



Mestrado em Instrumentação Biomédica

Desenvolvimento de método de análise da passada humana em plataforma de pressões

Relatório de estágio apresentado para obtenção do grau de Mestre em Instrumentação Biomédica

Autor

Nuno Baptista Nogueira

Orientadores

Professora Doutora Fernanda de Madureira Coutinho

Professora do Departamento de Engenharia Eletrotécnica
Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

Professor Doutor João Paulo Morais Ferreira

Professor do Departamento de Engenharia Eletrotécnica
Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

Supervisora

Engenheira Cláudia Tonelo

Sensing Future Technologies

Coimbra, outubro, 2019

“Não me interessa ser original: interessa-me ser verdadeiro”
Agostinho da Silva

Agradecimentos

À minha família, em especial ao meu pai, pelo encorajamento e confiança mostrado desde o início até ao fim deste estágio. Um obrigado muito sincero a eles, pois o percurso académico até aqui foi longo, difícil e trabalhoso, e seria impossível ter chegado aqui sem eles.

A toda a equipa da *Sensing Future Technologies*, pela forma como me acolheram na empresa. Um agradecimento especial à minha supervisora, Eng.^a Cláudia Tonelo, pela constante preocupação e vontade de me transmitir todos os seus conhecimentos e por todo o tempo disponibilizado ao longo deste trabalho.

Aos meus orientadores, Prof.^aDr.^aFernanda Coutinho e Prof. Dr. João Ferreira, pela orientação, disponibilidade e preocupação com o decorrer do estágio e na elaboração deste trabalho.

A todos os participantes por despendem do seu tempo e que, de forma voluntária, permitiram realizar a recolha de dados que serviram para a realização deste projeto.

Ao Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, pelos conhecimentos que adquiri ao longo de todo o meu percurso académico.

Nuno Baptista Nogueira

Resumo

A marcha humana compreende uma sequência motora de eventos rápidos e complexos de contrações musculares em diversos segmentos do corpo. É difícil, à observação clínica, analisar todos estes acontecimentos, e quantificar um grau de anormalidade. No entanto, é possível retirar dados relevantes para o meio académico e científico, e para a compreensão e tratamento de distúrbios na locomoção do ser humano.

Este trabalho teve como principal objetivo o desenvolvimento de *software* capaz de fazer a recolha, análise e processamento do sinal da passada humana em plataforma de pressões, de forma a reproduzir um padrão normalizado da passada e identificar eventuais anomalias da mesma, o que poderá ser usado como um complemento ao diagnóstico e uma ferramenta útil ao profissional de saúde.

Com base na revisão bibliográfica, foi elaborado numa primeira fase um *software* capaz de fazer a recolha cinemática e cinética da passada na plataforma de pressão *PhysioSensing*, da *Sensing Future Technologies*, a diferentes utentes. Posteriormente, foi implementado um novo *software* para analisar os dados recolhidos no procedimento experimental e calcular diversos parâmetros de análise da passada humana, entre os quais o perfil de força, impacto e tempo de impacto, força máxima e mínima, tempo de força mínima e trajetória do centro de pressão alinhada. As aplicações computacionais foram desenvolvidas na linguagem de programação *C#*, *WPF* e *SQL*. Após este processo todos estes parâmetros calculados foram necessários para a implementação de um padrão normalizado da passada específico para cada utente, utilizando para isso uma rede neuronal concebida através do *software MATLAB*. O desempenho das RNAs implementadas, com base no *MSE*, foram 3.463×10^{-3} e 3.262×10^{-3} para um total de 20 e 23 épocas de treino, respetivamente. Permitiu assim retirar diversos resultados para os parâmetros de interesse calculados.

Os resultados obtidos não vinculam um diagnóstico clínico sobre o utentes classificados como não saudáveis, não obstante possibilitam a observação de algumas anomalias nas suas passadas. Portanto, crê-se serem resultados motivadores para uma possível aplicação de diagnóstico da passada humana e uma consequente continuação deste mesmo estudo.

Palavras-chave: Dispositivos médicos, tecnologia médica, marcha humana, análise da passada, plataforma de pressões, engenharia biomédica.

Abstract

Human gait comprises a motor sequence of rapid and complex events of muscle contractions, in various body segments. It's difficult, in clinical observation, to analyze all these events and to quantify a degree of abnormality. However, it's possible to draw relevant data for the academic and scientific environment, and for the understanding and treatment of disorders in human locomotion.

The main objective of this work was the development of software capable of collecting, analyzing and processing the signal of the human gait in a pressure platform, in order to reproduce a normalized pattern of the gait and identify any anomalies. It can be used as a supplement to the diagnosis and as a useful tool for the health professional.

Based on the literature review, a software was developed in a first phase capable of kinematic and kinetic collection of gait on Sensing Future Technologies PhysioSensing pressure platform to different users. Subsequently, a new software was implemented to analyze the data collected in the experimental procedure and to calculate several parameters of the human gait, including force profile, impact and impact time, maximum and minimum force, aligned center of pressure and others. Both computer applications were developed in C#, WPF and SQL programming language. After this process, all these calculated parameters were necessary for the implementation of a gait pattern, using a neuronal network designed using the MATLAB software. The performances of the implemented neural networks, based on the MSE, were about 3.463×10^{-3} and 3.262×10^{-3} for a total of 20 and 23 training epochs performed, respectively. This allowed several results to be obtained for the calculated.

The results obtained do not link a clinical diagnosis of patients classified as unhealthy, nevertheless they allow the observation of some anomalies in their gait. Therefore, it's believed to be motivating results for a possible diagnostic application of the human gait and a consequent continuation of this same study.

Keywords: *Medical devices, medical technology, human gait, gait analysis, pressure platform, biomedical engineering.*

Índice

1	Introdução	1
1.1	Objetivos e metodologia	2
1.2	Estrutura do documento	4
2	Revisão Bibliográfica	5
2.1	Análise biomecânica da marcha humana	6
2.2	Pé humano	7
2.3	Ciclo de marcha humana	11
2.4	Marcha humana patológica	14
2.5	Sistemas de Medição Plantar	16
2.5.1	Métodos de medição de pressão plantar	16
2.5.2	Características para sistema de medição de pressão plantar	17
2.5.3	Sistemas de palmilhas	18
2.5.4	Sistemas de plataforma	19
2.5.5	Sistemas de plataforma <i>versus</i> sistema de palmilhas	20
2.5.6	Sistemas de medição existentes no mercado	20
2.5.7	Parâmetros de interesse para análise da passada	22
2.6	Rede neuronal artificial	30
2.6.1	Neurónio artificial	31
2.6.2	Treino	32
2.6.3	Validação	33
2.6.4	Teste	33
3	Análise de requisitos e implementação	35
3.1	Competências necessárias	35
3.2	Integração com o sistema atual	37
3.3	Identificação dos Requisitos	38
3.4	Especificações do <i>software</i> de recolha	43
3.4.1	<i>UI</i> do login	45
3.4.2	<i>UI</i> da página principal	45
3.4.3	<i>UI</i> dos dados do utente	46
3.4.4	<i>UI</i> do iniciar teste	48
3.5	Especificações do <i>software</i> de análise de dados	51

4	Procedimento experimental	55
4.1	Definição da amostra	55
4.2	Requisitos	57
4.3	Protocolo experimental	58
4.4	Procedimento experimental	60
5	Resultados e discussão	67
5.1	Alteração no <i>software</i> de análise de dados	67
5.2	Normalização dos dados	68
5.3	Interpolação linear referente ao parâmetro perfil de força	69
5.4	Resultados obtidos através dos parâmetros de análise	71
5.4.1	Análise estatística do parâmetro velocidade	71
5.4.2	Análise dos parâmetros peso, altura e idade	74
5.5	Análise do parâmetro perfil de força	75
5.5.1	Perfil de força de utentes saudáveis	75
5.5.2	Perfil de força de utentes não saudáveis	86
5.6	Metodologia da RNA	87
5.6.1	<i>MATLAB - Neural Network ToolboxTM</i>	88
5.6.2	Perfil de força da RNA para utentes saudáveis	89
5.6.3	Perfil de força da RNA do pé dominante para utentes não saudáveis	89
5.6.4	Perfil de força da RNA do pé não dominante para utentes não saudáveis	93
5.6.5	Considerações finais sobre os perfis de força gerados	95
6	Conclusões e trabalhos futuros	97
A	Declaração de Consentimento Livre e Esclarecido	101
B	Resultados obtidos através do <i>software</i> de análise de dados	105
C	Poster apresentado nas jornadas de engenharia biomédica	111
	Referências Bibliográficas	113

Índice de Figuras

1.1	Cronograma do estágio.	3
2.1	Impressão de tinta simples em papel do pé humano (Keatsamarn e Pintavirooj, 2016).	5
2.2	Divisão funcional do pé (Seeley et al., 2003).	7
2.3	Tipos de pé quanto ao contacto com o solo (Medium, 2019).	8
2.4	Tipos de passada (Santos, 2017).	9
2.5	Pé com <i>Hallux Valgus</i> (bem estar, 2019).	9
2.6	Úlcera no pé diabético (Sénior, 2018).	10
2.7	Ciclo de marcha humana segundo duas terminologias (Karadsheh, 2016).	12
2.8	Tempos de apoio plantar (Calhau et al., 2008).	13
2.9	Representação dos parâmetros espaço-temporais da marcha humana. Os retângulos em vermelho e azul representam os pés direito e esquerdo, respetivamente (Ferreira, 2016).	14
2.10	Representação 2D e 3D de distribuição de pressão plantar normal, durante a fase de apoio do ciclo de marcha, de um indivíduo (HS - <i>Heel Strike</i> , FF - <i>Foot Flat</i> , MSt - <i>Midstance</i> , HO - <i>Heel Off</i> , R - <i>Right</i> , L - <i>Left</i>) (Wafai et al., 2015).	15
2.11	Representação 2D e 3D de distribuição de pressão plantar resultante da articulação subtalar e dor no calcanhar no pé patológico durante a fase de apoio do ciclo de marcha (HS - <i>Heel Strike</i> , FF - <i>Foot Flat</i> , MSt - <i>Midstance</i> , HO - <i>Heel Off</i> , R - <i>Right</i> , L - <i>Left</i>) (Wafai et al., 2015).	16
2.12	Sistema de palmilha ilustrativo da <i>Moticon</i> (Moticon, 2019).	19
2.13	Plataforma de pressão ilustrativa <i>MobileMat</i> da <i>Tekscan</i> (Tekscan, 2019).	19
2.14	Sistema de plataforma <i>PhysioSensing</i> (SFT, 2018).	21
2.15	Perfil de força padrão, cujo eixo vertical representa a força exercida e o eixo horizontal o tempo decorrido (a) ou o tempo total da fase apoio em % (b). O ponto A e B representam o primeiro e segundo pico da curva (Guldemon, 2007).	23
2.16	Perfil de pressão exercida por cada região do pé, ao longo da fase de apoio em % (Guldemon, 2007).	24
2.17	Perfil de força para diferentes velocidades de marcha (Cook et al., 1997).	25
2.18	VGRF ao longo da fase de apoio para o pé esquerdo (a) e direito (b) de um indivíduo com lesão no joelho direito (Valle, 2016).	25

2.19	VGRF em indivíduos saudáveis (linha preta) e indivíduos pós acidente vascular cerebral para o membro parético (linha vermelha contínua) e não parético (linha vermelha tracejada) durante a marcha numa velocidade autoseleccionada (Séléna et al., 2014).	26
2.20	VGRF para o pé esquerdo durante o ciclo de marcha. A Figura (a) representa o perfil de força numa marcha normal enquanto que a Figura (b) representa o perfil de força numa marcha com a patologia de <i>Parkinson</i> (Dubey et al., 2013).	26
2.21	Mapa de pressão plantar (Karia et al., 2016).	27
2.22	Orientação de eixos da plataforma <i>PhysioSensing</i>	28
2.23	Progressão do CoP no pé humano (Buldt et al., 2018).	29
2.24	Várias trajetórias do CoP referentes ao pé direito durante a fase de apoio (Buldt et al., 2018).	30
2.25	Estrutura básica de uma RNA.	31
2.26	Modelo de um neurónio (Santos, 2018).	32
2.27	Definição do critério de paragem no processo de treino. À passagem completa de todos os casos pela rede dá-se o nome de época.	33
3.1	Diagrama do <i>software</i> a desenvolver e o fornecido para o desenvolvimento deste trabalho.	37
3.2	Orientação dos eixos da plataforma de pressão (a) e do <i>Oxyplot</i> (b).	39
3.3	Imagem ilustrativa dos dois sentidos que o utente pode escolher ao longo do procedimento experimental.	40
3.4	CoP e trajetória da <i>gait line</i> de um pé normal esquerdo e direito. O ponto P1 corresponde ao ponto de aceleração máxima no pé, o ponto P2 ao ponto de máxima desaceleração no antepé, a distância entre o ponto P3 e P4 representa a largura do pé.	41
3.5	<i>Wireframe</i> do login.	45
3.6	<i>Wireframe</i> do separador inicial.	46
3.7	<i>Wireframe</i> do separador <i>Dados do Utilizador</i>	48
3.8	<i>Wireframe</i> um do separador <i>Iniciar Teste</i>	50
3.9	<i>Wireframe</i> dois do separador <i>Iniciar Teste</i>	50
3.10	<i>Wireframe</i> do <i>software</i> de análise de dados.	51
4.1	Duas perspetivas do conjunto plataformas de madeira mais plataforma de pressão <i>PhysioSensing</i>	57
4.2	Figura ilustrativa do procedimento experimental.	59
4.3	Ambiente do procedimento experimental; (a) no ISEC; (b) no IPN.	60
4.4	<i>UI</i> do login.	61
4.5	<i>UI</i> do separador do histórico dos utentes.	61
4.6	<i>UI</i> do separador dos dados do utente.	62
4.7	Visualização do mapa de pressão dinâmico do tipo de pé.	62
4.8	Visualização do mapa de pressão dinâmico do tipo de pé do utente.	63
4.9	Figura ilustrativa do procedimento experimental.	64
4.10	Visualização gráfica das recolhas dos dados do utente na velocidade normal.	65

