.

	$LR$ (f.p.c./s)	$\sigma LR$ (f.p.c./s)	$ULR$ (f.p.c./s)	$\sigma ULR$ (f.p.c./s)
V1	0,12	0,02	0,19	0,01
V2	0,12	0,02	0,16	0,01
V3	0,12	0,02	0,17	0,01
V4	0,12	0,02	0,18	0,01
V5	0,14	0,02	0,17	0,01

Tabela 9.47 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 3.

	$A_{FF}$	$\sigma A_{FF}$	$A_{dF}$	$\sigma A_{dF}$
V1	2,88	0,15	0,35	0,06
V2	3,34	0,26	0,37	0,06
V3	3,58	0,27	0,42	0,06
V4	3,74	0,23	0,47	0,05
V5	3,86	0,18	0,51	0,04

Tabela 9.48 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 3.

	$GVS$	$\sigma GVS$	$DTW$	$\sigma DTW$
V1	0,82	0,06	2,57	1,38
V2	0,32	0,08	3,54	1,51
V3	0,21	0,05	4,04	1,18
V4	0,20	0,04	4,22	0,89
V5	0,32	0,06	3,97	0,48

## Lado Não Dominante

Tabela 9.49 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 3.

	F1 (f.p.c.)	$\sigma F1$ (f.p.c.)	F2 (f.p.c.)	$\sigma F2$ (f.p.c.)	F3 (f.p.c.)	$\sigma F3$ (f.p.c.)
V1	1,14	0,03	0,91	0,04	1,15	0,03
V2	1,14	0,03	0,86	0,04	1,20	0,05
V3	1,17	0,04	0,84	0,03	1,22	0,04
V4	1,21	0,04	0,83	0,03	1,25	0,03
V5	1,24	0,03	0,80	0,03	1,28	0,02

Tabela 9.50 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 3.

	T1 (%)	$\sigma T1$ (%)	T2 (%)	$\sigma T2$ (%)	T3 (%)	$\sigma T3$ (%)
V1	16,16	0,70	37,37	2,16	50,51	0,82
V2	16,88	1,00	33,55	2,51	51,52	0,97
V3	17,38	0,87	34,12	2,22	51,41	0,92
V4	17,77	0,79	34,80	2,04	51,52	0,90
V5	18,10	0,87	35,28	2,00	51,90	0,78

Tabela 9.51 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 3.

	$T_{ap}$ (%)	$\sigma T_{ap}$ (%)	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d(s)$	$\sigma d$ (s)
V1	68,69	0,72	17,00	0,70	50,00	1,06	0,47	1,28
V2	68,76	1,01	16,93	0,73	50,07	1,07	0,45	1,30
V3	68,14	0,95	16,56	0,85	49,97	0,90	0,43	1,24
V4	68,14	0,92	16,54	0,82	50,18	0,97	0,41	1,27
V5	68,76	0,96	16,85	0,69	50,69	1,11	0,39	1,31

Tabela 9.52 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 3.

	$LR$ (f.p.c./s)	$\sigma LR$ (f.p.c./s)	$ULR$ (f.p.c./s)	$\sigma ULR$ (f.p.c./s)
V1	0,09	0,01	0,10	0,01
V2	0,09	0,01	0,10	0,01
V3	0,09	0,01	0,11	0,01
V4	0,09	0,01	0,11	0,01
V5	0,10	0,01	0,11	0,01

Tabela 9.53 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 3.

	$A_{FF}$	$\sigma A_{FF}$	$A_{dF}$	$\sigma A_{dF}$
V1	2,53	0,09	0,19	0,02
V2	2,58	0,07	0,20	0,02
V3	2,64	0,11	0,22	0,02
V4	2,73	0,15	0,24	0,02
V5	2,87	0,11	0,26	0,01

Tabela 9.54 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 3.

	$GVS$	$\sigma GVS$	$DTW$	$\sigma DTW$
V1	0,57	0,03	1,60	0,47
V2	0,16	0,05	1,69	0,25
V3	0,10	0,02	1,79	0,34
V4	0,11	0,02	1,95	0,37
V5	0,21	0,04	2,08	0,26

- **Paciente 4**

## Lado Dominante

Tabela 9.55 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 4.

	F1 (f.p.c.)	$\sigma F1$ (f.p.c.)	F2 (f.p.c.)	$\sigma F2$ (f.p.c.)	F3 (f.p.c.)	$\sigma F3$ (f.p.c.)
V1	1,10	0,09	0,71	0,05	1,14	0,06
V2	1,19	0,11	0,66	0,06	1,20	0,07
V3	1,31	0,10	0,62	0,05	1,27	0,07
V4	1,46	0,12	0,52	0,09	1,39	0,07
V5	1,51	0,10	0,46	0,04	1,43	0,04

Tabela 9.56 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 4.

	T1 (%)	$\sigma T1$ (%)	T2 (%)	$\sigma T2$ (%)	T3 (%)	$\sigma T3$ (%)
V1	15,24	1,01	31,69	3,40	50,76	0,87
V2	15,75	0,98	30,90	2,76	50,73	0,94
V3	16,29	0,86	30,62	2,02	50,80	1,01
V4	16,95	1,01	31,84	1,46	50,99	0,91
V5	17,24	0,93	32,25	0,84	51,01	0,86

Tabela 9.57 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 4.

	$T_{ap}$ (%)	$\sigma T_{ap}$ (%)	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d$ (s)	$\sigma d$ (s)
V1	63,97	0,79	16,00	1,04	49,83	0,83	0,48	1,34
V2	64,38	1,11	16,56	1,19	49,85	1,06	0,45	1,59
V3	64,77	1,05	16,83	1,13	49,92	1,14	0,41	1,60
V4	64,95	0,77	16,48	0,95	50,00	0,90	0,38	1,31
V5	65,01	0,85	16,43	0,85	50,00	0,88	0,36	1,22

Tabela 9.58 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 4.

	$LR$ (f.p.c./s)	$\sigma LR$ (f.p.c./s)	$ULR$ (f.p.c./s)	$\sigma ULR$ (f.p.c./s)
V1	0,11	0,02	0,14	0,01
V2	0,11	0,01	0,14	0,01
V3	0,11	0,01	0,14	0,01
V4	0,12	0,01	0,15	0,01
V5	0,12	0,01	0,16	0,01

Tabela 9.59 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 4.

	$A_{FF}$	$\sigma A_{FF}$	$A_{dF}$	$\sigma A_{dF}$
V1	2,05	0,15	0,24	0,03
V2	2,20	0,20	0,27	0,04
V3	2,44	0,21	0,33	0,05
V4	2,81	0,24	0,44	0,08
V5	2,92	0,20	0,48	0,06

Tabela 9.60 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 4.

	$GVS$	$\sigma GVS$	$DTW$	$\sigma DTW$
V1	0,68	0,06	9,67	1,53
V2	0,45	0,05	8,47	1,67
V3	0,47	0,04	7,35	1,40
V4	0,48	0,06	7,16	1,30
V5	0,61	0,07	7,34	0,98



## Lado Não Dominante

Tabela 9.61 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 4.

	F1 (f.p.c.)	$\sigma F1$ (f.p.c.)	F2 (f.p.c.)	$\sigma F2$ (f.p.c.)	F3 (f.p.c.)	$\sigma F3$ (f.p.c.)
V1	1,01	0,02	0,84	0,04	1,22	0,05
V2	1,05	0,05	0,80	0,05	1,25	0,07
V3	1,09	0,04	0,77	0,06	1,30	0,08
V4	1,14	0,06	0,66	0,11	1,32	0,18
V5	1,17	0,06	0,60	0,08	1,30	0,23

Tabela 9.62 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 4.