5.1	Representação do ponto encontrado (X, Y) , através da interpolação linear dados dois pontos (X_k, Y_k) e (X_{k+1}, Y_{k+1})	70
5.2	Representação do processo de interpolação linear (b) através dos valores do perfil de força recolhidos no procedimento experimental (a).	70
5.3	Visualização gráfica dos valores das velocidades do CoP, recolhidas ao longo do procedimento experimental para um utente em específico, de forma a ilustrar a situação da sobreposição dos valores de velocidade. . .	72
5.4	Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força (pé dominante (a); pé não dominante (b)), recolhidos na última velocidade do procedimento experimental para o conjunto total de utentes saudáveis. . .	76
5.5	Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força do grupo 1. Na Figura (a) e (b) está representado o perfil de força para o pé dominante em idades ≤ 24 anos e > 24 anos, respetivamente.	79
5.6	Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força do grupo 1. Na Figura (a) e (b) está representado o perfil de força para o pé não dominante em idades ≤ 24 anos e > 24 anos, respetivamente.	79
5.7	Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força do grupo 2. Na Figura (a) e (b) está representado o perfil de força para o pé dominante com pesos ≤ 74 kg e > 74 kg, respetivamente.	82
5.8	Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força do grupo 2. Na Figura (a) e (b) está representado o perfil de força para o pé não dominante com pesos ≤ 74 kg e > 74 kg, respetivamente.	82
5.9	Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força do grupo 3 de utentes saudáveis, recolhidos na última velocidade do procedimento experimental. Na Figura (a) e (b) está representado para o pé dominante com alturas ≤ 173 cm e > 173 cm, respetivamente.	85
5.10	Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força do grupo 3 de utentes saudáveis, recolhidos na última velocidade do procedimento experimental. Na Figura (a) e (b) está representado para o pé não dominante com alturas ≤ 173 cm e > 173 cm, respetivamente.	85
5.11	Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força para o pé dominante (a) e não dominante (b), em amostras recolhidas no procedimento experimental para o conjunto total de utentes não saudáveis.	87
5.12	Estrutura das RNAs implementadas.	88
5.13	Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força gerado pelas RNAs (para o pé dominante(a) e não dominante (b)).	89
5.14	Perfil de força (pé dominante) do utente 1 recolhido no procedimento experimental <i>versus</i> perfil de força (pé dominante) gerado pela RNA. . . .	90
5.15	Perfil de força (pé dominante) do utente 2 recolhido no procedimento experimental <i>versus</i> perfil de força (pé dominante) gerado pela RNA. . . .	91
5.16	Perfil de força (pé dominante) do utente 3 recolhido no procedimento experimental <i>versus</i> perfil de força (pé dominante) gerado pela RNA. . . .	92
5.17	Perfil de força (pé não dominante) do utente 1 recolhido no procedimento experimental <i>versus</i> perfil de força (pé não dominante) gerado pela RNA. . . .	93

5.18	Perfil de força (pé não dominante) do utente 2 recolhido no procedimento experimental <i>versus</i> perfil de força (pé não dominante) gerado pela RNA.	94
5.19	Perfil de força (pé não dominante) do utente 3 recolhido no procedimento experimental <i>versus</i> perfil de força (pé não dominante) gerado pela RNA.	95
A.1	Declaração de consentimento livre e esclarecido.	103
B.1	Resultados visuais obtidos no <i>software</i> de análise de dados.	106
B.2	Resultados visuais obtidos no <i>software</i> de análise de dados.	107
B.3	Resultados visuais obtidos no <i>software</i> de análise de dados.	108
B.4	Resultados visuais obtidos no <i>software</i> de análise de dados.	109
C.1	<i>Poster</i> apresentado nas jornadas de engenharia biomédica.	112

Índice de Tabelas

2.1	Ciclo de marcha, segundo terminologia articular (Physiopedia, 2019).	12
2.2	Estrutura base de um sistema de medição de pressão plantar (Orlin e Mc-poil, 2000).	17
2.3	Comparação das plataformas de pressão mais conhecidas no mercado (SFT, 2018 ; Novel, 2019 ; Medicapteurs, 2019 ; International, 2019 ; Tekscan, 2019 ; Amcube, 2019).	22
3.1	Especificações do <i>software</i> de recolha.	44
3.2	Especificações do <i>software</i> de análise de dados.	52
4.1	Caracterização da amostra	56
4.2	Outras informações acerca da amostra	56
4.3	Requisitos para a realização do procedimento experimental	58
5.1	Informações acerca do parâmetro velocidade do CoP, agrupado na classe 1, cuja unidade está em cm s^{-1}	73
5.2	Informações acerca do parâmetro velocidade do CoP, agrupado na classe 2, cuja unidade está em cm s^{-1}	73
5.3	Informações acerca do parâmetro velocidade do CoP, agrupado na classe 3, cuja unidade está em cm s^{-1}	73
5.4	Informações acerca do parâmetro peso corporal entre utentes saudáveis e não saudáveis, cuja unidade é o kg.	74
5.5	Informações acerca do parâmetro altura entre utentes saudáveis e não saudáveis, cuja unidade é o cm.	74
5.6	Informações acerca do parâmetro idade entre utentes saudáveis e não saudáveis, representado em anos.	75
5.7	Parâmetros de análise da passada calculados para o pé dominante e não dominante, no conjunto total de utentes saudáveis recolhidos na última velocidade do procedimento experimental.	76
5.8	Informações acerca do parâmetro idade do grupo 1. O N representa o número de amostras.	77
5.9	Parâmetros de análise da passada calculados para o pé dominante sobre o grupo 1, no conjunto total de utentes saudáveis, em amostras recolhidas na última velocidade do procedimento experimental.	78

5.10	Parâmetros de análise da passada calculados para o pé não dominante sobre o grupo 1, no conjunto total de utentes saudáveis, em amostras recolhidas na última velocidade do procedimento experimental.	78
5.11	Informações acerca do parâmetro peso do grupo 2. O N representa o número de amostras.	80
5.12	Parâmetros de análise da passada calculados para o pé dominante sobre o grupo 2, no conjunto total de utentes saudáveis, em amostras recolhidas na última velocidade do procedimento experimental.	81
5.13	Parâmetros de análise da passada calculados para o pé não dominante sobre o grupo 2, no conjunto total de utentes saudáveis, em amostras recolhidas na última velocidade do procedimento experimental.	81
5.14	Informações acerca do parâmetro altura do grupo 3. O N representa o número de amostras.	83
5.15	Parâmetros de análise da passada calculados para o pé dominante sobre o grupo 3, no conjunto total de utentes saudáveis, em amostras recolhidas na última velocidade do procedimento experimental.	84
5.16	Parâmetros de análise da passada calculados para o pé não dominante sobre o grupo 3, no conjunto total de utentes saudáveis, em amostras recolhidas na última velocidade do procedimento experimental.	84
5.17	Parâmetros de análise da passada calculados (para o pé dominante e não dominante) no conjunto total de utentes não saudáveis, em amostras recolhidas na última velocidade do procedimento experimental.	86
B.1	Parâmetros de análise da passada referentes ao perfil de força representado na Figura B.1.	106
B.2	Parâmetros de análise da passada referentes ao perfil de força representado na Figura B.2.	107
B.3	Parâmetros de análise da passada referentes ao perfil de força representado na Figura B.3.	108
B.4	Parâmetros de análise da passada referentes ao perfil de força representado na Figura B.4.	109

Abreviaturas

ADC	<i>Analog-to-Digital Converter</i>
ANSI	<i>American National Standards Institute</i>
CoP	<i>Center of Pressure</i>
CNPD	<i>Comissão Nacional de Proteção de Dados</i>
DP	<i>Desvio Padrão</i>
IPN	<i>Instituto Pedro Nunes</i>
ISEC	<i>Instituto Superior de Engenharia de Coimbra</i>
MSE	<i>Mean Squared Error</i>
RGPD	<i>Regulamento Geral de Proteção de Dados</i>
RNA	<i>Rede Neuronal Artificial</i>
SQL	<i>Structured Query Language</i>
TI	<i>Tecnologia da Informação</i>
UE	<i>União Europeia</i>
UI	<i>User Interface</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
WPF	<i>Windows Presentation Foundation</i>
XAML	<i>eXtensible Application Markup Language</i>

Capítulo 1

Introdução

O pé humano é considerado o primeiro elemento da cadeia cinética da marcha. A fásia plantar, em condições normais, funciona como a principal superfície de interação do pé com o solo, sendo uma estrutura presente na maioria dos vertebrados, que suporta a pressão corporal¹ e que permite a sua locomoção (Mudalige et al., 2016; Hu et al., 2018).

A baropodometria consiste na análise da passada humana na fase estática ou dinâmica. As distribuições desses dados refletem as condições relacionadas com o pé, tais como: estrutura, função, controlo da postura entre outras, que posteriormente fornecem informações fisiológicas ou patológicas de grande valor para o diagnóstico médico numa variedade de situações, como a identificação dos problemas musculoesqueléticos e avaliação da eficácia pós-operatória. Os possíveis resultados quantitativos obtidos contribuem para o restabelecimento de boas pressões plantares dinâmicas, de forma a iniciar os passos preventivos de forma mais eficaz e prevenir os utentes de lesões articulares. Portanto, há um grande interesse em projetar e construir um conjunto preciso e eficaz de sistemas de medição de pressão plantar, sendo este tema investigado já há mais de vinte anos (Mudalige et al., 2016; Hu et al., 2018).

Atualmente, existem bastantes dispositivos para o desenvolvimento de método de análise da passada em plataforma de pressões, geralmente usados para pesquisa e prática clínica, usando diferentes tecnologias disponíveis. Estas tecnologias diferem no seu tamanho, número de sensores, tipo de sensor, precisão e tempo de resposta. Tipicamente, existem dois tipos de dispositivos de medição de pressão plantar: sistema de plataforma e sistema *in-shoe*. Tais dispositivos fornecem informações importantes que podem ser usadas como uma ferramenta para avaliar utentes com problemas nessa estrutura anatómica. Usualmente, a medição dinâmica e estática é levada em consideração para a medida de

¹A pressão é uma força vertical distribuída pela área de contato (quanto maior a área, menor a pressão e vice-versa).

distribuição da pressão plantar do pé. À medida que aplicações de sistemas de medição de pressão plantar aumentam, é necessário determinar os valores de repetibilidade e pressão normal da passada do pé para fins de referência e comparação (Ghazali et al., 2017).

A *Sensing Future Technologies*, sediada em Coimbra no Edifício E do Instituto Pedro Nunes (IPN), foi a empresa que permitiu a realização deste estágio no âmbito da Unidade Curricular de Estágio do Mestrado em Instrumentação Biomédica do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra (ISEC). Trata-se de uma empresa constituída por uma equipa multidisciplinar, dispondo de conhecimentos nas áreas de engenharia biomédica, mecânica, biomecânica, eletrotécnica e informática com uma sólida experiência em instrumentação, controlo de sistemas e robótica. Concebe, desenvolve e implementa dispositivos médicos tecnológicos para terapia e reabilitação física, estando também aberta a participações em projetos de investigação, desenvolvimento e inovação. O dispositivo comercial *PhysioSensing*, desenvolvido por esta empresa, foi o elemento central do *setup* experimental que esteve na base deste trabalho desenvolvido. É composto por uma plataforma de pressões e *software* que, em tempo real, fornecem um *biofeedback* visual a utentes e profissionais de saúde.

Este trabalho foi apresentado nas jornadas de engenharia biomédica para toda a comunidade do ISEC, em formato de *poster* apresentado no Anexo C.

Neste capítulo é feita uma introdução, que descreve o enquadramento do estágio, os principais objetivos e metodologia, bem como a estrutura do relatório.

1.1 Objetivos e metodologia

A motivação subjacente a este trabalho passa por melhorar a solução atual do sistema *PhysioSensing*, acrescentado mais funcionalidades a este dispositivo, dotando-o de capacidades para avaliação dinâmica, bem como o desenvolvimento de novas perspetivas essenciais para o desenvolvimento pessoal e profissional.

O principal objetivo é o desenvolvimento de *software* capaz de fazer a recolha, a análise e o processamento do sinal da passada humana em plataforma de pressões de forma a reproduzir um padrão normalizado da passada específico para cada utente, e identificar eventuais anomalias da mesma, o que poderá ser usado como um complemento ao diagnóstico e uma ferramenta útil ao profissional de saúde. Dessa forma, foi desenvolvido um conjunto de atividades, apresentadas na Figura 1.1, cada uma delas composta pelas seguintes tarefas:

1. Análise ao estado da arte - pesquisa e análise sobre a biomecânica da marcha humana, sistemas de medição de pressão plantar atualmente existentes e redes neurais;
2. Análise de requisitos e definição de protocolo de recolha – recolha das informações necessárias para o desenvolvimento de um protocolo de recolha;
3. Desenvolvimento e implementação da solução – transformação da informação recolhida num *software* otimizado através dos dados obtidos pela plataforma de pressão *PhysioSensing*;
4. Testes de validação – execução de múltiplos testes com o intuito de verificar a funcionalidade do *software*, capaz de atender às necessidades pretendidas;
5. Recolha de dados - realização de dezenas de recolhas a vários utentes, que participaram de forma voluntária neste estudo;
6. Análise de dados - elaboração de um novo *software* para a análise dos dados recolhidos, com vários parâmetros de análise da passada, e reprodução de um padrão normalizado desta através da implementação de redes neuronais;
7. Testes ao *software* - Execução de vários testes a este novo *software*, de forma a verificar a viabilidade do mesmo.

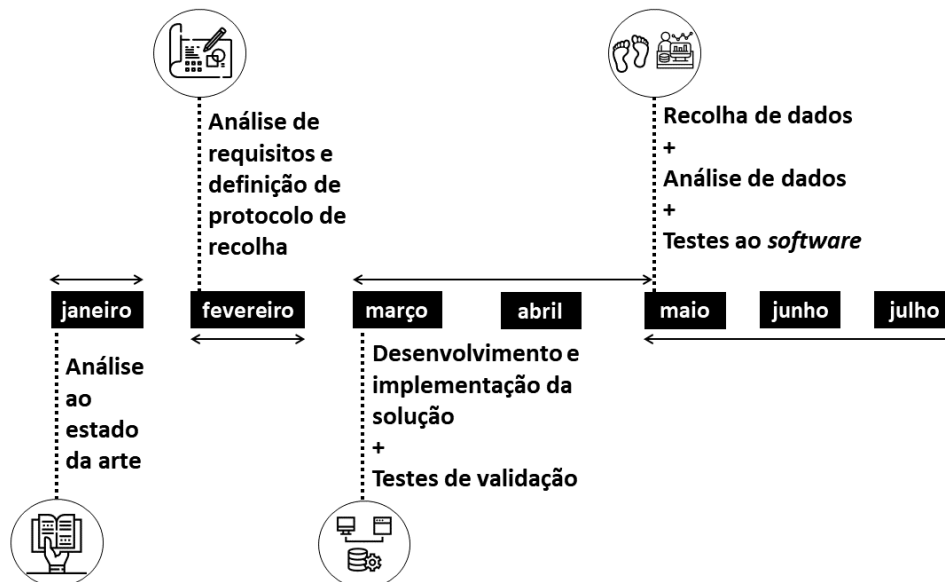


Figura 1.1: Cronograma do estágio.

1.2 Estrutura do documento

Este documento encontra-se dividido em 6 capítulos, cada um constituído por várias secções, organizados de forma a facilitar a leitura do trabalho desenvolvido. No Capítulo 1 é dada uma visão geral sobre o enquadramento e objetivos do estágio. É dada ainda uma informação adicional acerca da estrutura deste relatório.

O Capítulo 2 contém alguns fundamentos teóricos de conceitos determinantes no desenvolvimento deste trabalho, nomeadamente: análise biomecânica da marcha humana e suas aplicações clínicas, características da marcha humana e a importância do seu estudo, comparação entre os vários dispositivos para medição da pressão plantar e o utilizado, e uma visão geral sobre redes neuronais.

No Capítulo 3 são definidas as etapas e competências que foram necessárias adquirir e solidificar para o desenvolvimento deste trabalho, os requisitos necessários dos sistemas desenvolvidos, bem como a sua implementação. São também apresentados os *wireframes* das aplicações computacionais desenvolvidas.

O Capítulo 4 descreve as etapas essenciais para a concretização do procedimento experimental deste estudo.

No Capítulo 5 são apresentadas algumas alterações realizadas no *software* para a posterior análise de dados, os resultados obtidos através desta análise e a metodologia e desenvolvimento da rede neuronal utilizada para a criação de um padrão normalizado da passada humana.

No Capítulo 6 são expostas as conclusões do estágio e propostas para trabalho futuro.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

A análise quantitativa do movimento humano integra-se no domínio da Biomecânica e, partindo da análise morfológica da palavra, esta é a aplicação dos princípios da Mecânica aos seres vivos. A sua investigação clínica é considerada como sendo a medição, o processamento e a interpretação sistemática dos parâmetros biomecânicos que caracterizam a locomoção humana e facilitam a identificação de limitações no movimento ([Sousa e Tavares, 2010](#); [Baker, 2006](#)).

Durante as últimas duas décadas, as tecnologias de medição de pressão plantar são tema de grande interesse. Outrora, uma impressão de tinta simples em papel, apresentado na Figura 2.1, era o método praticado que usava a deformação mecânica permanente criada por um pé num material especializado. A grande desvantagem deste método era a falta de precisão de pressão plantar e a não possibilidade de encontrar a pressão diferencial em posições diferentes na área do pé, para além de requerer novos materiais em cada teste ([Keatsamarn e Pintavirooj, 2016](#)).



Figura 2.1: Impressão de tinta simples em papel do pé humano ([Keatsamarn e Pintavirooj, 2016](#)).

2.1 Análise biomecânica da marcha humana

A análise biomecânica da marcha humana abrange dados cinemáticos, cinéticos, sinais eletromiográficos, entre outros que, em conjunto, requerem uma interpretação e organização dos princípios fundamentais que lucidam sobre a temática da marcha humana. Existem 4 requisitos essenciais para a marcha humana (Pinto, 2007):

1. Integridade músculoesquelética - inclui ossos, articulações, músculos, etc;
2. Controlo neurológico - receção e integração de mensagens; Localização do corpo no espaço, quando e para onde mover;
3. Equilíbrio - capacidade de assumir e manter ortostatismo;
4. Locomoção - capacidade de iniciar e manter marcha rítmica.

A marcha humana é descrita por parâmetros espaço-temporais que se alteram entre diferentes indivíduos e que dependem de condições e fatores. Ao estudar a marcha humana, pretende-se avaliar como é a locomoção do sujeito. Utilizando os dados que abrangem a análise biomecânica da marcha anteriormente ditos, o movimento modelado matematicamente permitirá uma maior informação dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento do corpo humano, que terão uma grande importância na investigação clínica da marcha humana (Calhau et al., 2008).

A análise cinemática relaciona-se com a geometria do movimento a partir de uma interpretação espacial e temporal. Ou seja, estuda variáveis (tempo, deslocamento, velocidade, aceleração) que descrevem o movimento de um corpo. Através desta análise, determina-se qual a velocidade de um objeto, qual a sua altura e distância que atinge, etc. Permite adquirir padrões de marcha humana normal e patológica, que são úteis na avaliação de resultados terapêuticos. Alguns exemplos de processos desta análise são: acelerómetros, goniómetros, entre outros (Bagesteiro, 2012).

A análise cinética descreve o conjunto das forças (internas ou externas) que interferem na realização do movimento humano. As forças musculares e os momentos gerados pelos músculos em torno das articulações são fatores bastante importantes para uma marcha humana eficiente. Relativamente a exemplos de métodos cinéticos, existem as plataformas de forças, captadores fixos no pé, entre outros (Maganhoto et al., 2011).

A investigação sobre sistemas capazes de analisar a marcha humana, tem evoluído ao longo dos anos, de onde resulta um elevado número de estudos publicados, patentes e produtos lançados no mercado. A análise da marcha pode ser realizada através de sistemas montados em laboratório, ou de sistemas possíveis de utilizar em ambiente aberto, ou em alguns casos através da junção destes dois. Para se analisar devidamente então a marcha humana, é necessário pesquisar e investigar primeiramente o membro inferior (Vieira, 2015).

2.2 Pé humano

A podologia é a ciência que analisa e investiga o membro inferior e tem como principal objetivo a prevenção, diagnóstico e a terapêutica das patologias que afetam o pé e as suas repercussões no corpo humano. A sua estrutura é composta por ossos, articulações e tecidos moles, com um papel fundamental na função biomecânica dos membros inferiores. A importância desta área da saúde assenta no fato de o pé ser o suporte de todo o corpo, sendo que pequenas alterações neste podem trazer graves repercussões. Mais importante que tratar é a prevenção de doenças, devendo ter especial atenção a este fato os grupos de risco, como por exemplo: diabéticos, insuficientes metabólicos e venosos (de Jesus, 2016).

Em relação à estrutura óssea do pé, este é constituído por 26 ossos¹ e clinicamente é dividido em três partes, observável na Figura 2.2:

- Retropé - constituído pelos ossos tálus e calcâneo;
- Mediopé - formado pelos ossos navicular, cubóide e cuneiformes medial, intermédio e lateral;
- Antepé - constituído pelos metatarsos e falanges.

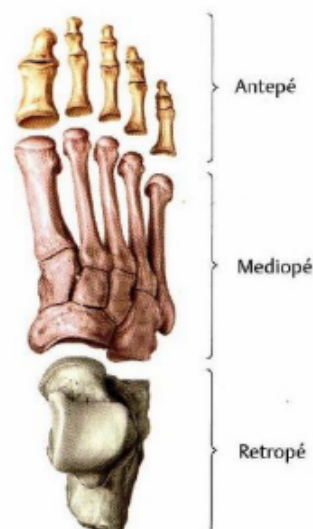


Figura 2.2: Divisão funcional do pé (Seeley et al., 2003).

¹Estes ossos estão distribuídos pela seguinte forma: 7 ossos do tarso (calcâneo, astrágalo, cubóide, escafóide e 1º, 2º e 3º cuneiforme), 5 ossos do metatarso e 14 ossos das falanges (falange proximal, medial e distal para cada dedo, exceto o hálux (dedo grande do pé) que apresenta apenas duas falanges) (Seeley et al., 2003; Muscolino, 2006).

Fatores como a idade, sexo, sobrecarga ponderal, estilo de vida, relevo de solo entre outros influenciam na marcha humana e, posteriormente, levam a pequenas alterações nos pés que acarretam graves repercussões, sendo esta estrutura anatómica uma das localizações mais frequentes de dor. Estas alterações estão associadas a diferenças na funcionalidade do pé durante posições estáticas ou dinâmicas, existindo várias patologias associadas ao tipo de pé e passada de cada indivíduo. O nosso sistema de amortecimento começa no pé, segue para o tornozelo, perna e para o resto do corpo. Desta forma existem 3 tipos de pés classificados quanto à superfície de contato com o solo, apresentados na Figura 2.3, e 3 tipos de passadas, retratadas na Figura 2.4. O tipo de pé é classificado da seguinte forma (APDP, 2012):

- Pé cavo ou *cavus* – arco plantar acentuado, o que leva, por vezes, o não apoio da parte média do pé no contacto com a superfície;
- Pé normal, neutro ou *rectus* – arco plantar normal, com uma distribuição de carga e amortecimento de impacto adequado;
- Pé plano, chato ou *planus* – arco plantar reduzido, levando quase ao contacto total na superfície;



Figura 2.3: Tipos de pé quanto ao contacto com o solo (Medium, 2019).

O tipo de passada humana é classificada em 3 categorias: neutra (começando a fase de apoio com a parte externa do calcanhar, com uma ligeira rotação interior), supinada (descrita pela rotação exagerada do pé para a parte exterior quando o calcanhar toca no chão) e pronada (caracterizada por uma rotação excessiva do pé para a parte interior quando o calcanhar toca no chão). O movimento de pronação e supinação ocorre sobretudo na articulação subtalar, entre o astrágalo e calcanhar (Brochado, 2016).

A patologia do pé surge como uma individualidade médica, englobando anomalias distintas, com características próprias. Anatomicamente, contém vários tecidos orgânicos diferentes podendo todos eles ser alvo de patologia e de dor (Goldcher, 2007).

A alteração da biomecânica do pé pode desencadear alterações estruturais, entre as quais: *hallux abductus valgus*, pé de *Charcot*, pé cavo, pé plano entre outros, verificando-se por vezes a ocorrência de uma marcha anormal. Além do formato da base do pé, o

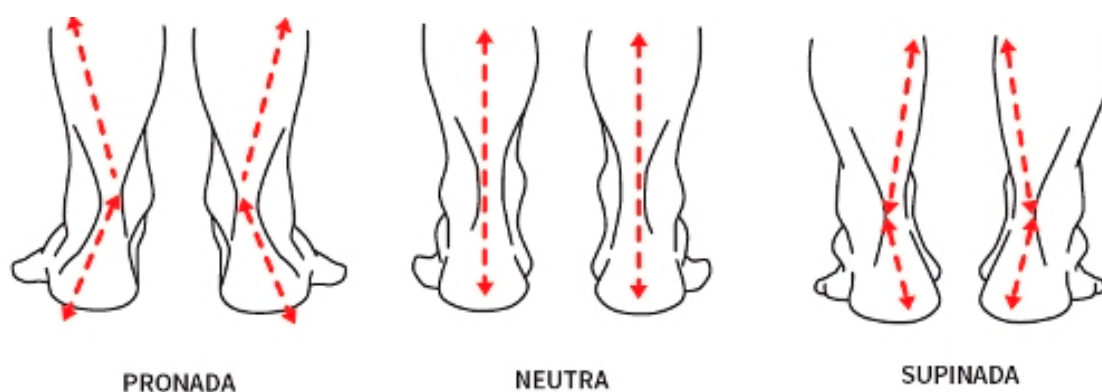


Figura 2.4: Tipos de passada (Santos, 2017).

alinhamento da metade inferior do corpo condiciona o tipo de passada e a forma como o pé toca no solo (Dux et al., 2013).

Na literatura, o *hallux abductus valgus*, mais conhecido por joanete, é uma das patologias do pé mais frequentes comum em todas idades, mas com uma maior prevalência na mulher. Este consiste num desvio externo do primeiro dedo, em que a cabeça do primeiro metatarso se torna proeminente internamente, podendo ter uma etiologia congénita, traumática, neurológica ou inflamatória. O tratamento sintomático consiste no uso de calçado adequado enquanto que no tratamento cirúrgico, retratado na Figura 2.5, reservado às situações dolorosas e/ou incompatíveis com o calçado, existem diversas abordagens e técnicas descritas, contudo todas têm o mesmo objetivo: redução de dor e melhoria da função e qualidade de vida (Goldcher, 2007; Hurn et al., 2010; Dux et al., 2013).

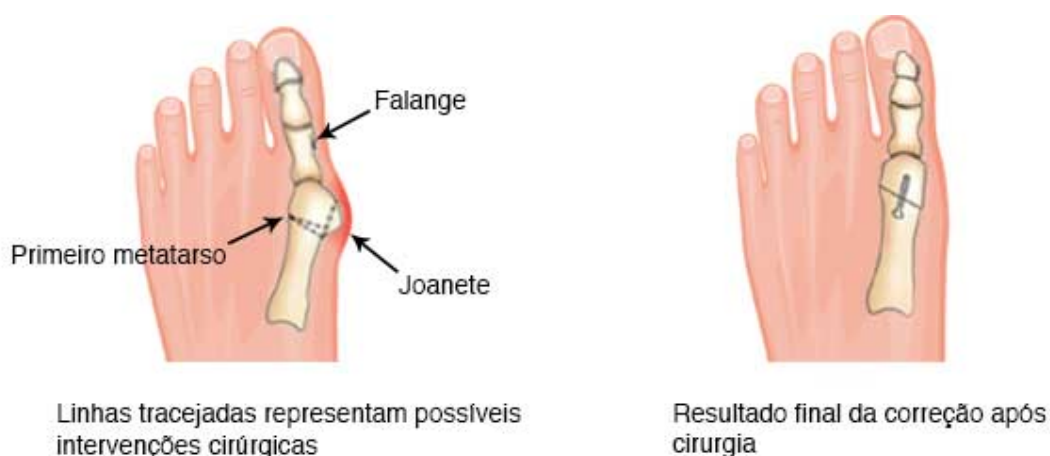


Figura 2.5: Pé com *Hallux Valgus* (bem estar, 2019).

A Diabetes em 2011 atingia 12,7% da população portuguesa com idades compreendidas entre os 20 e os 79 anos, número que corresponde a mais de um milhão de pessoas.

Relacionado a esta complicação de doença está o pé diabético, que também traz diversos problemas ao pé, representado na Figura 2.6, associado a importantes consequências médicas para os doentes. Ocorre em áreas onde existe lesão dos nervos, a chamada neuropatia, que reduz a sensibilidade do pé, com uma prevalência de 23-42% para a neuropatia, 9-23% para a doença vascular e 5-7% para a ulceração do pé. Na neuropatia, a sensibilidade do pé a pequenos traumas fica muito reduzida, o que permite que a pele fique danificada e possa ocorrer infecção. A prevenção de ulcerações passa por tentar não ultrapassar o limite de pressão plantar² (CUF, 2019; Sénior, 2018).

Uma das condições clínicas mais comuns que podem afetar a função do pé durante o ciclo da marcha, associadas a valores mais altos que o normal de pressão plantar, é a dor relativa do pé patológico, o que pode levar a várias lesões durante as atividades do quotidiano. Esta alteração do pé pode provocar uma série de resultados desfavoráveis que podem ir desde a imposição de mais pressão numa nova área do pé, até colocar os indivíduos em maior risco de desequilíbrio e lesão ao caminhar (Wafai et al., 2015; Bastos, 2018).

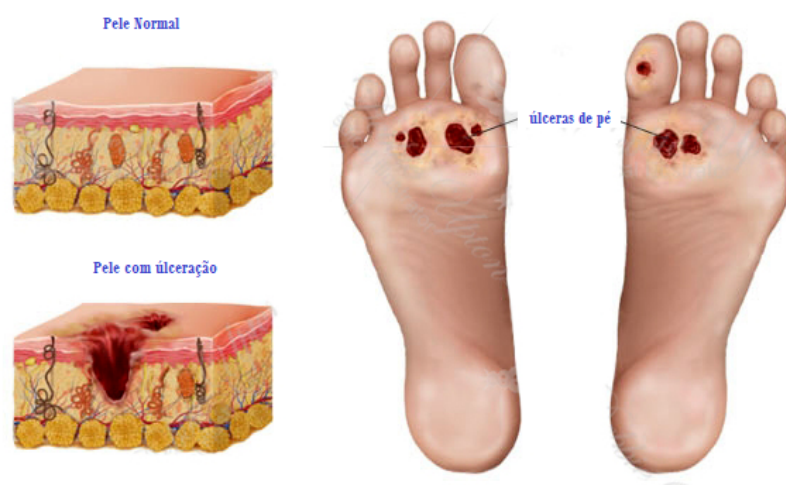


Figura 2.6: Úlcera no pé diabético (Sénior, 2018).

As alterações do pé podem também desencadear mudanças excessivas no grau de assimetria na passada durante a marcha, aumentando ainda mais o risco de lesão plantar (Wafai et al., 2015). Atualmente, não há consenso geral sobre a presença de assimetria no padrão normal de marcha, sendo que a análise da passada durante a marcha requer extrema necessidade de um método padronizado para quantificar a assimetria. Posto isto,

²Apesar desse limite não estar ainda bem definido, existe uma recomendação de que seja aproximadamente 200 kPa (Owings et al., 2009).