	T1 (%)	$\sigma T1$ (%)	T2 (%)	$\sigma T2$ (%)	T3 (%)	$\sigma T3$ (%)
V1	16,50	1,38	27,65	2,21	49,66	1,04
V2	16,76	1,44	28,97	2,19	50,06	1,29
V3	17,09	1,30	30,35	1,44	50,25	1,37
V4	17,48	0,94	32,89	1,92	50,07	1,00
V5	17,60	0,95	34,20	0,87	50,07	0,76

Tabela 9.63 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 4.

	$T_{ap}$ (%)	$\sigma T_{ap}$ (%)	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d(s)$	$\sigma d$ (s)
V1	64,90	0,98	15,58	1,08	50,17	0,94	0,49	1,43
V2	65,32	1,16	16,00	1,24	50,07	1,07	0,46	1,64
V3	65,61	1,28	16,33	1,20	50,17	1,17	0,42	1,68
V4	65,57	1,18	16,52	0,95	50,48	1,16	0,38	1,50
V5	65,58	1,01	16,64	0,84	50,50	1,22	0,37	1,49

Tabela 9.64 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 4.

	$LR$ (f.p.c./s)	$\sigma LR$ (f.p.c./s)	$ULR$ (f.p.c./s)	$\sigma ULR$ (f.p.c./s)
V1	0,08	0,01	0,14	0,01
V2	0,09	0,01	0,14	0,01
V3	0,09	0,01	0,14	0,01
V4	0,09	0,01	0,14	0,02
V5	0,09	0,01	0,13	0,02

Tabela 9.65 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 4.

	$A_{FF}$	$\sigma A_{FF}$	$A_{dF}$	$\sigma A_{dF}$
V1	2,34	0,10	0,21	0,01
V2	2,36	0,15	0,23	0,02
V3	2,41	0,17	0,25	0,02
V4	2,37	0,37	0,28	0,05
V5	2,31	0,46	0,30	0,06

Tabela 9.66 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 4.

	$GVS$	$\sigma GVS$	$DTW$	$\sigma DTW$
V1	0,29	0,04	3,44	0,66
V2	0,21	0,03	3,21	0,92
V3	0,22	0,04	2,82	1,08
V4	0,25	0,11	3,80	2,68
V5	0,33	0,19	4,13	3,48

- **Paciente 5**

## Lado Dominante

Tabela 9.67 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 5.

	F1 (f.p.c.)	$\sigma F1$ (f.p.c.)	F2 (f.p.c.)	$\sigma F2$ (f.p.c.)	F3 (f.p.c.)	$\sigma F3$ (f.p.c.)
V1	1,04	0,02	0,82	0,07	1,07	0,05
V2	1,09	0,14	0,76	0,08	1,07	0,05
V3	1,18	0,11	0,64	0,05	1,14	0,06
V4	1,27	0,16	0,57	0,11	1,23	0,12
V5	1,38	0,14	0,49	0,10	1,33	0,09

Tabela 9.68 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 5.

	T1 (%)	$\sigma T1$ (%)	T2 (%)	$\sigma T2$ (%)	T3 (%)	$\sigma T3$ (%)
V1	17,42	1,27	33,33	4,06	52,02	2,10
V2	17,30	1,26	31,31	3,55	51,77	1,77
V3	16,75	0,77	30,50	1,66	52,00	1,19
V4	16,57	1,03	31,76	2,14	51,85	1,26
V5	16,46	1,35	33,16	1,68	51,68	1,32

Tabela 9.69 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 5.

	$T_{ap}$ (%)	$\sigma T_{ap}$ (%)	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d(s)$	$\sigma d$ (s)
V1	67,17	1,93	18,75	0,96	49,75	0,96	0,44	1,35
V2	67,05	1,94	19,13	0,83	49,50	1,51	0,40	1,73
V3	67,16	1,30	19,13	0,81	49,32	1,35	0,35	1,57
V4	67,19	1,24	19,35	0,84	49,13	1,12	0,32	1,40
V5	67,30	1,26	19,67	0,76	48,96	0,91	0,29	1,18

Tabela 9.70 Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 5.

	$LR$ (f.p.c./s)	$\sigma LR$ (f.p.c./s)	$ULR$ (f.p.c./s)	$\sigma ULR$ (f.p.c./s)
V1	0,08	0,01	0,12	0,02
V2	0,09	0,01	0,11	0,01
V3	0,10	0,01	0,12	0,01
V4	0,11	0,02	0,12	0,01
V5	0,13	0,02	0,13	0,01

Tabela 9.71 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 5.

	$A_{FF}$	$\sigma A_{FF}$	$A_{dF}$	$\sigma A_{dF}$
V1	2,20	0,11	0,18	0,01
V2	2,19	0,17	0,20	0,03
V3	2,32	0,21	0,24	0,04
V4	2,51	0,31	0,32	0,10
V5	2,72	0,27	0,40	0,09

Tabela 9.72 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 5.

	$GVS$	$\sigma GVS$	$DTW$	$\sigma DTW$
V1	1,35	0,14	12,65	0,76
V2	0,97	0,11	11,86	1,11
V3	0,47	0,05	10,58	1,70
V4	0,36	0,04	9,65	2,04
V5	0,52	0,07	8,28	1,54

## Lado Não Dominante

Tabela 9.73 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 5.

	F1 (f.p.c.)	$\sigma F1$ (f.p.c.)	F2 (f.p.c.)	$\sigma F2$ (f.p.c.)	F3 (f.p.c.)	$\sigma F3$ (f.p.c.)
V1	1,04	0,05	0,93	0,04	1,08	0,01
V2	1,05	0,05	0,89	0,05	1,10	0,05
V3	1,11	0,06	0,79	0,05	1,20	0,06
V4	1,17	0,10	0,68	0,12	1,27	0,10
V5	1,25	0,08	0,57	0,07	1,35	0,09

Tabela 9.74 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 5.

	T1 (%)	$\sigma T1$ (%)	T2 (%)	$\sigma T2$ (%)	T3 (%)	$\sigma T3$ (%)
V1	16,67	1,93	29,80	1,93	50,00	3,03
V2	16,79	1,32	29,67	1,70	50,38	2,12
V3	17,27	1,15	31,15	1,45	51,06	1,19
V4	17,37	0,98	32,69	2,03	51,59	1,34
V5	17,47	0,63	34,30	1,44	52,23	1,17

Tabela 9.75 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 5.

	$T_{ap}$ (%)	$\sigma T_{ap}$ (%)	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d(s)$	$\sigma d$ (s)
V1	68,43	0,51	18,75	1,50	51,00	0,49	0,45	1,50
V2	69,07	1,42	18,88	1,36	51,13	0,35	0,43	1,40
V3	68,69	1,45	19,39	1,09	50,77	1,23	0,36	1,64
V4	68,88	1,31	19,56	1,02	50,79	1,11	0,33	1,50
V5	69,15	1,07	19,75	0,94	50,83	0,87	0,30	1,28

Tabela 9.76 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 5.

	$LR$ (f.p.c./s)	$\sigma LR$ (f.p.c./s)	$ULR$ (f.p.c./s)	$\sigma ULR$ (f.p.c./s)
V1	0,10	0,01	0,11	0,02
V2	0,10	0,01	0,11	0,01
V3	0,10	0,01	0,11	0,01
V4	0,10	0,01	0,11	0,01
V5	0,11	0,01	0,12	0,01

Tabela 9.77 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 5.

	$A_{FF}$	$\sigma A_{FF}$	$A_{dF}$	$\sigma A_{dF}$
V1	2,46	0,10	0,17	0,02
V2	2,45	0,08	0,17	0,02
V3	2,46	0,10	0,21	0,03
V4	2,58	0,20	0,26	0,07
V5	2,71	0,20	0,32	0,06

Tabela 9.78 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 5.

	$GVS$	$\sigma GVS$	$DTW$	$\sigma DTW$
V1	0,62	0,07	5,19	0,71
V2	0,42	0,06	5,05	1,23
V3	0,20	0,04	3,82	1,28
V4	0,17	0,05	3,54	1,30
V5	0,24	0,08	2,42	0,44

## • Paciente 6

### Lado Dominante

Tabela 9.79 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 6.

	F1 (f.p.c.)	$\sigma F1$ (f.p.c.)	F2 (f.p.c.)	$\sigma F2$ (f.p.c.)	F3 (f.p.c.)	$\sigma F3$ (f.p.c.)
V1	1,03	0,12	0,86	0,08	1,60	0,09
V2	1,04	0,11	0,86	0,08	1,62	0,10
V3	1,11	0,07	0,77	0,09	1,83	0,08
V4	1,21	0,15	0,70	0,11	1,95	0,17
V5	1,35	0,12	0,60	0,04	2,12	0,12

Tabela 9.80 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 6.

	T1 (%)	$\sigma T1$ (%)	T2 (%)	$\sigma T2$ (%)	T3 (%)	$\sigma T3$ (%)
V1	12,41	2,81	30,19	2,70	50,36	1,53
V2	12,44	2,68	29,70	3,05	50,38	1,60
V3	12,53	2,22	28,45	2,64	50,10	1,20
V4	12,78	1,87	28,48	2,77	50,33	1,13
V5	13,02	1,06	27,95	3,46	50,51	1,13

Tabela 9.81 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 6.

	$T_{ap}$ (%)	$\sigma T_{ap}$ (%)	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d$ (s)	$\sigma d$ (s)
V1	62,12	1,41	13,29	0,61	48,64	1,45	0,56	1,57
V2	62,12	1,43	13,38	0,62	48,63	1,45	0,55	1,58
V3	62,36	1,11	14,13	0,99	48,00	0,93	0,45	1,36
V4	62,98	1,24	14,43	1,04	48,57	1,08	0,43	1,50
V5	63,75	1,18	14,89	0,93	49,33	0,87	0,39	1,27

Tabela 9.82 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 6.

	$LR$ (f.p.c./s)	$\sigma LR$ (f.p.c./s)	$ULR$ (f.p.c./s)	$\sigma ULR$ (f.p.c./s)
V1	0,11	0,04	0,18	0,02
V2	0,11	0,03	0,18	0,02
V3	0,12	0,03	0,20	0,01
V4	0,13	0,02	0,21	0,01
V5	0,14	0,01	0,22	0,02

Tabela 9.83 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 6.

	$A_{FF}$	$\sigma A_{FF}$	$A_{dF}$	$\sigma A_{dF}$
V1	3,14	0,38	0,41	0,05
V2	3,17	0,37	0,41	0,05
V3	3,49	0,28	0,51	0,05
V4	3,80	0,50	0,61	0,12
V5	4,29	0,33	0,74	0,06

Tabela 9.84 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 6.

	$GVS$	$\sigma GVS$	$DTW$	$\sigma DTW$
V1	0,63	0,10	8,36	1,95
V2	0,60	0,09	8,49	1,94
V3	0,73	0,09	9,33	1,66
V4	0,68	0,13	10,96	2,75
V5	1,32	0,08	13,69	1,64



## Lado Não Dominante

Tabela 9.85 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 6.

	F1 (f.p.c.)	$\sigma F1$ (f.p.c.)	F2 (f.p.c.)	$\sigma F2$ (f.p.c.)	F3 (f.p.c.)	$\sigma F3$ (f.p.c.)
V1	1,06	0,06	0,93	0,05	1,13	0,03
V2	1,07	0,06	0,93	0,05	1,14	0,05
V3	1,14	0,06	0,86	0,04	1,29	0,04
V4	1,16	0,08	0,82	0,07	1,34	0,07
V5	1,19	0,10	0,75	0,04	1,41	0,05

Tabela 9.86 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 6.

	T1 (%)	$\sigma T1$ (%)	T2 (%)	$\sigma T2$ (%)	T3 (%)	$\sigma T3$ (%)
V1	15,73	2,88	31,28	2,71	48,12	1,16
V2	15,72	2,83	31,47	2,74	48,30	1,18
V3	14,61	1,37	33,64	2,96	49,43	0,89
V4	14,71	1,42	32,70	2,78	49,32	1,13
V5	14,70	1,61	31,43	1,85	49,16	1,43

Tabela 9.87 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 6.

	$T_{ap}$ (%)	$\sigma T_{ap}$ (%)	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d$ (s)	$\sigma d$ (s)
V1	63,28	1,41	14,93	0,73	51,21	1,19	0,57	1,39
V2	63,38	1,36	15,00	0,73	51,31	1,14	0,56	1,35
V3	64,38	1,11	15,67	0,82	51,60	0,74	0,48	1,10
V4	64,25	1,17	15,83	0,83	51,17	0,94	0,44	1,25
V5	63,97	1,24	16,00	0,87	50,56	0,88	0,40	1,24

Tabela 9.88 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 6.

	$LR$ (f.p.c./s)	$\sigma LR$ (f.p.c./s)	$ULR$ (f.p.c./s)	$\sigma ULR$ (f.p.c./s)
V1	0,11	0,02	0,09	0,02
V2	0,11	0,02	0,09	0,02
V3	0,12	0,01	0,11	0,01
V4	0,12	0,01	0,11	0,01
V5	0,12	0,02	0,12	0,01

Tabela 9.89 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 6.

	$A_{FF}$	$\sigma A_{FF}$	$A_{dF}$	$\sigma A_{dF}$
V1	2,45	0,11	0,20	0,02
V2	2,47	0,12	0,20	0,02
V3	2,71	0,10	0,25	0,02
V4	2,73	0,12	0,28	0,04
V5	2,76	0,14	0,32	0,03

Tabela 9.90 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 6.

	$GVS$	$\sigma GVS$	$DTW$	$\sigma DTW$
V1	0,35	0,05	4,55	0,54
V2	0,33	0,05	4,59	0,51
V3	0,43	0,07	4,79	0,61
V4	0,36	0,06	4,77	0,67
V5	0,58	0,11	4,75	0,76

- **Paciente 7**

## Lado Dominante

Tabela 9.91 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 7.

	F1 (f.p.c.)	$\sigma F1$ (f.p.c.)	F2 (f.p.c.)	$\sigma F2$ (f.p.c.)	F3 (f.p.c.)	$\sigma F3$ (f.p.c.)
V1	1,20	0,06	0,68	0,09	1,28	0,10
V2	1,25	0,09	0,64	0,07	1,35	0,09
V3	1,36	0,14	0,57	0,08	1,44	0,09
V4	1,53	0,14	0,51	0,09	1,55	0,10
V5	1,65	0,08	0,52	0,14	1,64	0,08

Tabela 9.92 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 7.

	T1 (%)	$\sigma T1$ (%)	T2 (%)	$\sigma T2$ (%)	T3 (%)	$\sigma T3$ (%)
V1	13,51	1,42	28,47	2,93	51,14	1,32
V2	13,77	1,19	28,26	2,48	50,99	1,23
V3	13,82	0,91	28,57	2,06	50,85	1,04
V4	13,93	0,73	29,88	1,97	50,55	0,92
V5	14,27	0,84	31,57	1,60	50,13	1,07

Tabela 9.93 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 7.

	$T_{ap}$ (%)	$\sigma T_{ap}$ (%)	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d$ (s)	$\sigma d$ (s)
V1	65,03	1,07	17,50	0,93	48,13	1,36	0,40	1,64
V2	65,25	0,94	17,89	1,22	48,00	1,30	0,37	1,78
V3	65,43	0,82	17,80	1,05	47,97	1,07	0,34	1,50
V4	65,57	0,78	17,54	0,51	48,17	0,92	0,32	1,05
V5	65,66	0,94	17,63	0,52	48,50	1,20	0,30	1,30

Tabela 9.94 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 7.

	$LR$ (f.p.c./s)	$\sigma LR$ (f.p.c./s)	$ULR$ (f.p.c./s)	$\sigma ULR$ (f.p.c./s)
V1	0,13	0,01	0,13	0,01
V2	0,14	0,01	0,14	0,01
V3	0,15	0,02	0,15	0,01
V4	0,17	0,02	0,16	0,01
V5	0,18	0,02	0,16	0,01

Tabela 9.95 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 7.