é necessário o estudo e compreensão de vários conceitos utilizados no ciclo de marcha humana.

2.3 Ciclo de marcha humana

A marcha é uma sequência de movimentos cadenciados e alternados dos membros inferiores e tronco, que causam um deslocamento anterior do centro de gravidade do corpo. Apesar de ser um dos movimentos mais difíceis de se aprender, quando tal acontece, torna-se praticamente inconsciente. Para o estudo da marcha, é fundamental a compreensão de vários conceitos e conhecer a nomenclatura utilizada. Desta forma, define-se (Calhau et al., 2008):

- Velocidade da marcha - distância percorrida pelo corpo por unidade de tempo;
- Cadência da marcha - número de passos por unidade de tempo;
- Comprimento do ciclo - distância entre dois apoios, sucessivos, do calcanhar do mesmo pé;
- Comprimento do passo - distância a que se encontram os calcanhares dos dois pés, quando contactam com o solo;
- Comprimento da passada - distância entre dois contatos consecutivos do calcanhar do mesmo pé;
- Ciclo de marcha - intervalo entre dois apoios, sucessivos, do calcanhar do mesmo pé;
- Largura do passo - distância lateral entre os centros do calcanhar de dois contatos consecutivos do pé. Em média é cerca de 8 a 10 cm, dependendo do ponto do pé utilizado como base de medição.
- Período de apoio - período do ciclo em que o pé contacta com o solo;
- Período oscilante - período do ciclo em que o pé não contacta com o solo;
- Duplo apoio - período do ciclo em que ambos os pés contactam com o solo.

Uma deteção precisa das fases da marcha é fundamental na sua análise clínica para interpretar dados cinéticos e cinemáticos. O ciclo de marcha está classificado em duas fases principais (Agostini et al., 2014):

- Fase de apoio (*stance phase*), que representa 60% do ciclo total de marcha (50% em apoio só numa perna e 10% em duplo apoio);
- Fase de balanço ou de oscilação (*swing phase*), que representa 40% do ciclo total de marcha.

Um ciclo de marcha completo – *Stride* – é sempre referido desde o início do primeiro toque de um dos calcanhares na fase de apoio até à mesma postura na fase de balanço tardio. Ou seja, a fase de apoio designa todo o período durante o qual o pé está em contato com o chão, iniciando-se quando o calcanhar toca no solo e terminando quando esse contato deixa de existir, enquanto que a fase de balanço se aplica ao tempo que o pé está no ar para o avanço do membro inferior, tendo início assim que o pé deixa de estar apoiado e fim quando o calcanhar toca no solo novamente (Perry, 1992). A fase de apoio e balanço podem ser ainda mais elaboradas usando um conjunto de terminologias.

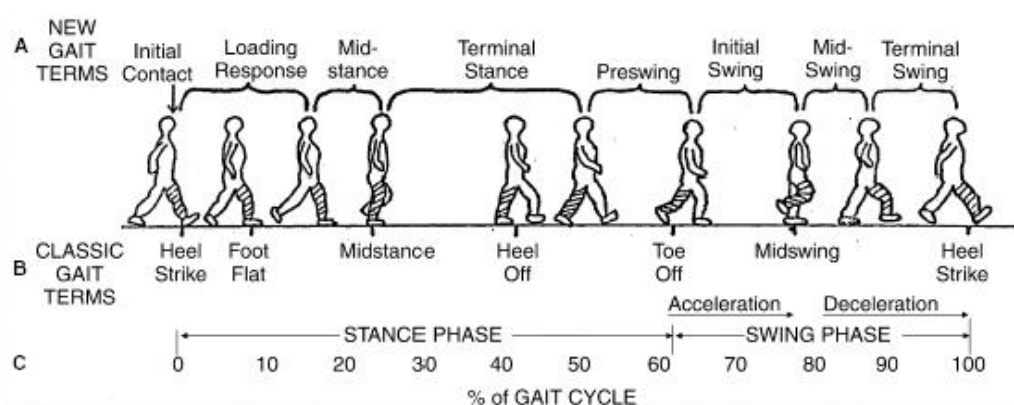


Figura 2.7: Ciclo de marcha humana segundo duas terminologias (Karadsheh, 2016).

A Figura 2.7 mostra a estrutura do movimento do membro inferior durante o ciclo de marcha. A análise da marcha deve ocorrer considerando o número de fases envolvidas em cada articulação e músculos durante o ciclo. Recentemente foi adotada uma terminologia articular alternativa à clássica existente, apresentada na Figura 2.7, que consiste em oito fases que dividem o ciclo da marcha (Physiopedia, 2019). Assim sendo, as seguintes fases da terminologia articular são apresentadas na Tabela 2.1.

Tabela 2.1: Ciclo de marcha, segundo terminologia articular (Physiopedia, 2019).

Terminologia articular	
Fase de apoio	Fase de balanço
Contato inicial (<i>initial contact</i>)	Balanço inicial (<i>inicial swing</i>)
Resposta à carga (<i>loading response</i>)	Balanço médio (<i>midswing</i>)
Apoio médio (<i>midstance</i>)	Balanço terminal (<i>terminal swing</i>)
Apoio Final (<i>terminal stance</i>)	
Pré-balanço (<i>preswing</i>)	

Para melhor se evidenciar os tempos de apoio plantar anteriormente designados na marcha ao nível das articulações, mostra-se de seguida, na Figura 2.8, os tempos de apoio plantar, desde uma dorsiflexão a uma flexão plantar completa (Calhau et al., 2008).

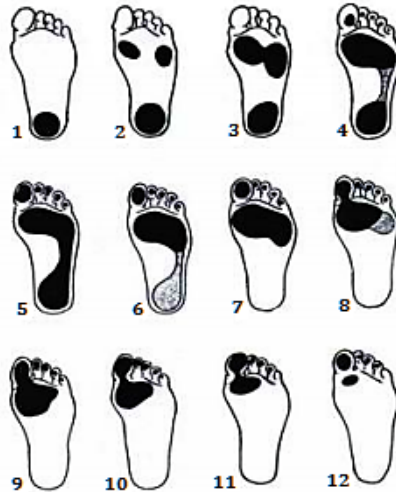


Figura 2.8: Tempos de apoio plantar (Calhau et al., 2008).

Desta forma, observa-se que a primeira imagem corresponde ao contacto do calcanhar com o solo, a quinta imagem corresponde ao contacto total do pé, da sexta para a sétima imagem dá-se a elevação do calcanhar e na décima segunda imagem observa-se o último momento em que o pé contacta com o solo.

Em relação a parâmetros espaciais e temporais da marcha humana, representados na Figura 2.9, os parâmetros espaciais envolvidos incluem o comprimento da passada, comprimento do passo e largura do passo, enquanto que os parâmetros temporais da marcha incluem a cadência, tempo da passada (tempo para um ciclo completo da marcha) e tempo do passo (o tempo para a realização de um passo direito ou um passo esquerdo). A velocidade da marcha combina medições tanto espaciais como temporais ao fornecer informações sobre a distância percorrida em determinado período de tempo³. Varia consideravelmente entre os indivíduos, com base em fatores como a idade e características físicas. Para adultos saudáveis, um ciclo da marcha leva pouco mais de um s e abrange cerca de 1,44 m, o que resulta numa velocidade de marcha de $1,37 \text{ ms}^{-1}$. Geralmente, as mulheres apresentam uma velocidade mais lenta, menor comprimento do passo e cadência mais rápida que os homens. Essas desigualdades são provavelmente, em parte, reflexo das disparidades antropométricas entre os sexos (Nurse e Nigg, 2001; J.A.Stebbins et al., 2005).

³As unidades da velocidade são tipicamente ms^{-1} ou mph.

Uma das particularidades da marcha humana é a simetria (direita-esquerda) dos seus parâmetros: comprimento do passo, duração de passo e da fase de apoio. Porém, em indivíduos saudáveis, existe um certo grau de assimetria (Ferreira, 2016).

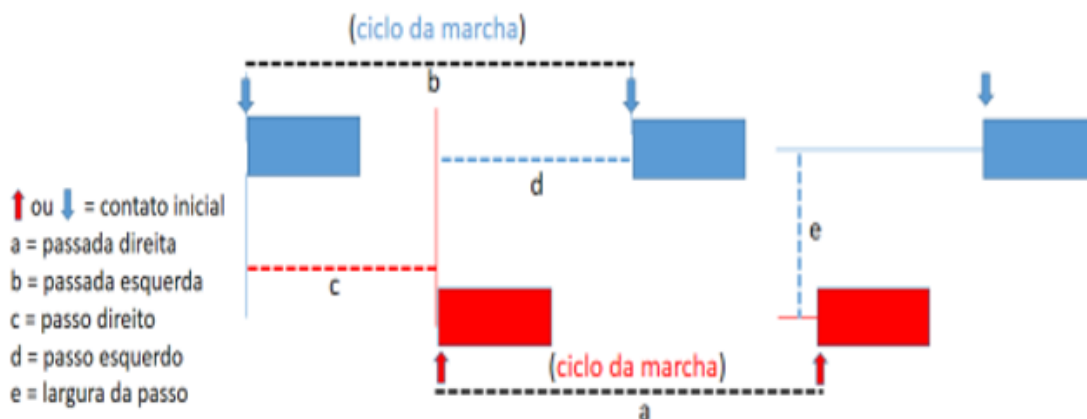


Figura 2.9: Representação dos parâmetros espaço-temporais da marcha humana. Os retângulos em vermelho e azul representam os pés direito e esquerdo, respectivamente (Ferreira, 2016).

2.4 Marcha humana patológica

Numa marcha patológica, diversas sequências de fases da marcha podem ser observadas. Em doenças neurológicas e degenerativas (acidentes vasculares cerebrais, esclerose múltipla, distrofia muscular e doença de *Parkinson*), uma queda de pé pode ser observada durante a fase de balanço. Em geral, a detecção dos acontecimentos da marcha que assinalam a transição de uma fase para outra, bem como a sequência das fases da marcha, é essencial para avaliar as anormalidades. A segmentação e classificação dos ciclos de marcha tornam-se particularmente difíceis neste tipo de marcha. Este problema é muitas vezes enfrentado com foco nos sinais da patologia específica em consideração e no estabelecimento de modelos específicos de patologia para os padrões de contato pé-chão (Gurusamy et al., 2017).

É importante perceber que todo o corpo se move durante a marcha. Se houver algum distúrbio dos membros ou tronco, a marcha irá estar afetada e para ajudar a evitar lesões durante a locomoção, devem ser adotadas medidas pelo médico especialista.

Devido à atuação constante de diversas forças ao nível da superfície plantar, a funcionalidade do pé fica comprometida que, muitas das vezes, irá desencadear alterações na distribuição da passada. As variações desta distribuição são de tal forma elevadas, que

produzem o aparecimento de patologias e deformidades plantares, algumas delas ditas anteriormente. É importante notabilizar que nem sempre as áreas de maior pressão correspondem às áreas onde a dor é mais intensa, pois o sujeito pode modificar o seu padrão normal de marcha, de forma a proteger a área com dor. Muitos investigadores têm se centralizado em problemas de ulceração nos pés devido à doença da diabetes, que pode resultar em pressões plantares excessivas nos pés. Estima-se que este tipo de doença seja responsável por mais de um milhão de milhões por ano em despesas médicas nos Estados Unidos da América (Razak et al., 2012; CDC, 2018).

Num estudo publicado (Wafai et al., 2015), é investigado o uso de assimetria de pressão plantar para o diagnóstico patológico da marcha e explicado que diferentes mudanças de pressão no pé, durante a fase de apoio da marcha saudável, seguem um padrão similar, com maior pressão no calcanhar quando este é apoiado no chão e quando o peso corporal é carregado no mesmo. À medida que o pé avança durante a fase de apoio, o peso corporal é distribuído por todo o pé, permitindo uma maior e mais uniforme distribuição da pressão, resultando em valores de pressão mais baixos durante a fase de apoio médio. Na conclusão da fase de apoio, o peso do corpo é transferido para o antepé durante a recolha do calcanhar, resultando numa maior pressão nesta área, enquanto se prepara para impulsionar o corpo para frente (Bastos, 2018). Na Figura 2.10 é possível verificar este padrão de marcha normal para a fase de apoio.

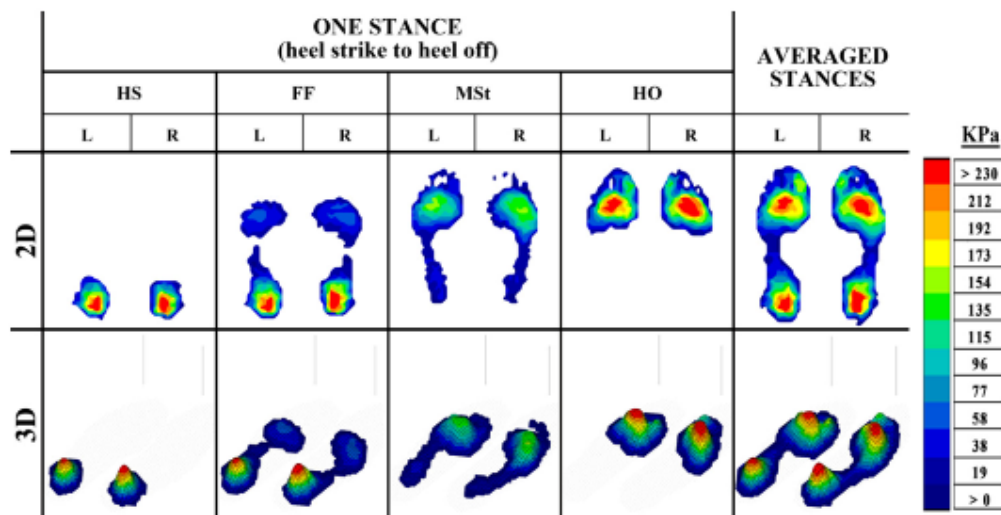


Figura 2.10: Representação 2D e 3D de distribuição de pressão plantar normal, durante a fase de apoio do ciclo de marcha, de um indivíduo (HS - *Heel Strike*, FF - *Foot Flat*, MSt - *Midstance*, HO - *Heel Off*, R - *Right*, L - *Left*) (Wafai et al., 2015).

Já na Figura 2.11, o indivíduo é afetado pela dor no calcanhar e na articulação subtalar esquerda. Neste caso, a assimetria causada pela patologia do pé é aparente ao longo da

fase de apoio, com um nível de pressão muito maior no calcanhar esquerdo (seta preta) do que no direito (seta branca). Esta observação visual pode ser perspicaz para identificar as áreas problemáticas, no entanto, um exame mais detalhado dos resultados é uma necessidade para aumentar a compreensão do impacto de uma patologia do pé na assimetria da passada (Bastos, 2018).