	$A_{FF}$	$\sigma A_{FF}$	$A_{dF}$	$\sigma A_{dF}$
V1	2,47	0,25	0,32	0,03
V2	2,63	0,23	0,35	0,05
V3	2,89	0,31	0,43	0,10
V4	3,31	0,41	0,55	0,10
V5	3,73	0,29	0,63	0,08

Tabela 9.96 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 7.

	$GVS$	$\sigma GVS$	$DTW$	$\sigma DTW$
V1	0,61	0,13	3,19	1,19
V2	0,38	0,07	4,17	1,20
V3	0,38	0,07	6,36	2,57
V4	0,56	0,09	9,83	2,87
V5	1,12	0,11	12,56	1,83

## Lado Não Dominante

Tabela 9.97 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 7.

	F1 (f.p.c.)	$\sigma F1$ (f.p.c.)	F2 (f.p.c.)	$\sigma F2$ (f.p.c.)	F3 (f.p.c.)	$\sigma F3$ (f.p.c.)
V1	1,03	0,07	0,74	0,05	1,09	0,04
V2	1,02	0,06	0,72	0,05	1,14	0,07
V3	1,02	0,06	0,67	0,07	1,20	0,07
V4	1,08	0,09	0,60	0,09	1,27	0,06
V5	1,15	0,07	0,53	0,08	1,32	0,05

Tabela 9.98 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 7.

	T1 (%)	$\sigma T1$ (%)	T2 (%)	$\sigma T2$ (%)	T3 (%)	$\sigma T3$ (%)
V1	17,68	2,09	30,87	2,88	51,77	1,40
V2	18,22	2,56	31,84	2,74	51,81	1,42
V3	18,27	2,49	32,18	2,19	51,83	1,22
V4	17,51	2,08	32,60	1,61	51,64	1,00
V5	16,41	1,29	33,59	1,29	51,26	1,18

Tabela 9.99 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 7.

	$T_{ap}$ (%)	$\sigma T_{ap}$ (%)	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d(s)$	$\sigma d$ (s)
V1	68,43	0,90	18,13	0,83	52,13	1,13	0,45	1,40
V2	68,42	1,03	18,67	0,88	51,96	1,16	0,41	1,45
V3	68,28	1,02	18,83	0,75	51,83	1,12	0,38	1,35
V4	67,97	0,81	18,63	0,65	51,54	1,06	0,35	1,24
V5	67,68	0,54	18,38	0,52	51,13	0,99	0,32	1,12

Tabela 9.100 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 7.

	$LR$ (f.p.c./s)	$\sigma LR$ (f.p.c./s)	$ULR$ (f.p.c./s)	$\sigma ULR$ (f.p.c./s)
V1	0,07	0,03	0,09	0,01
V2	0,08	0,02	0,10	0,01
V3	0,09	0,01	0,11	0,01
V4	0,10	0,02	0,12	0,01
V5	0,11	0,01	0,12	0,01

Tabela 9.101 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 7.

	$A_{FF}$	$\sigma A_{FF}$	$A_{dF}$	$\sigma A_{dF}$
V1	2,03	0,12	0,18	0,02
V2	2,12	0,16	0,19	0,02
V3	2,20	0,16	0,22	0,03
V4	2,32	0,18	0,26	0,05
V5	2,48	0,07	0,31	0,04

Tabela 9.102 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 7.

	$GVS$	$\sigma GVS$	$DTW$	$\sigma DTW$
V1	0,71	0,11	2,20	0,34
V2	0,41	0,07	2,24	0,54
V3	0,38	0,06	2,37	0,60
V4	0,48	0,05	2,98	1,03
V5	0,86	0,10	3,96	1,07

- **Paciente 8**

## Lado Dominante

Tabela 9.103 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 8.

	F1 (f.p.c.)	$\sigma F1$ (f.p.c.)	F2 (f.p.c.)	$\sigma F2$ (f.p.c.)	F3 (f.p.c.)	$\sigma F3$ (f.p.c.)
V1	1,13	0,09	0,69	0,13	0,95	0,05
V2	1,14	0,06	0,68	0,09	0,94	0,05
V3	1,16	0,03	0,67	0,07	0,95	0,07
V4	1,21	0,04	0,58	0,18	1,01	0,08
V5	1,25	0,05	0,38	0,17	1,03	0,05

Tabela 9.104 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 8.

	T1 (%)	$\sigma T1$ (%)	T2 (%)	$\sigma T2$ (%)	T3 (%)	$\sigma T3$ (%)
V1	18,18	1,01	36,70	9,39	51,18	2,10
V2	18,18	0,82	34,92	5,71	51,66	1,59
V3	18,69	1,06	34,68	2,90	52,69	1,49
V4	18,52	2,10	35,69	4,08	52,53	2,67
V5	16,16	0,94	33,33	4,38	49,49	1,39

Tabela 9.105 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 8.

	$T_{ap}$ (%)	$\sigma T_{ap}$ (%)	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d$ (s)	$\sigma d$ (s)
V1	65,99	1,54	21,00	5,20	47,67	2,08	0,33	5,60
V2	66,52	1,36	19,86	3,24	48,00	1,29	0,34	3,48
V3	67,51	1,34	19,33	0,82	48,67	0,82	0,35	1,15
V4	67,68	1,75	19,67	0,58	48,33	2,08	0,32	2,16
V5	65,66	1,44	19,00	0,70	46,00	1,51	0,29	2,57

Tabela 9.106 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 8.

	$LR$ (f.p.c./s)	$\sigma LR$ (f.p.c./s)	$ULR$ (f.p.c./s)	$\sigma ULR$ (f.p.c./s)
V1	0,09	0,01	0,10	0,01
V2	0,09	0,01	0,10	0,01
V3	0,08	0,01	0,10	0,01
V4	0,09	0,02	0,11	0,01
V5	0,11	0,01	0,11	0,01

Tabela 9.107 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 8.

	$A_{FF}$	$\sigma A_{FF}$	$A_{dF}$	$\sigma A_{dF}$
V1	2,01	0,16	0,18	0,04
V2	1,97	0,11	0,19	0,02
V3	2,03	0,17	0,19	0,01
V4	2,11	0,21	0,23	0,05
V5	1,94	0,15	0,28	0,04

Tabela 9.108 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado dominante do paciente 8.

	$GVS$	$\sigma GVS$	$DTW$	$\sigma DTW$
V1	1,02	0,28	3,23	1,61
V2	0,70	0,13	3,03	1,12
V3	0,86	0,16	2,75	0,73
V4	1,30	0,24	3,31	1,45
V5	1,81	0,22	4,91	0,72



## Lado Não Dominante

Tabela 9.109 - Forças F1, F2, F3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 8.

	F1 (f.p.c.)	$\sigma F1$ (f.p.c.)	F2 (f.p.c.)	$\sigma F2$ (f.p.c.)	F3 (f.p.c.)	$\sigma F3$ (f.p.c.)
V1	0,92	0,02	0,60	0,02	1,05	0,03
V2	0,94	0,03	0,60	0,02	1,06	0,03
V3	0,95	0,03	0,57	0,05	1,07	0,04
V4	0,98	0,04	0,53	0,01	1,11	0,06
V5	1,03	0,03	0,54	0,05	1,15	0,05

Tabela 9.110 - Tempos T1, T2, T3 e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 8.

	T1 (%)	$\sigma T1$ (%)	T2 (%)	$\sigma T2$ (%)	T3 (%)	$\sigma T3$ (%)
V1	18,52	0,58	32,32	1,01	51,52	1,01
V2	18,76	0,54	32,47	0,70	52,24	1,27
V3	19,36	0,99	33,33	2,02	52,86	1,38
V4	19,19	2,02	35,35	2,67	53,20	1,54
V5	17,17	0,65	36,36	1,49	53,54	1,19

Tabela 9.111 - Tempo de apoio e tempo de início, fim e duração da fase de apoio simples, e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 8.