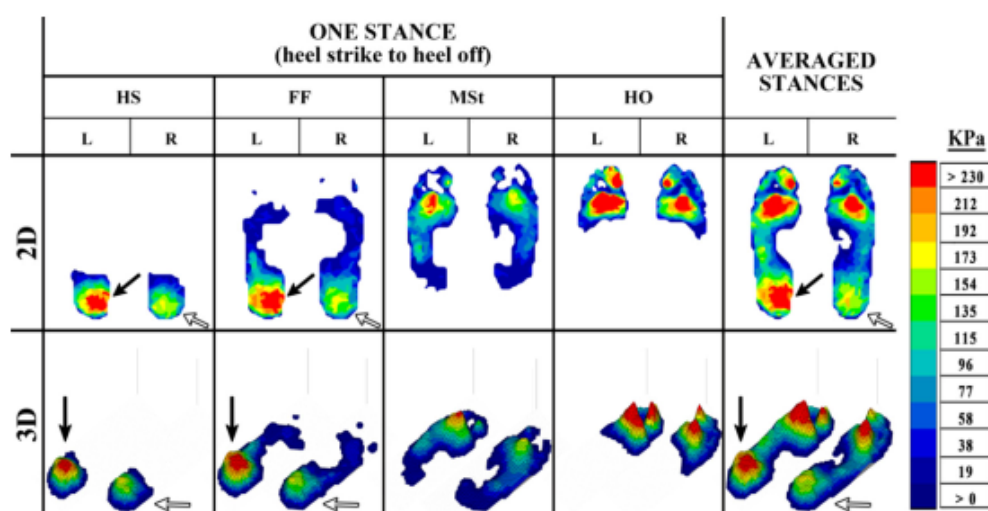


Figura 2.11: Representação 2D e 3D de distribuição de pressão plantar resultante da articulação subtalar e dor no calcanhar no pé patológico durante a fase de apoio do ciclo de marcha (HS - *Heel Strike*, FF - *Foot Flat*, MSt - *Midstance*, HO - *Heel Off*, R - *Right*, L - *Left*) (Wafai et al., 2015).

2.5 Sistemas de Medição Plantar

Através de exames baropodométricos, obtém-se a análise detalhada do pé na fase estática ou dinâmica, observando-se assim os pontos de maior pressão exercida, permitindo efetuar um diagnóstico personalizado (Tanawongsuwan e Bobick, 2003).

2.5.1 Métodos de medição de pressão plantar

Existem diversos equipamentos para análise da passada usando diferentes tecnologias disponíveis. A tecnologia de cada dispositivo difere, tal como foi referido anteriormente, em tamanho, número de sensores, tipo de sensor (piezoelétricos, resistivos, capacitivos, etc) e precisão. Normalmente, existem dois tipos de dispositivos de medição: sistema de plataforma e sistemas de palmilhas (*in-shoe*) (Razak et al., 2012; R.Cavanagh et al., 1992; Ghazali et al., 2017).

Na Tabela 2.2 encontra-se uma estrutura base presente em todos os sistemas de medição de pressão plantar.

Tabela 2.2: Estrutura base de um sistema de medição de pressão plantar (Orlin e Mcpoil, 2000).

Sistema de Medição	Engloba um sensor discreto ou uma matriz de múltiplos sensores, responsáveis por medir a força normal aplicada a cada sensor quando o pé se encontra em contacto com a superfície. A magnitude da pressão plantar vai ser determinada a partir da divisão do valor de força obtido pela área do sensor.
Computador	Essencial para a aquisição, armazenamento e análise dos dados obtidos. O processamento da informação é feito com auxílio a diversos <i>softwares</i> que permitem definir uma distribuição gráfica de cores que traduzem a pressão plantar exercida. Tanto a divisão do pé como o esquema de cores variam de <i>software</i> para <i>software</i> e de acordo com o objetivo do profissional de saúde.
Sistema de visualização	Normalmente, é utilizado um monitor para a visualização dos dados obtidos e o respetivo tratamento.

2.5.2 Características para sistema de medição de pressão plantar

Ao fazer diferentes medições biomecânicas, os dispositivos devem ser otimizados para que a aplicação específica garanta precisão nas suas leituras. Existe um conjunto de características a ter em atenção aquando da seleção de um sistema para medição da pressão plantar:

- Resolução;
- Frequência de amostragem;
- Fiabilidade;
- Calibração;

- Limiar de pressão.

A resolução refere-se ao tamanho e número de sensores utilizados no sistema. Quanto maior for a resolução do sistema, maior será o número de sensores. A frequência de amostragem indica o número de medições efetuadas por cada sensor num s. Considera-se que, para a medição de pressões plantares durante a marcha, são adequadas frequências de amostragem entre 45 a 100 hertz (Hz). Já para a captura da pressão plantar em corrida são necessárias frequências de amostragem na ordem dos 200 Hz (Sousa e Tavares, 2006).

A fiabilidade mede a capacidade de um sistema de medição cumprir os requisitos de operação durante um determinado período de tempo, e sob as condições de funcionamento pré-estabelecidas. Os requisitos de operação de um sistema de medição podem ser expressos através da exatidão e da precisão. A exatidão tem a ver com a proximidade do valor medido ao valor real da grandeza, enquanto que a precisão relaciona-se com a replicação dos resultados sob condições semelhantes de medição.

A calibração é a distribuição de carga constante para todos os sensores usados. É extremamente importante na obtenção de resultados viáveis e conclusivos (Sousa e Tavares, 2006).

O limiar de pressão deve-se adequar de acordo com o tipo de medição. Um sensor que possua um elevado limiar de pressão atuará como um filtro passa alto, fazendo com que as baixas pressões não sejam registadas (Sousa e Tavares, 2006).

2.5.3 Sistemas de palmilhas

Este sistema *in-shoe*, representado na Figura 2.12, define-se como sendo um sistema portátil e flexível, passível de se ajustar à morfologia do pé e de monitorizar as cargas locais entre o pé e o sapato nas diferentes atividades realizadas. São usualmente constituídos por (Rosenbaum e Becker, 1997):

- Matriz de sensores sob a forma de palmilha, colocado no interior do sapato do sujeito;
- Amplificador de sinal;
- Cabos de ligação;
- Sistema de gravação e armazenamento.

Para que o sistema de palmilha se tornasse mais cómodo e discreto, foram criados novos sistemas cuja unidade de transmissão de dados funciona via *wireless* (Saito et al., 2011), via *Bluetooth* ou que possua no seu interior um cartão de memória que armazene os dados para no final do registo serem descarregados no computador.

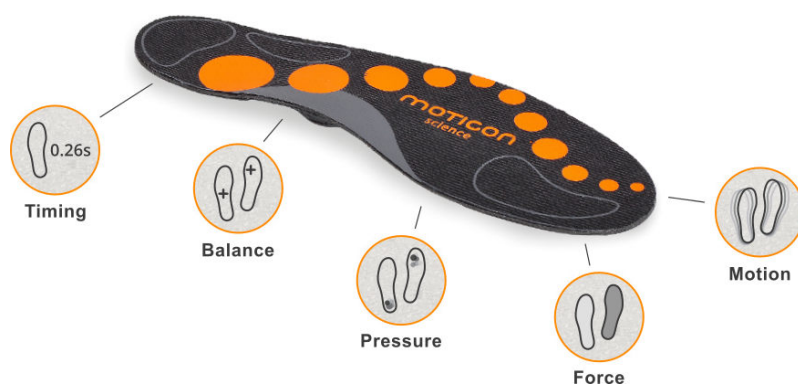


Figura 2.12: Sistema de palmilha ilustrativo da *Moticon* (Moticon, 2019).

2.5.4 Sistemas de plataforma

Os sistemas de plataforma, representado na Figura 2.13, são produzidos por um grande número de sensores dispostos numa configuração de matrizes, e embutidos no piso ou em passadeiras para permitir a marcha. Estes sistemas podem ser usados para estudos estáticos e dinâmicos, mas são geralmente restritos para pesquisa em ambiente clínico (Razak et al., 2012). A equação 2.1 traduz a obtenção da pressão, sendo o seu valor expresso em Nm^{-2} .

$$\text{Pressão} = \frac{\text{Força}}{\text{Área}} \quad (2.1)$$



Figura 2.13: Plataforma de pressão ilustrativa *MobileMat* da *Tekscan* (Tekscan, 2019).

Quando o pé entra em contacto com a plataforma o computador regista a força gerada durante a passada, a sua duração e a quantidade de sensores que foram estimulados (Rosenbaum e Becker, 1997). Tal como a palmilha, a plataforma possui um conjunto de vantagens e desvantagens que fundamentam a sua aplicação numa dada situação clínica. Torna-se necessário comparar estes dois tipos de dispositivos de medição, de forma a avaliar os seus pontos positivos e negativos.

2.5.5 Sistemas de plataforma *versus* sistema de palmilhas

Não é possível afirmar que um sistema é melhor que o outro devido a diversos fatores que os englobam. Contudo, ambos os sistemas possuem um conjunto de vantagens e desvantagens que servem de fundamentação à sua utilização em determinado estudo.

O sistema de plataforma tem como exemplos de vantagens uma alta resolução espacial para a medição da passada (devido à composição por um grande número de sensores arranjados em forma de matriz), uma medição correta da força vertical (devido aos sensores estarem sempre posicionados paralelamente à superfície) e a avaliação de uma maior área de superfície plantar, comparativamente ao sistema de palmilhas. Como exemplos de desvantagens, a utilização restringida ao local de medição, a não avaliação de aspetos como a influência do *design* do calçado e a capacidade do paciente em fazer contacto com a superfície de sensores ativa sem alterar a sua marcha normal.

Já o sistema de palmilhas tem como exemplos de vantagens a capacidade de medição e análise de vários passos consecutivos de uma só vez, e um sistema discreto e de fácil portabilidade. Como exemplos de desvantagens, um menor número de sensores (resultando numa menor resolução espacial) e a perturbação na medição da pressão (devido ao movimento natural das palmilhas e dos pés dentro do calçado).

2.5.6 Sistemas de medição existentes no mercado

Devido a grandes investigações e avanços da tecnologia, foram desenvolvidos vários sistemas capazes de efetuar a medição da passada. Essa capacidade conferiu-lhes um papel crucial em diversas áreas, mais especificamente na área da Saúde (Tábuas, 2012).

A plataforma de pressão comercial *PhysioSensing*, apresentada na Figura 2.14, foi o elemento central do *setup* experimental que esteve na base deste trabalho desenvolvido. É uma plataforma portátil de equilíbrio e pressão com tecnologia de *biofeedback* visual para apoiar as atividades de terapia e reabilitação física. É indicada para questões neurológicas e músculo esqueléticas, para reabilitação física de acidentes vasculares cerebrais, equilíbrio e estabilidade. Permite a análise do mapa da pressão plantar, as coordenadas do

centro de pressão e os pontos de carga máximos (SFT, 2018). A transmissão de dados e a alimentação da plataforma é realizada via *Universal Serial Bus* (USB), possui sensores resistivos de pressão relativa, apresenta uma taxa de aquisição de 100 imagens por s e uma pressão máxima por sensor de 100 N/cm^2 . Os valores de pressão são obtidos através de um conversor analógico-digital (ADC) de 8 bits, podendo ser visualizados através de uma conversão para cor, onde o vermelho representa "255" e o branco "0" (SFT, 2018). Mais informações sobre esta plataforma podem ser consultadas na Tabela 2.3.



Figura 2.14: Sistema de plataforma *PhysioSensing* (SFT, 2018).

Uma vez que o método de medição da passada humana utilizado neste trabalho se apoiou no sistema *PhysioSensing*, para saber quais os sistemas de medição existentes no mercado foi realizada uma pesquisa da existência destes mesmos pelo aluno. Numa análise intensiva e com algumas indicações da *Sensing Future Technologies*, foram apenas indicadas as plataformas de pressão de cada fabricante mais conhecidas e usadas atualmente, apresentadas na Tabela 2.3. Pode ser consultado uma tabela complementar com todos os produtos concorrentes e funcionalidades ao sistema *PhysioSensing* que se encontram no mercado atualmente (Bastos, 2018).

Uma vez que foi descrito os diferentes sistemas de medição da passada humana, é fundamental estudar quais os parâmetros possíveis de se retirar destes dispositivos para uma análise e descrição de padrões de marcha humana.

Tabela 2.3: Comparação das plataformas de pressão mais conhecidas no mercado (SFT, 2018; Novel, 2019; Medcapteurs, 2019; International, 2019; Tekscan, 2019; Amcube, 2019).

Fabricante	Modelo	Superfície de sensores ativa (mm)	Nº de sensores	Peso (kg)	Tamanho (mm)
<i>Amcube</i>	<i>FootWork Pro</i>	490 x 490	4096	4	645 x 520 x 25
<i>Medicapteurs</i>	<i>WIN-POD Wifi</i>	400 x 400	2304	6	530 x 600 x 45
<i>Novel</i>	<i>emed®x400</i>	475 x 320	6080	-	700 x 403 x 15.5
<i>RScan International</i>	<i>0.5m Hi-End footscan®</i>	488 x 325	4096	4.2	578 x 418 x 12
<i>Tekscan</i>	<i>HR Mat</i>	487.7 x 447	8448	3.5	-
<i>Sensing Future Technologies</i>	<i>PhysioSensing</i>	400 x 400	1600	4	610 x 580 x 10

2.5.7 Parâmetros de interesse para análise da passada

Para uma análise de padrões de marcha normal é relevante o conhecimento de alguns parâmetros, de modo a fazer uma correta interpretação dos resultados obtidos, saber quais os melhores indicadores para a caracterização clínica da marcha e averiguar se o sistema de medição em questão pode ajudar a diminuir a influência destes fatores.

Existem vários parâmetros usados em termos de avaliação da passada humana, uns mais relevantes que outros, como por exemplo a força máxima e mínima exercida, o perfil de força, área de contacto, velocidade, mapa de pressão, entre outros (Orlin e Mcpoil, 2000). Porém, só alguns serviram de uso para o desenvolvimento deste trabalho, descritos no Capítulo 3. Assim sendo, são apenas descritos nesta Secção os parâmetros mais importantes e os que foram utilizados neste trabalho.

2.5.7.1 Força máxima e mínima

Os parâmetros força máxima e mínima podem ser definidos como o maior e menor valor de força obtido durante uma medição, sendo descritos pelas equações 2.2 e 2.3.

$$\text{Força máxima} = \text{máximo}(F_i)^4, \quad i = 1 \dots n \quad (2.2)$$

$$\text{Força mínima} = \text{mínimo}(F_i), \quad i = 1 \dots n \quad (2.3)$$

onde:

n representa o número de amostras resultantes da passada;

2.5.7.2 Perfil de força

O parâmetro perfil de força, também conhecido como *Vertical Ground Reaction Forces* (VGRF), mostra as forças registadas ao longo de um período de medição, onde o eixo das abcissas representa o tempo da medição, normalmente s ou ms, ou então como percentagem de toda a fase de apoio (%), e o eixo das ordenadas representa a força máxima instantânea em unidades de força absoluta, expressas em N. É também chamada por vezes curva "M", pois assemelha-se ao formato desta letra onde constam dois picos, observável através da Figura 2.15a (Guldemand, 2007).

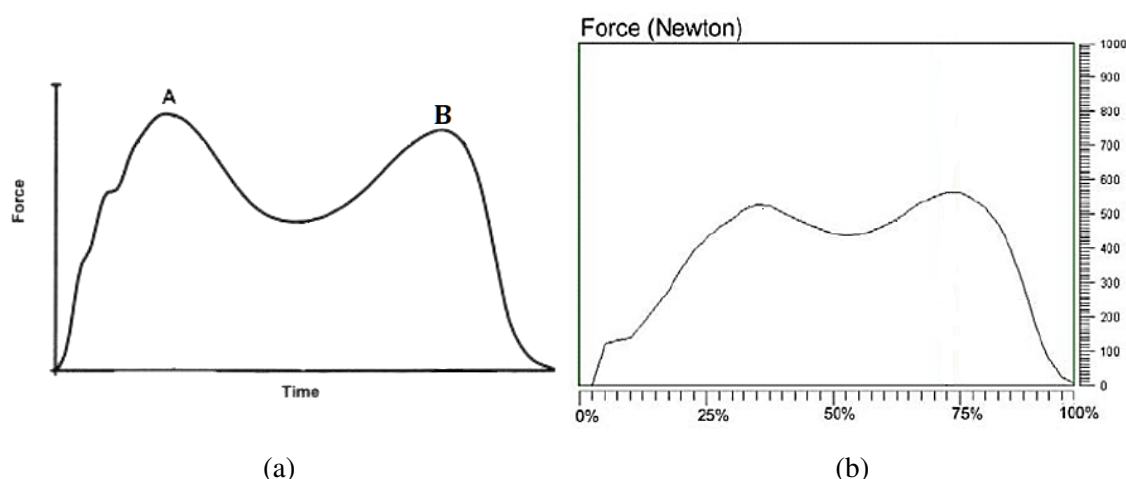


Figura 2.15: Perfil de força padrão, cujo eixo vertical representa a força exercida e o eixo horizontal o tempo decorrido (a) ou o tempo total da fase apoio em % (b). O ponto A e B representam o primeiro e segundo pico da curva (Guldemand, 2007).

⁴Tanto a força máxima como mínima são expressas em N.

A partir da análise do perfil de força, é possível determinar alguns parâmetros, como o valor do impacto (ponto A da Figura 2.15a) e tempo em % da fase de apoio em que ocorre o seu valor, que se traduz no valor do primeiro pico da VGRF. Também é possível retirar a força máxima e mínima, e os seus tempos em % na fase de apoio. Estes parâmetros irão ser utilizados mais à frente para a reprodução de um padrão normalizado da passada.

Normalmente, as forças medidas mais altas em indivíduos saudáveis são sob a zona do antepé ou retropé. Ou seja, o pico mais alto pode ser observado em cerca de 80% da fase de apoio, observável nas Figuras 2.16 e 2.15b, mas também pode ser observado em cerca de 35%, observável na Figura 2.15a (Guldemand, 2007). O primeiro pico, designado de impacto, relaciona-se com a força exercida pelo calcanhar, enquanto que o segundo pico deve-se à força exercida na região do metatarso, observável na Figura 2.16.

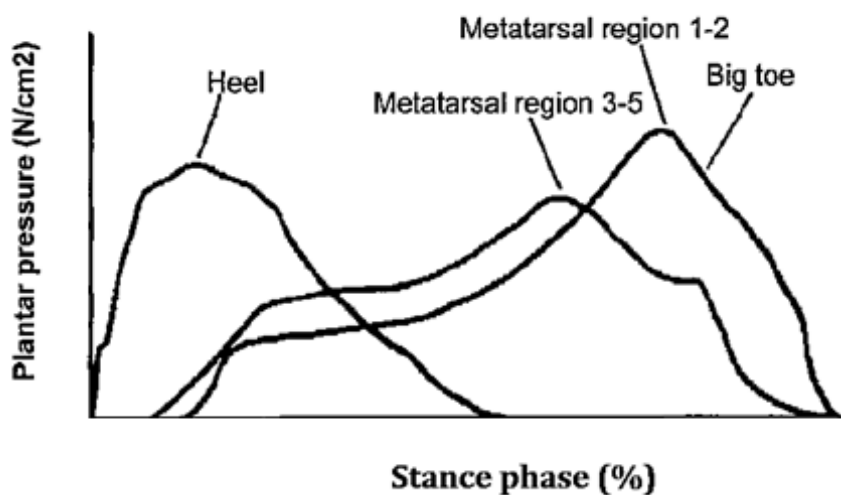


Figura 2.16: Perfil de pressão exercida por cada região do pé, ao longo da fase de apoio em % (Guldemand, 2007).

Existe uma relação entre o perfil de força e a velocidade durante o ciclo de marcha, representada na Figura 2.17. Quando a velocidade da passada aumenta, verifica-se uma subida acentuada, num curto espaço de tempo, dos picos do perfil de força e uma diminuição da força mínima (valor mínimo entre os dois picos). Para a obtenção de um correto perfil de força, o ideal é visualizar a representação desta curva numa velocidade mais rápida que o caminhar (Winter, 1991).

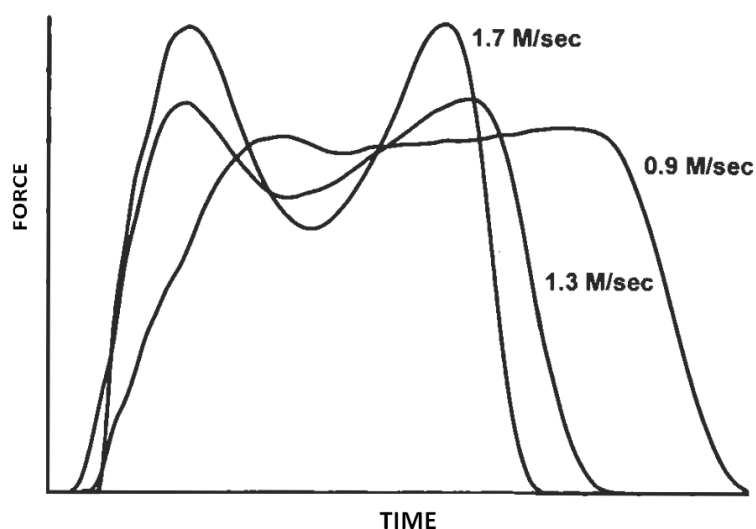


Figura 2.17: Perfil de força para diferentes velocidades de marcha (Cook et al., 1997).

2.5.7.3 Análise de casos clínicos usando o perfil de força

O perfil de força padrão (Figura 2.15) nem sempre corresponde ao obtido pelas pessoas que afirmam não ter qualquer problema na sua passada. Tal foi constatado através da análise de dados do parâmetro perfil de força, descrito mais à frente neste trabalho. Assim sendo, as figuras seguintes representam alguns perfis de força de pessoas com patologias, pelo que poderão ser comparados mais à frente com os resultados dos perfis de força obtidos (para os utentes não saudáveis).

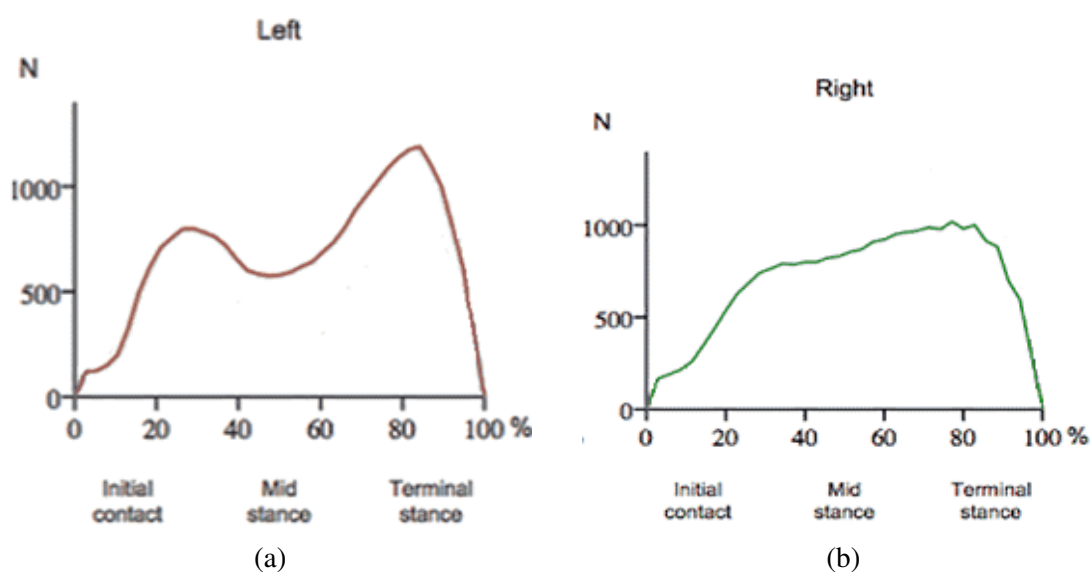


Figura 2.18: VGRF ao longo da fase de apoio para o pé esquerdo (a) e direito (b) de um indivíduo com lesão no joelho direito (Valle, 2016).

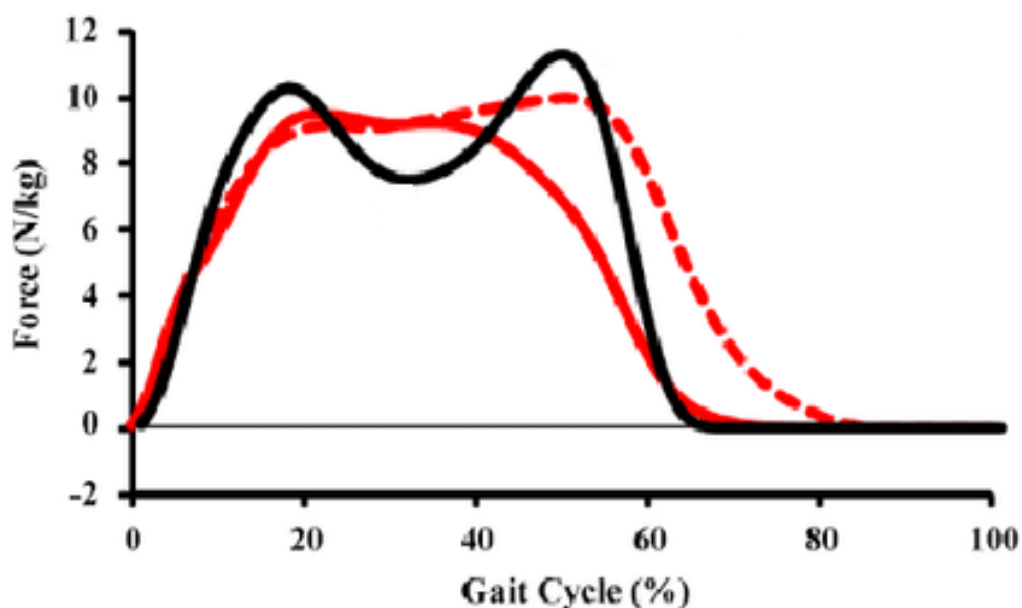


Figura 2.19: VGRF em indivíduos saudáveis (linha preta) e indivíduos pós acidente vascular cerebral para o membro parético (linha vermelha contínua) e não parético (linha vermelha tracejada) durante a marcha numa velocidade autoseleccionada (Séléna et al., 2014).

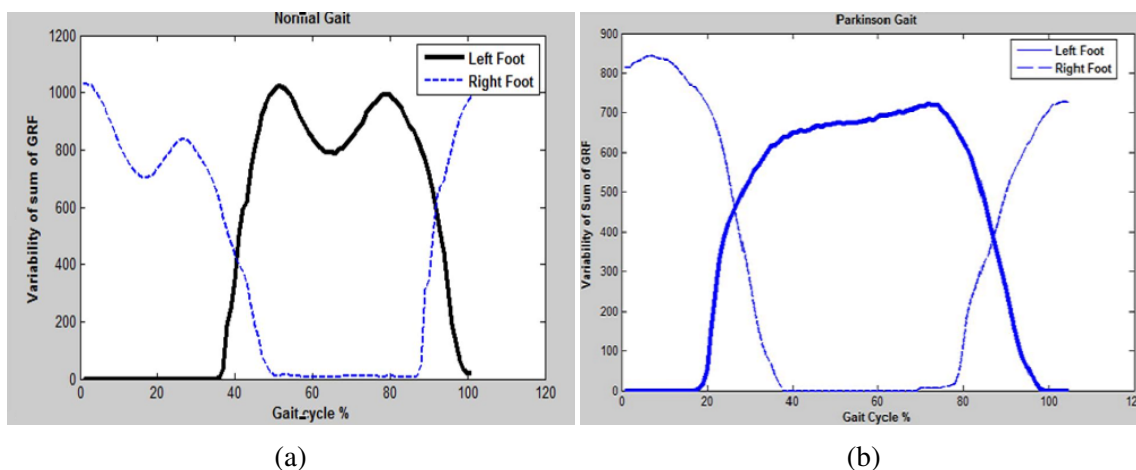


Figura 2.20: VGRF para o pé esquerdo durante o ciclo de marcha. A Figura (a) representa o perfil de força numa marcha normal enquanto que a Figura (b) representa o perfil de força numa marcha com a patologia de *Parkinson* (Dubey et al., 2013).

2.5.7.4 Mapa de pressão

Os mapas de pressão representam os valores de pressão obtidos pelos sistemas de medição de pressão e, normalmente, são apresentados na forma de mapa de cor, que são vistos em função do tempo, no formato de "filme", ou de forma estática (Rajala et al., 2009). A escala de cores presente nos mapas representam diferentes valores de pressão, sendo a cor azul atribuída a valores menores e a cor vermelha a valores máximos, representado na Figura 2.21. Estes mapas de pressão podem ser construídos através de diferentes métodos:

- Mapa de pressão cumulativa - este mapa é obtido através através do somatório de todos os valores de pressão detetados em cada sensor da plataforma.
- Mapa de pressão máxima - os valores definidos e apresentados neste mapa de pressão correspondem ao valor de pressão máxima detetado em cada sensor da plataforma.
- Mapa de pressão média - é obtido através da média dos valores de pressão detetados em cada sensor da plataforma.

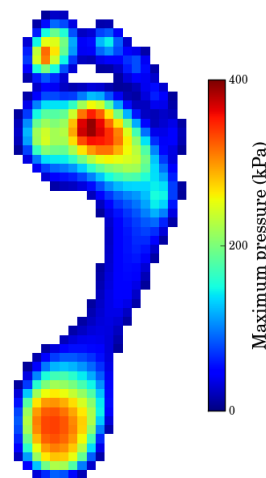


Figura 2.21: Mapa de pressão plantar (Karia et al., 2016).

2.5.7.5 Centro de Pressão

Define-se como o ponto de aplicação do vetor da força vertical de reação ao solo. O movimento do centro de pressão (CoP) foi identificado como uma medida de controlo neuromuscular durante posições posturais e de marcha, tendo já sido usado para identificar o controlo do equilíbrio, a função do pé e a eficácia de certos tratamentos (Chiu et al., 2013).

As coordenadas do CoP podem ser identificadas durante todo o período de medição a partir de:

$$X_{CoP} = \frac{\sum_{i=1}^n P_i \times A_i \times x_i}{\sum_{i=1}^n P_i \times A_i} \quad (2.4)$$

$$Y_{CoP} = \frac{\sum_{i=1}^n P_i \times A_i \times y_i}{\sum_{i=1}^n P_i \times A_i} \quad (2.5)$$

onde:

X_{CoP} representa a posição instantânea do CoP em x;

Y_{CoP} representa a posição instantânea do CoP em y;

P_i a pressão medida pelo sensor i;

A_i a área do sensor i;

x_i a coordenada x da posição do sensor i;

y_i a coordenada y da posição do sensor i;

n o número de sensores.