	$T_{ap}$ (%)	$\sigma T_{ap}$ (%)	$T_i$ (%)	$\sigma T_i$ (%)	$T_f$ (%)	$\sigma T_f$ (%)	$d(s)$	$\sigma d$ (s)
V1	69,02	0,58	20,33	1,53	51,67	0,58	0,38	1,63
V2	69,26	0,99	20,29	1,25	51,86	0,69	0,38	1,43
V3	69,70	1,11	20,50	1,05	51,83	1,17	0,36	1,57
V4	70,03	0,58	20,67	0,58	51,67	1,53	0,35	1,63
V5	69,70	0,91	20,00	1,12	52,00	0,86	0,36	1,68

Tabela 9.112 - Load rate, unload rate e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 8.

	$LR$ (f.p.c./s)	$\sigma LR$ (f.p.c./s)	$ULR$ (f.p.c./s)	$\sigma ULR$ (f.p.c./s)
V1	0,07	0,01	0,10	0,01
V2	0,07	0,01	0,10	0,01
V3	0,06	0,01	0,10	0,01
V4	0,07	0,02	0,11	0,01
V5	0,09	0,01	0,12	0,02

Tabela 9.113 - Área da densidade espectral, da derivada da força em função da força aplicada e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 8.

	$A_{FF}$	$\sigma A_{FF}$	$A_{dF}$	$\sigma A_{dF}$
V1	1,83	0,01	0,16	0,03
V2	1,86	0,09	0,16	0,01
V3	1,88	0,11	0,17	0,01
V4	1,92	0,14	0,20	0,03
V5	2,06	0,05	0,23	0,04

Tabela 9.114 - GVS, DTW e respectivos desvios padrão para o lado não dominante do paciente 8.

	$GVS$	$\sigma GVS$	$DTW$	$\sigma DTW$
V1	1,34	0,10	2,70	0,14
V2	0,90	0,07	2,49	0,53
V3	1,04	0,14	2,51	0,61
V4	1,58	0,22	2,71	0,33
V5	2,73	0,13	2,38	0,26

## 9.5 Anexo E - Erros dos Parâmetros

Tabela 9.115 - Erros relativos percentuais médios dos parâmetros F1, F2, F3, T1, T2, T3, tempo de apoio, e posição de início da fase simples.

	F1 (%)	F2 (%)	F3 (%)	T1 (%)	T2 (%)	T3 (%)	T <sub>ap</sub> (%)	T <sub>i</sub> (%)
P1	0,40	0,73	5,51	0,07	1,02	0,13	0,00	0,22
P2	2,48	0,66	1,61	0,10	0,39	0,01	0,06	0,56
P3	4,21	0,76	0,52	2,10	0,81	0,04	0,03	5,59
P4	2,77	3,07	6,81	2,01	0,38	0,03	0,01	3,27
P5	4,11	3,75	9,48	0,77	2,34	0,07	0,55	8,48
P6	1,54	5,07	46,05	1,16	0,48	0,69	0,04	3,11
P7	10,49	2,11	11,63	0,07	0,79	0,85	0,38	22,35
P8	0,85	3,82	1,43	7,66	8,33	1,24	0,69	42,26

Tabela 9.116 - Erros relativos percentuais médios dos parâmetros: posição de fim da fase simples, duração da fase simples, load rate, unload rate, área da densidade espectral, área da derivada em função da força, DTW e GVS.

	T <sub>f</sub> (%)	d (%)	LR (%)	ULR (%)	A FF (%)	A dF (%)	DTW (%)	GVS (%)
P1	0,25	1,27	3,47	1,57	5,29	11,31	6,81	1,85
P2	0,26	0,24	0,88	3,12	4,91	7,61	1,63	9,34
P3	0,16	2,26	0,21	9,36	3,85	11,19	3,92	65,22
P4	1,53	14,82	6,83	4,33	15,91	16,41	305,79	118,23
P5	0,65	0,14	6,42	19,94	16,92	28,01	841,57	496,71
P6	0,08	0,82	0,85	34,33	59,95	165,94	0,94	26,42
P7	0,14	3,92	9,64	4,60	26,84	97,45	27,23	23,03
P8	0,24	7,05	6,90	2,91	0,11	4,14	52,28	88,51



## 9.6 Anexo F - DTW como Medida da Simetria

- **Cálculo do Erro de Marcha**

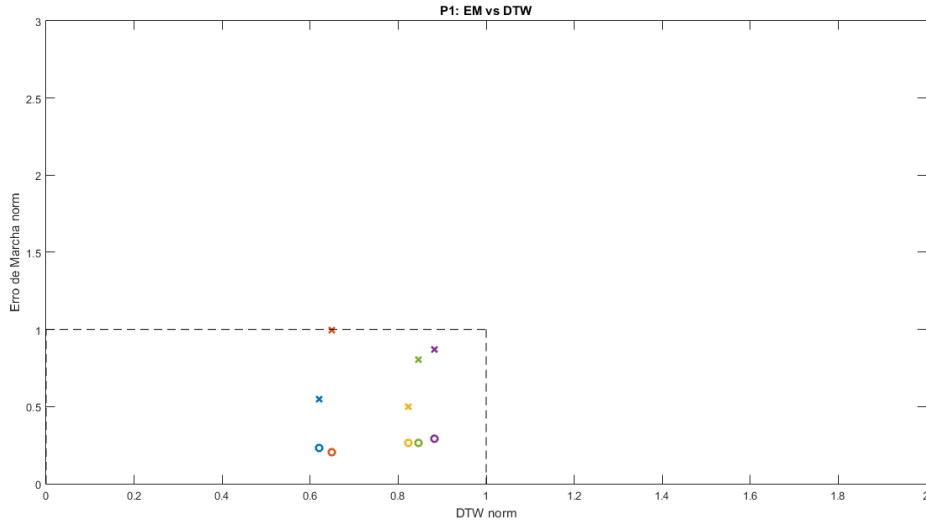


Figura 9.9 - Representação do erro de marcha e do DTW normalizados para o paciente 1.

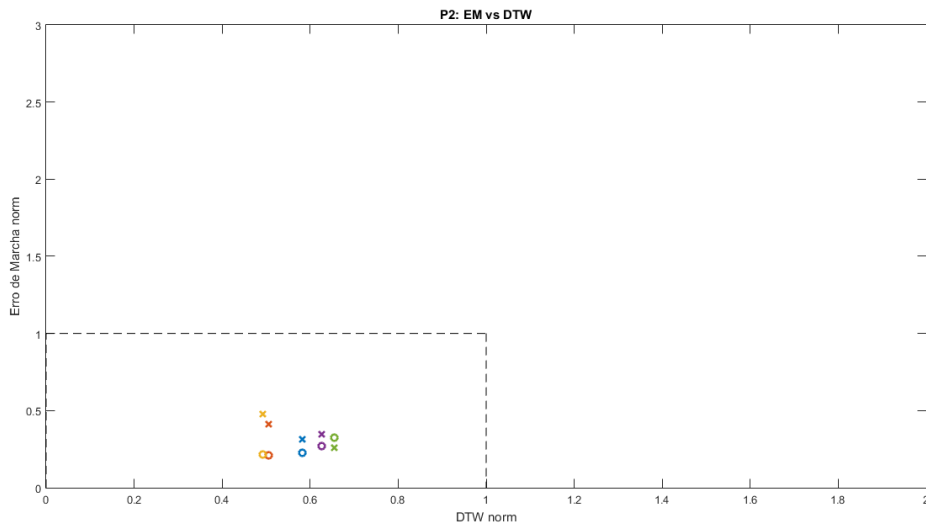


Figura 9.10 - Representação do erro de marcha e do DTW normalizados para o paciente 2.

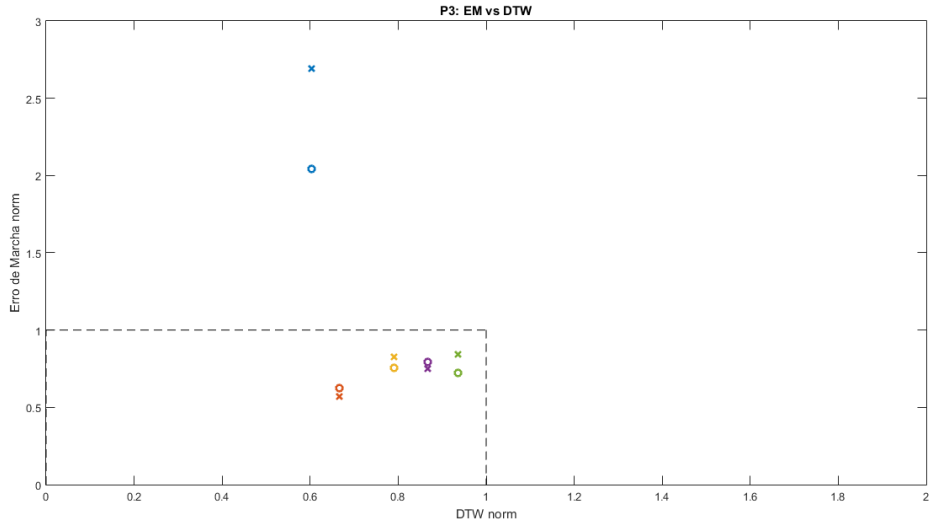


Figura 9.11 - Representação do erro de marcha e do DTW normalizados para o paciente 3.

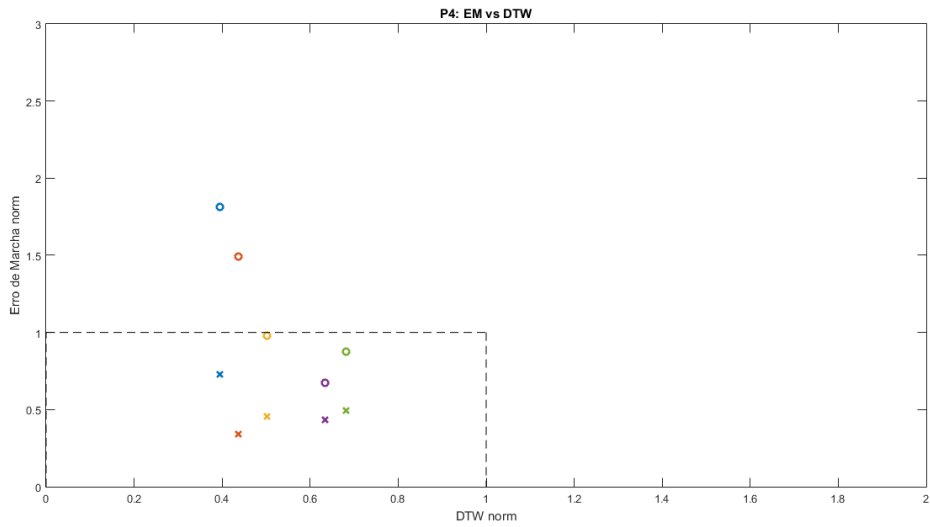


Figura 9.12 - Representação do erro de marcha e do DTW normalizados para o paciente 4.

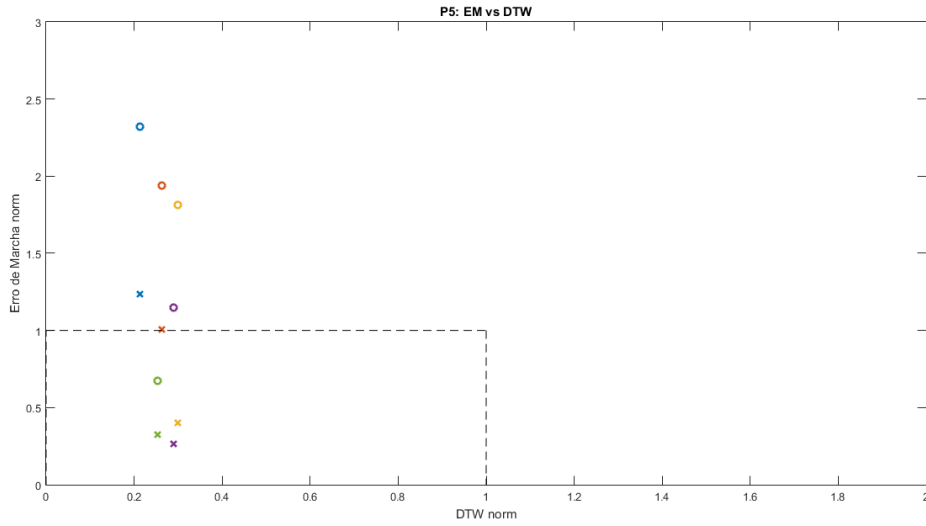


Figura 9.13 - Representação do erro de marcha e do DTW normalizados para o paciente 5.

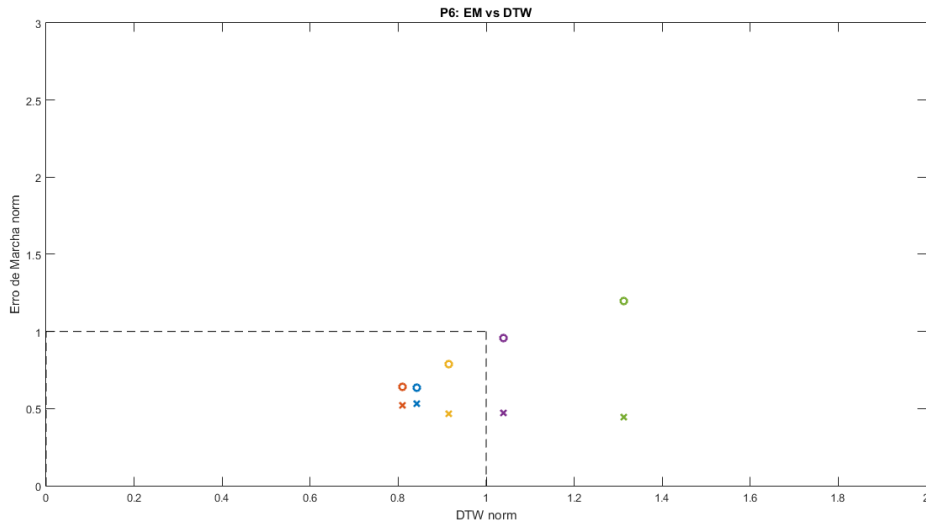


Figura 9.14 - Representação do erro de marcha e do DTW normalizados para o paciente 6.

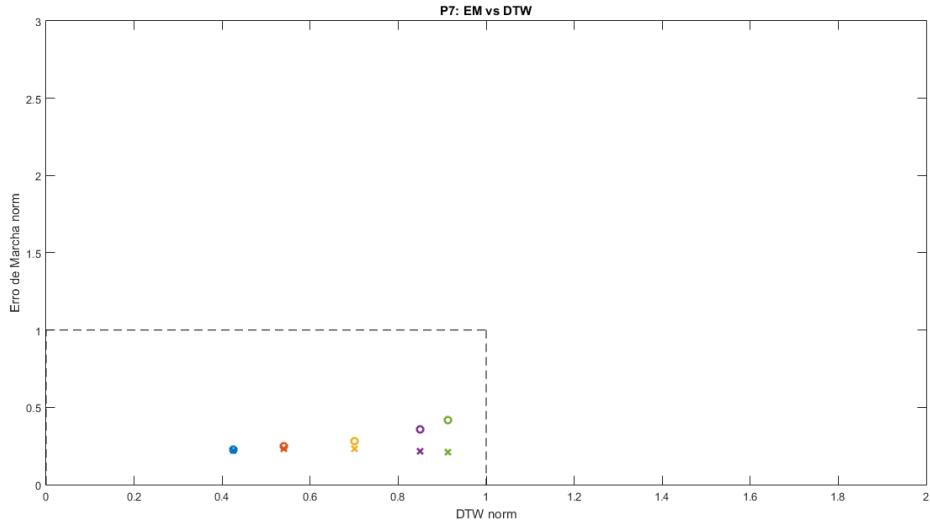


Figura 9.15 - Representação do erro de marcha e do DTW normalizados para o paciente 7.