As coordenadas x_i e y_i são as coordenadas obtidas que representam o seguinte sistema de eixos da plataforma *PhysioSensing*, representado na Figura 2.22.

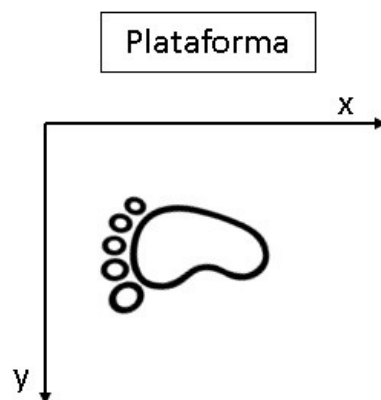


Figura 2.22: Orientação de eixos da plataforma *PhysioSensing*.

Deste modo, numa análise dinâmica da passada, é possível traçar uma linha de progressão do CoP, também chamada de *gait line*. Esta trajetória é caracterizada por um *array* bidimensional formado por uma série de coordenadas do CoP durante todo o período de medição, à medida que ele passa do retropé para o antepé (Giacomozzi, 2011; Chiu et al., 2013).

A Figura 2.23 representa uma trajetória típica do CoP do pé humano. O ponto P1 corresponde ao ponto de aceleração máxima no pé traseiro enquanto que o P2 corresponde ao ponto de máxima desaceleração no antepé (Buldt et al., 2018).

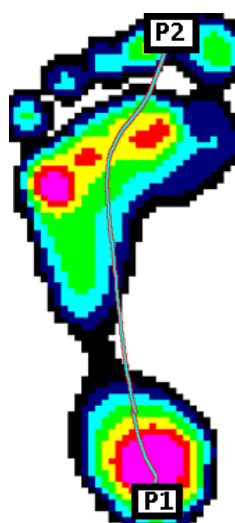


Figura 2.23: Progressão do CoP no pé humano (Buldt et al., 2018).

2.5.7.6 Trajetória do CoP alinhada

Tal como foi dito anteriormente, a *gait line* é a linha de progressão do CoP, isto é, a junção de todos os pontos do CoP adquiridos ao longo da fase de apoio da passada. Durante o período de recolha de dados da passada de cada utente neste estudo, não houve qualquer imposição por parte do aluno sobre a localização exata de onde deveria ser colocado o pé de cada utente na plataforma. Posto isto, no decorrer das recolhas, é natural que os utentes não coloquem todos o pé no mesmo sitio nem na mesma direção, sendo posteriormente necessário alinhar estas trajetórias do CoP, de forma a visualizar as diferenças de velocidades e comparar as trajetórias entre os diferentes utentes. A Figura 2.24 representa um exemplo de uma trajetória do CoP que já está na direção correta mas que necessita de ser alinhada na origem para posterior comparação com outros sujeitos.

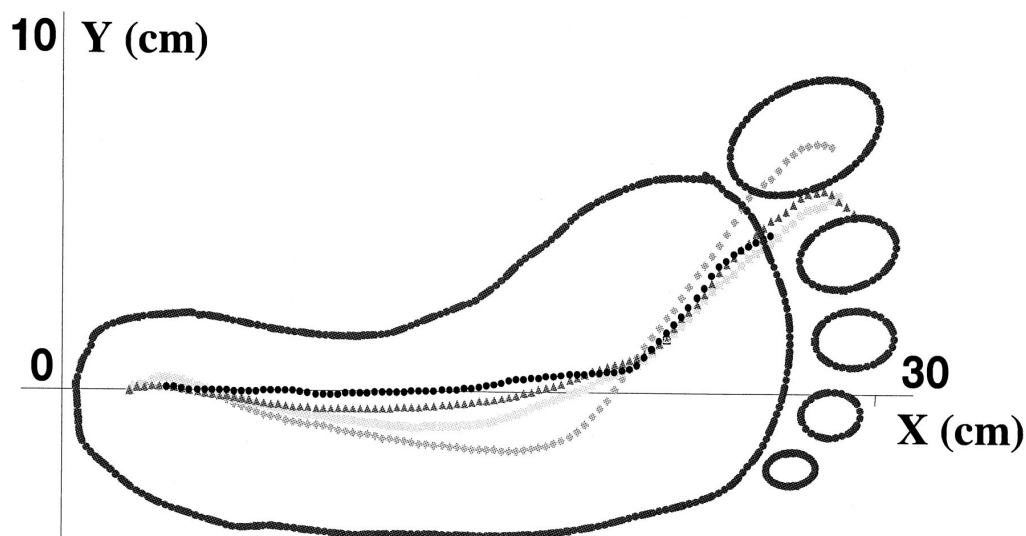


Figura 2.24: Várias trajetórias do CoP referentes ao pé direito durante a fase de apoio (Buldt et al., 2018).

2.5.7.7 Velocidade do CoP

A velocidade do CoP é a distância do deslocamento do CoP por unidade de tempo, na direção considerada. Através do CoP de um utente, é possível calcular a sua velocidade pela seguinte equação:

$$Velocidade\ do\ CoP = \frac{Distância\ do\ deslocamento\ do\ CoP}{Tempo} \quad [cm/s] \quad (2.6)$$

Os valores da velocidade do CoP são diferentes dos valores da velocidade de marcha.

2.6 Rede neuronal artificial

A Rede Neuronal Artificial (RNA) é um sistema adaptativo desenhado com o objetivo de simular a forma como os neurónios do cérebro humanos estão ligados entre si. Detêm a capacidade de aprender e agir perante diversas situações apresentadas, bem como adquirir informação pela experiência e observação, sendo uma ferramenta com grande eficiência na classificação de padrões não-lineares (da Veiga Alves, 2016; Haykin, 1999).

Uma das características principais das RNAs é a possibilidade de aprendizagem através de exemplos e de generalizar, reconhecendo semelhanças em elementos que nunca antes foram apresentados (Haykin, 1999).

Nos últimos anos, o estudo das RNAs e sua aplicação aumentou drasticamente, devido às tecnologias em engenharias, física e medicina exigirem métodos cada vez mais complexos de processamento de informação. Têm sido amplamente utilizadas com sucesso na resolução de problemas complexos em diversas áreas de aplicação da medicina, como por exemplo na monitorização de cirurgias e diagnósticos de doenças, na classificação de padrões para o diagnóstico do cancro da próstata, entre outros (da Veiga Alves, 2016).

As RNAs possuem uma ou mais variáveis de entrada, designadas de *inputs*, que correspondem aos atributos ou características do problema em questão, e uma ou mais variáveis de saída, designadas de *outputs*, que correspondem ao que se pretende atingir. A Figura 2.25 representa de uma forma geral a estrutura de uma RNA.

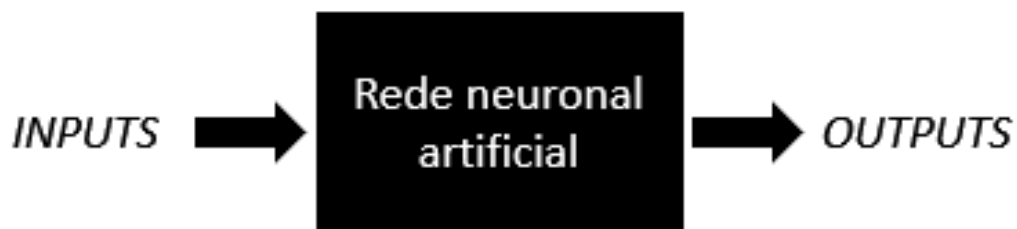


Figura 2.25: Estrutura básica de uma RNA.

2.6.1 Neurónio artificial

O neurónio é a unidade de processamento de informação responsável pelo funcionamento de uma rede neuronal, sendo o neurónio artificial o componente básico das RNAs. O neurónio artificial possui um ou mais sinais de entrada e apenas um sinal de saída (Haykin, 1999).

É definido de forma empírica a determinação do número de neurónios que pertencem à rede neuronal, e normalmente esse número depende da distribuição dos padrões de treino e validação da rede. Um uso excessivo de neurónios levará a rede a moldar-se ao conjunto de treino, ao invés de extrair as suas características gerais (Zhang et al., 1998). Os neurónios de uma RNA estão interligados e todos eles são afetados pela atividade da RNA. Caso haja algum problema com um neurónio, este afetará a RNA inteira.

Na Figura 2.26 é apresentado o *input*, os pesos, o limiar de ativação ou viés (*bias*), a função soma e de ativação, bem como o *output* de um neurónio. A função de ativação é dado por uma função soma que contém os *inputs* do neurónio ($x_1 \dots x_n$) com os seus respetivos pesos ($w_1 \dots w_n$). A esta função soma é juntado ainda um número (x_0) chamado

de viés do neurónio. Posteriormente é calculado um *output* (y) em função do nível de ativação. Esta função pode ter a forma de várias funções, entre as quais: função linear, sigmoideal, degrau, gaussiana, etc.

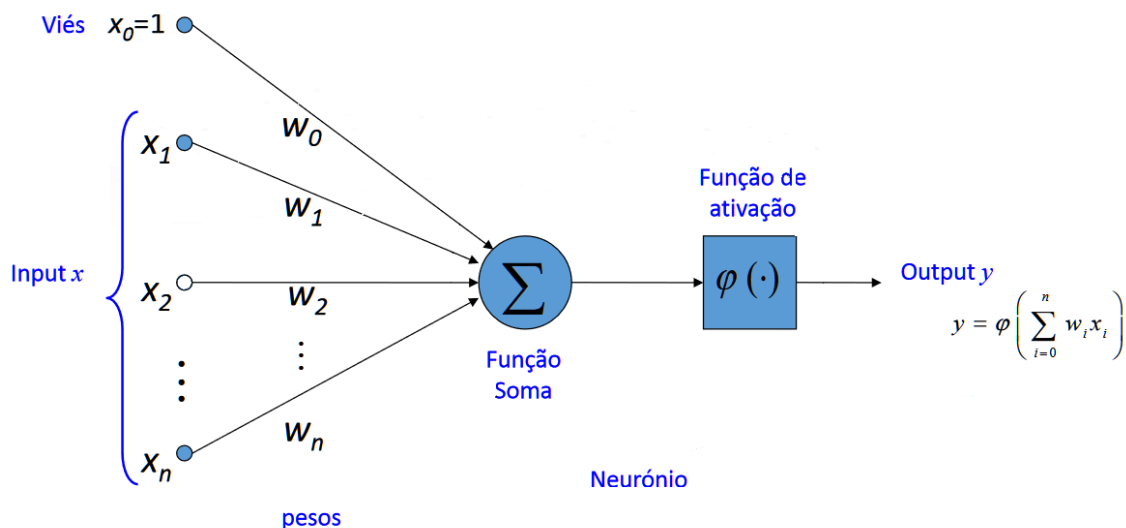


Figura 2.26: Modelo de um neurónio (Santos, 2018).

2.6.2 Treino

O conjunto de treino é constituído pelos padrões que serão apresentados à RNA durante o seu treino. Neste processo, deve-se ter especial atenção ao *overtraining*, isto é, não deixar que se atinja um número demasiado elevado de épocas que “vicie” a rede nos dados de treino, afetando a sua capacidade de generalização. O *overtraining*, representado na Figura 2.27, ocorre quando o modelo ajusta os pesos em demasia ao conjunto de dados de treino. Nestes casos, observa-se que a linha do erro de aprendizagem referente aos dados de teste aumenta enquanto que a linha do erro de aprendizagem referente aos dados de treino vai diminuindo ao longo das épocas. De modo a evitar esta situação, os dados fornecidos devem ser bastante diversificados para que a rede não perca representatividade (da Veiga Alves, 2016).

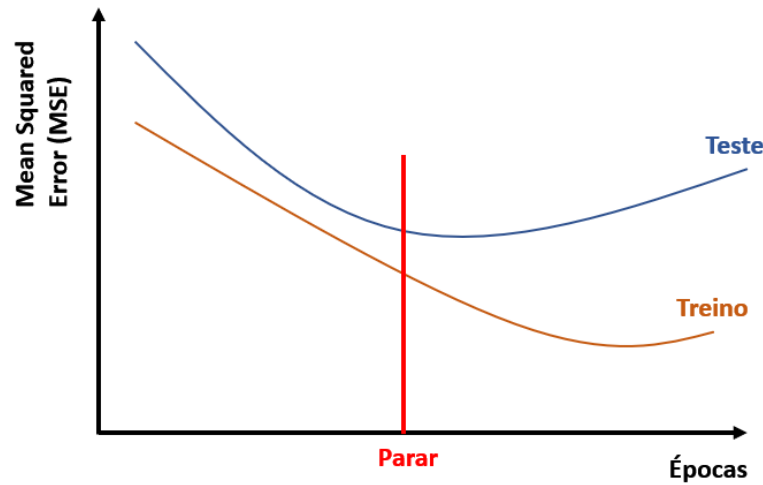


Figura 2.27: Definição do critério de paragem no processo de treino. À passagem completa de todos os casos pela rede dá-se o nome de época.

2.6.3 Validação

O conjunto de validação assume um papel importante a nível da aprendizagem. Este conjunto é aplicado à RNA durante a fase do treino para calcular a eficácia da aprendizagem e avaliar a capacidade de generalização da RNA. Estima-se que 5-10% dos dados seja suficiente para os testes de validação (Zhang et al., 1998).

2.6.4 Teste

O conjunto de teste é formado por padrões que nunca foram apresentados à RNA durante o processo de aprendizagem. Foi necessário estabelecer um tipo de critério avaliativo para que a melhor RNA fosse selecionada. Através do cálculo do *Mean Squared Error (MSE)* do teste é avaliado o desempenho da RNA. Este cálculo resulta da diferença entre o *output* real e o calculado pela RNA, de acordo com a equação 2.7 (Gate, 2014; Exchange, 2017):

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{i=N} (y_i - \hat{y})^2 \quad (2.7)$$

onde:

N - representa o número de camadas de saída;

y_i - representa o *output* real.

\hat{y} - representa o *output* calculado pela RNA.

Capítulo 3

Análise de requisitos e implementação

Neste capítulo são descritas as competências necessárias para o desenvolvimento deste trabalho enquanto aluno estagiário na empresa *Sensing Future Technologies*, a definição dos requisitos a serem implementados nos *softwares* concebidos e as suas especificações técnicas.

Na Secção 3.1 são descritas as tecnologias, plataformas e linguagens de programação utilizadas para o desenvolvimento deste trabalho e integração na empresa. Na Secção 3.2 é explicado a integração do aluno com o sistema atual do *PhysioSensing*. Na Secção 3.3 é identificado e explicado os requisitos necessários para o desenvolvimento de *software* da passada na plataforma de pressão *PhysioSensing*, bem como a definição do protocolo de recolha praticado, tendo em atenção o novo Regulamento Geral de Proteção de Dados (RGPD) da União Europeia (UE).

Nas Secções 3.4 e 3.5 são caracterizadas as especificações e funcionalidades dos *softwares* desenvolvidos, onde constam alguns exemplos de *wireframes* implementados para estas aplicações computacionais.