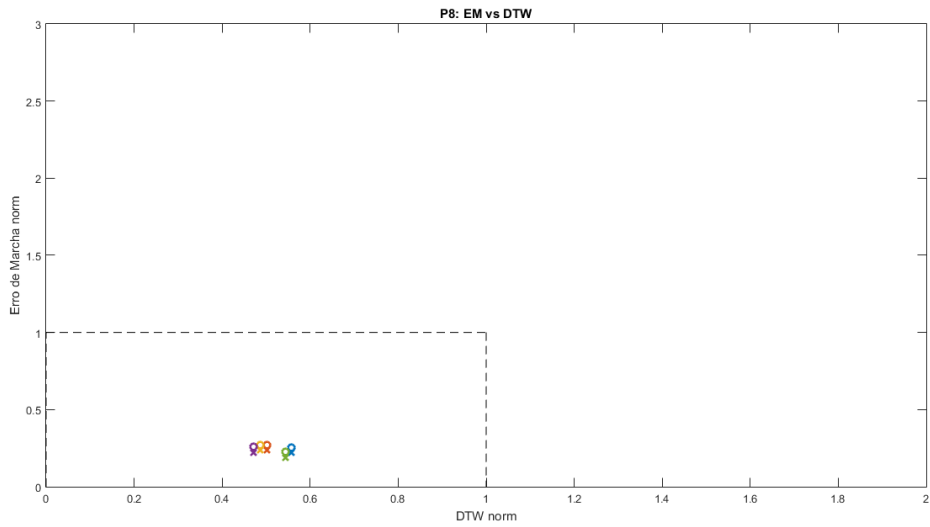


Figura 9.16 - Representação do erro de marcha e do DTW normalizados para o paciente 8.



- Cálculo do GVS

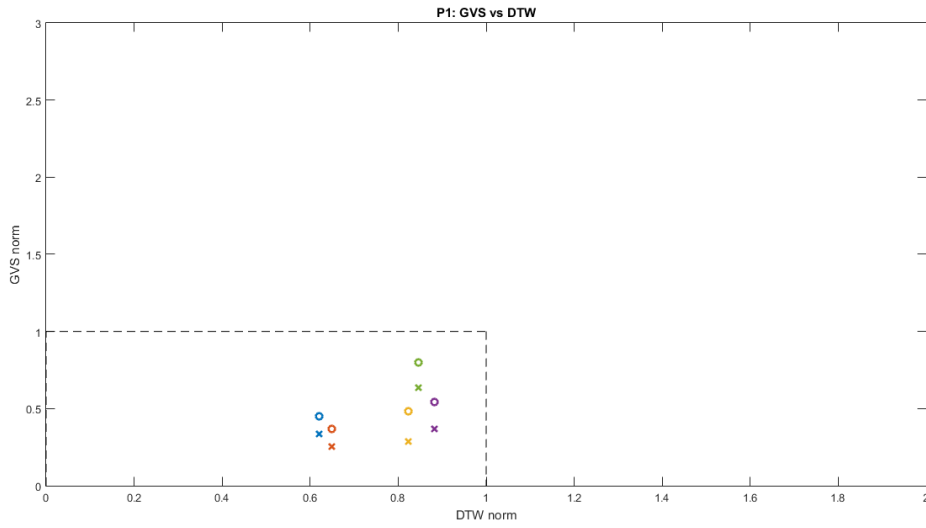


Figura 9.17 - Representação do GVS e do DTW normalizados para o paciente 1.

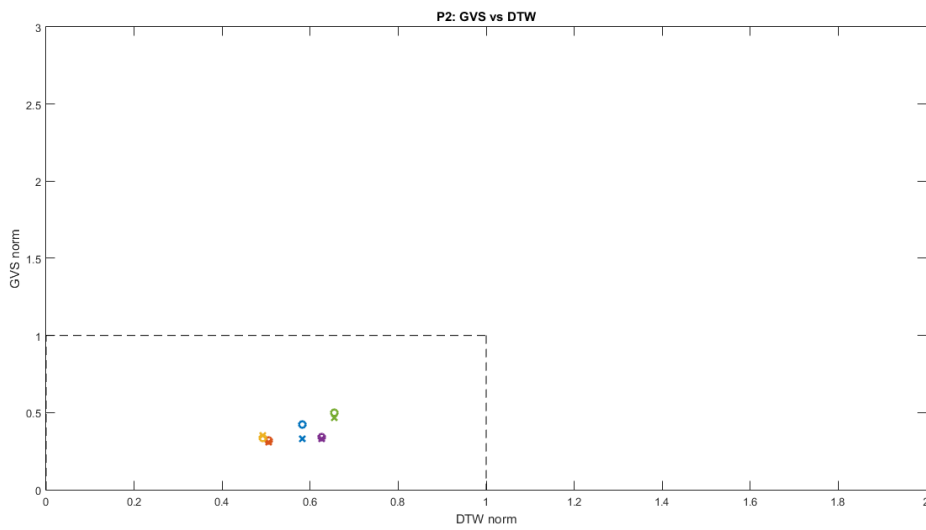


Figura 9.18 - Representação do GVS e do DTW normalizados para o paciente 2.

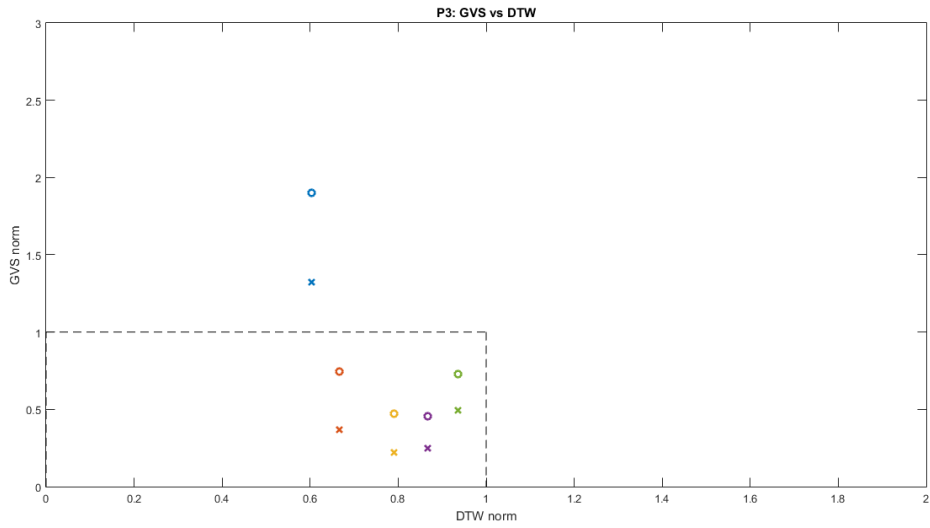


Figura 9.19 - Representação do GVS e do DTW normalizados para o paciente 3.

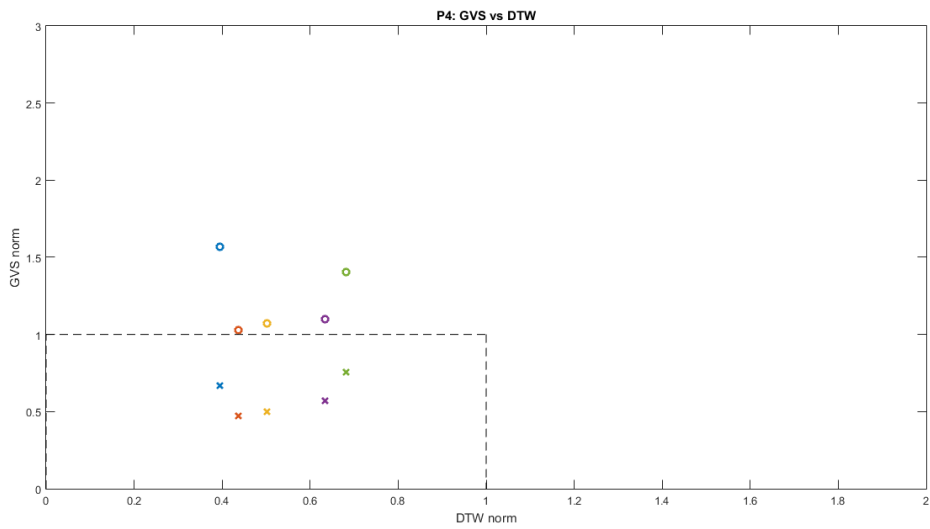


Figura 9.20 - Representação do GVS e do DTW normalizados para o paciente 4.

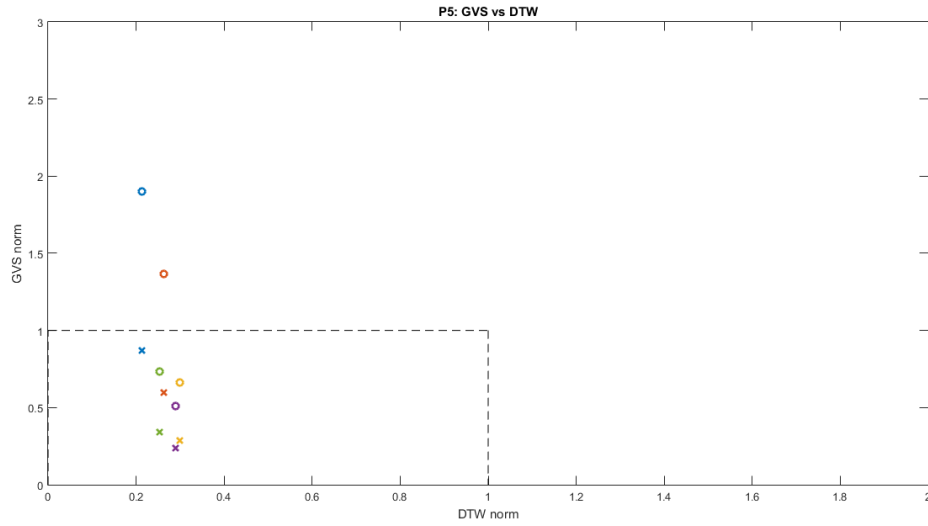


Figura 9.21 - Representação do GVS e do DTW normalizados para o paciente 5.

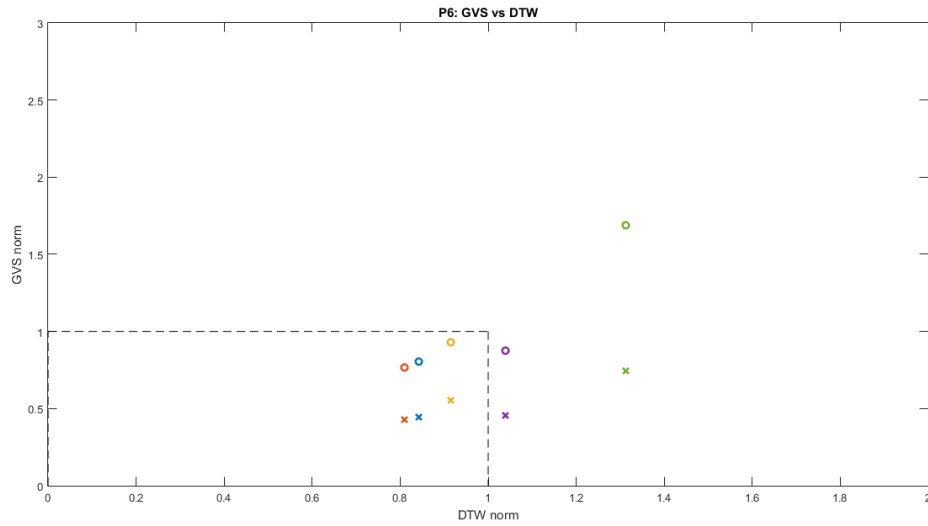


Figura 9.22 - Representação do GVS e do DTW normalizados para o paciente 6.

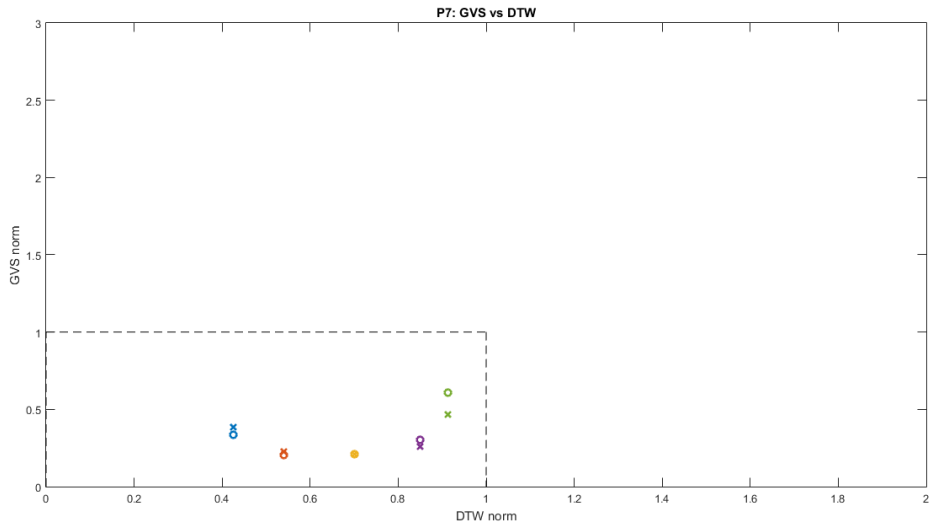


Figura 9.23 - Representação do GVS e do DTW normalizados para o paciente 7.

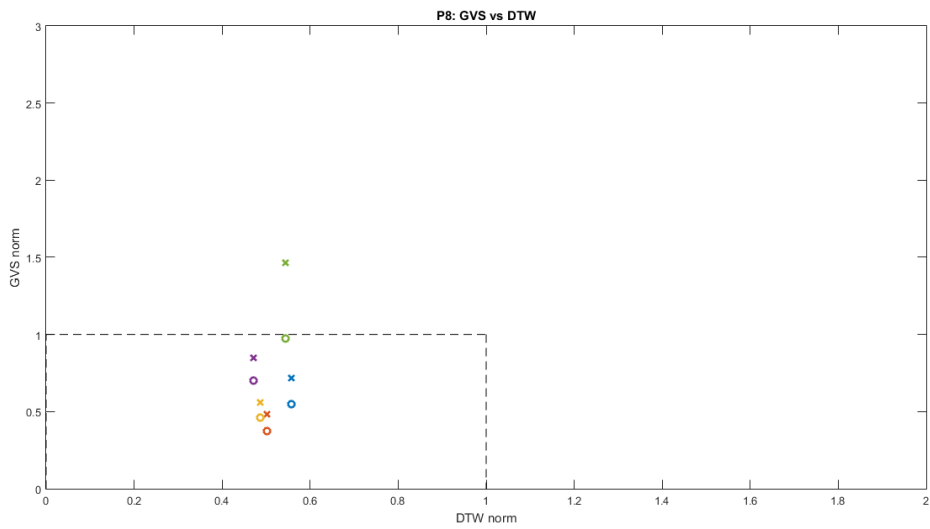


Figura 9.24 - Representação do GVS e do DTW normalizados para o paciente 8.