3.1 Competências necessárias

Para a integração na empresa e implementação de *software*, foi necessário adquirir e consolidar competências em algumas áreas da Tecnologia da Informação (TI), nomeadamente em:

- C# - linguagem de programação orientada a objetos, desenvolvida pela *Microsoft* e suportada pela plataforma *.NET Framework*. Permite criar uma variedade de aplicações seguras e robustas sendo fortemente utilizada para o desenvolvimento de aplicações tradicionais em *windows*, *web* e dispositivos móveis ([Microsoft, 2015](#)). Foi a linguagem de programação utilizada para o desenvolvimento dos *softwares*;

- *Microsoft .NET Framework* - visa ser uma plataforma única para desenvolvimento e execução de sistemas e aplicações. Todo e qualquer código gerado para *.NET* pode ser executado em qualquer dispositivo que possua um framework de tal plataforma. Ou seja, o programador deixa de escrever código para um sistema ou dispositivo específico, e passa a escrever para a plataforma *.NET* (Microsoft, 2015);
- *Structured Query Language (SQL)* - linguagem padrão para definição, acesso, manipulação e controlo de bases de dados relacionais, segundo *American National Standards Institute (ANSI)* (ANSI, 2018). Foi a linguagem utilizada para criar a base de dados deste trabalho;
- *Windows Presentation Foundation (WPF)* - estrutura de interface gráfica do utilizador (GUI) com um amplo conjunto de funcionalidades para desenvolvimento de aplicações, nomeadamente *labels*, *layouts*, controlos entre outros. Integra-se no *Microsoft .NET Framework* e utiliza a linguagem *eXtensible Application Markup Language (XAML)* (Microsoft, 2018). Permitted a criação de interfaces gráficas das aplicações computacionais desenvolvidas;
- Utilização de várias bibliotecas para *Microsoft .NET Framework*, como por exemplo a biblioteca de gráficos para o *WPF* - *Oxyplot*, e a biblioteca para criação de ficheiros avançados do *Excel* - *EPPlus*;
- *Microsoft Visual Studio* - ambiente de desenvolvimento integrado, utilizado neste projeto, para desenvolvimento de *software* especialmente dedicado ao *Microsoft .NET Framework* e que suporta várias linguagens de programação (Microsoft, 2019b).
- *Microsoft SQL Server* - sistema que gerencia base de dados relacionais (Microsoft, 2019a);
- *Microsoft Teams* - área de trabalho integrada com as aplicações do *Office 365* que reúne pessoas, conversas e conteúdos, juntamente com as ferramentas de que as empresas necessitam, para poderem colaborar facilmente e ser mais produtivas (Microsoft). Atualmente é o sistema que a *Sensing Future Technologies*;
- *MATLAB* - plataforma de programação projetada especificamente para engenheiros e cientistas. O *core* do *MATLAB* é a linguagem *MATLAB*, uma linguagem baseada em matriz que permite a expressão mais natural da matemática computacional (MATLAB). Tratou-se da plataforma de programação usada para a implementação da RNA.

De forma a seguir os interesses da empresa e a adotar as mesmas tecnologias que esta, este trabalho apoiou-se nas TI anteriormente ditas. Não obstante, existiam outras

possibilidades mas, tal como foi referido, não iam de encontro com os interesses da *Sensing Future Technologies*, apesar de ter sido dada liberdade na escolha de algumas das ferramentas e tecnologias a usar ao longo deste trabalho.

3.2 Integração com o sistema atual

Para que o aluno tivesse conhecimento acerca do sistema *PhysioSensing*, em especial do *software* existente associado a este e da comunicação entre a plataforma de pressão e *software*, foi necessário um período inicial de integração nestes tópicos com a ajuda da supervisora da empresa. Só após esta fase, ou seja, após entender como eram recebidos os dados da plataforma e como poderiam ser tratados posteriormente, é que foi possível iniciar o desenvolvimento do *software* de recolha de dados da passada humana, descrito na Secção 3.4. Importa referir que um ficheiro *.dll* e uma classe de código em C# foram fornecidos ao aluno para que pudesse implementar no seu código a desenvolver posteriormente.

O ficheiro *.dll* é usado para estabelecer a ligação à plataforma, ler os dados da matriz e do CoP, e calcular o valor de cada célula, enquanto que a classe pública contém os valores da matriz e do CoP. Foi mencionado previamente que uma das funcionalidades do sistema *PhysioSensing* era mostrar o mapa de pressão, de modo que foi aproveitado também esta parte. Assim sendo, o ponto de partida para o desenvolvimento de todo este trabalho partiu sobre esta parte fornecida ao aluno.

A Figura 3.1 apresenta o código existente que foi fornecido ao aluno e o código a desenvolver, necessário para o desenvolvimento de *software* para a análise da passada humana.

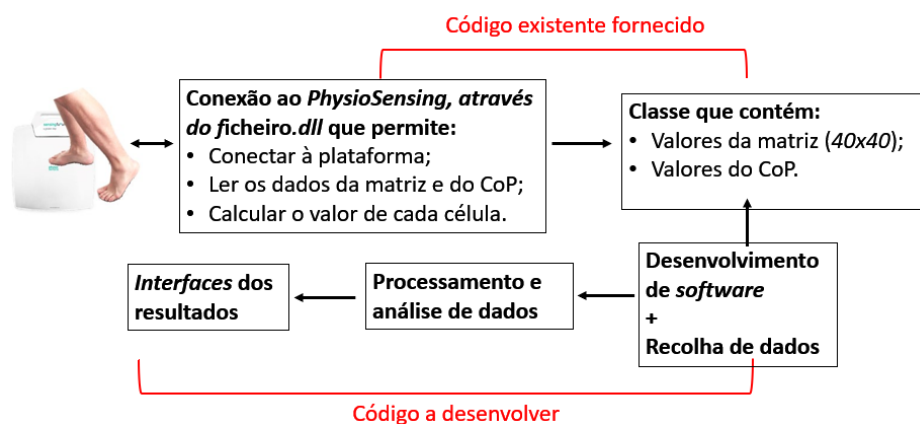


Figura 3.1: Diagrama do *software* a desenvolver e o fornecido para o desenvolvimento deste trabalho.

3.3 Identificação dos Requisitos

Após anotar várias informações aquando das reuniões feitas com os orientadores do ISEC e supervisora da empresa, foi definido um protocolo de recolha de dados viável para a posterior análise da passada que foi praticado nos vários utentes deste estudo. Este protocolo recolheu aos utentes em questão:

- Dados de identificação pessoal;
- Dados biométricos.

O RGPD entrou em vigor para a UE em 25 de maio de 2018 e substituiu a diretiva e lei de proteção de dados em vigor. O regulamento obriga a informar acerca da base legal para o tratamento de dados, prazo de conservação e transferência dos mesmos. De modo a facilitar o cumprimento desta obrigação, existem disponibilizados *online* várias informações, políticas, modelos de declarações de consentimento de dados pessoais e até mesmo a legislação deste regulamento da UE na edição em língua portuguesa, segundo o Jornal Oficial da UE (Europeia, 2019; da União Europeia, 2016). Segundo todas estas informações recolhidas, foi adaptado pelo aluno e pela representante de certificação atual de dispositivos médicos da empresa *Sensing Future Technologies*, uma declaração de consentimento livre e esclarecido a entregar previamente a cada utente na realização deste estudo. Mais informações sobre esta declaração podem ser consultadas no Anexo A.

Através da análise e comparação das funcionalidades existentes nas plataformas de pressão mais conhecidas no mercado, graças às informações disponibilizadas nos seus *websites*, presentes na Tabela 2.3, e tendo em conta que numa primeira fase o primeiro *software* a ser desenvolvido iria ser apenas para recolha de dados da passada humana, foram escolhidas as seguintes principais funcionalidades a implementar neste primeiro *software*:

- Mapa de pressão - apresentado na forma de mapa de cor, enunciado na Secção 2.5.7.4. Para isso, foi necessário a utilização do gráfico da biblioteca *Oxyplot*;
- CoP - aquisição do movimento do CoP do utente, recolhendo amostras consecutivas para cada pé em diferentes tipos de velocidade, com exportação destes dados para formato *.xlsx*, *.png* e *.pdf*, apresentado na Secção 2.5.7.5;
- Detecção automática do pé - identificação, com base no CoP, qual o pé sob análise aquando da passada sobre a plataforma *PhysioSensing*. Trata-se de um parâmetro muito pouco comum mas muito interessante, estando presente apenas em certas soluções como é o caso do dispositivo *emed® x400* do fabricante *Novel* (Novel, 2019).

- Orientação do pé segundo a plataforma - Foi necessário implementar também um algoritmo, com base no CoP, para saber a orientação do pé do utente na plataforma.

Para a representação do mapa de pressão, foi necessário implementar o gráfico da biblioteca *Oxyplot*, que pertence à plataforma *.NET Framework*. Porém, os eixos da plataforma de pressão *PhysioSensing* e do gráfico desta biblioteca têm diferentes orientações, representadas na Figura 3.2, sendo portanto necessário fazer uma inversão adequada nos valores que são adquiridos.

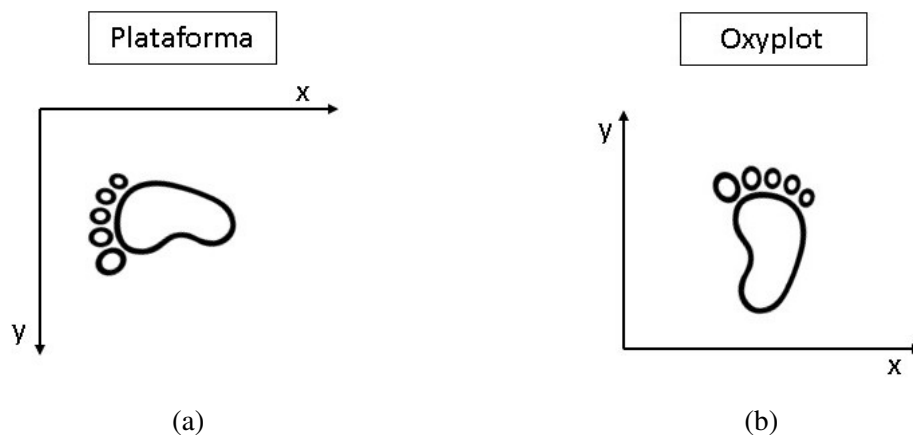


Figura 3.2: Orientação dos eixos da plataforma de pressão (a) e do *Oxyplot* (b).

Quanto à orientação da plataforma de pressão a seguir neste teste, não existe nenhuma limitação a nível de *software*. Isto é, o utente pode começar o teste, para as diferentes velocidades, na direção que bem entender, representado na Figura 3.3, iniciando sempre o protocolo com o pé esquerdo/direito para cada velocidade.

Para a determinação automática da orientação da plataforma escolhida pelo utente durante o teste, foi calculado o ponto de aceleração máxima no pé, ponto P1, e o ponto de máxima desaceleração no antepé, ponto P2, indicados na Figura 3.4.

Para um pé normal, a *gait line* descreve uma linha de progressão do CoP com uma ligeira curva para o interior do pé. Isto significa que, para um pé direito normal, Figura 3.4b, o ponto P2 da *gait line* tem um valor de abcissa num gráfico cartesiano *xy* maior que o valor de abcissa do gráfico P1. Já para o pé esquerdo, o valor de abcissa do ponto P2 irá ser menor em comparação com o valor do ponto P1.

Resumindo, se o CoP do ponto P1 tiver um valor em abcissa menor que o CoP do ponto P2, quer dizer que o utente progrediu no sentido esquerdo-direito durante a recolha nos testes realizados. Caso o CoP do ponto P1 tenha um valor em abcissa maior que o CoP do ponto P2, significa que o utente progrediu no sentido direito-esquerdo.

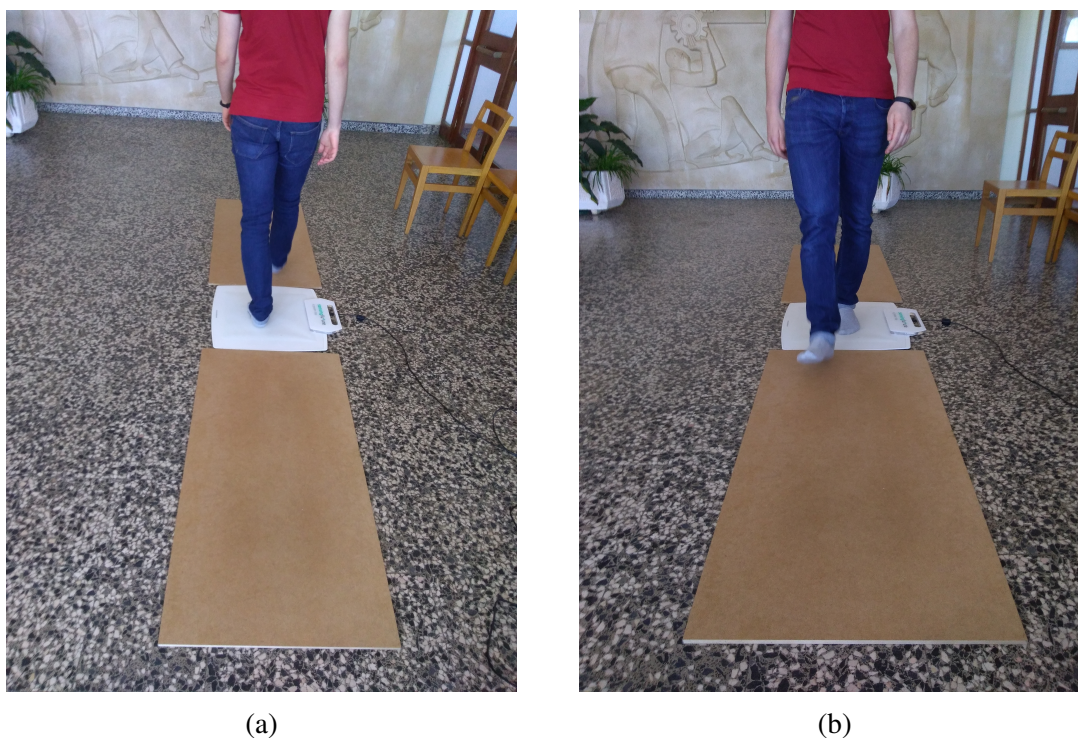


Figura 3.3: Imagem ilustrativa dos dois sentidos que o utente pode escolher ao longo do procedimento experimental.

A deteção automática do pé teve por base o CoP do utente no momento da aquisição de dados. Posteriormente à determinação automática da orientação da plataforma, foi calculado a largura do pé, que está representada também na Figura 3.4 como sendo a distância entre o ponto P3 e P4.

Caso o sentido seja o direito-esquerdo, é verificada a seguinte condição para a deteção automática do pé:

$$P4_y > larguraMédia_y + P3_y \quad (3.1)$$

Caso a condição seja verdadeira, o *software* deteta o pé esquerdo, caso contrário deteta como sendo o pé direito.

Caso o sentido seja o esquerdo-direito, é verificada a mesma condição, expressa na equação 3.1. Porém, se a condição for verdadeira, o *software* deteta como sendo o pé direito, caso contrário o pé esquerdo.

Naturalmente, nem todos os utentes vão ter um pé o mais normal possível, conforme o da Figura 3.4, e, por isso, o algoritmo de identificação automática do pé sob análise aquando da passada sobre a plataforma não vai ser 100% eficaz. No entanto, ao longo das recolhas de testes no procedimento experimental, descrito na Secção 4.4, este algoritmo revelou uma grande eficácia na identificação correta do pé.

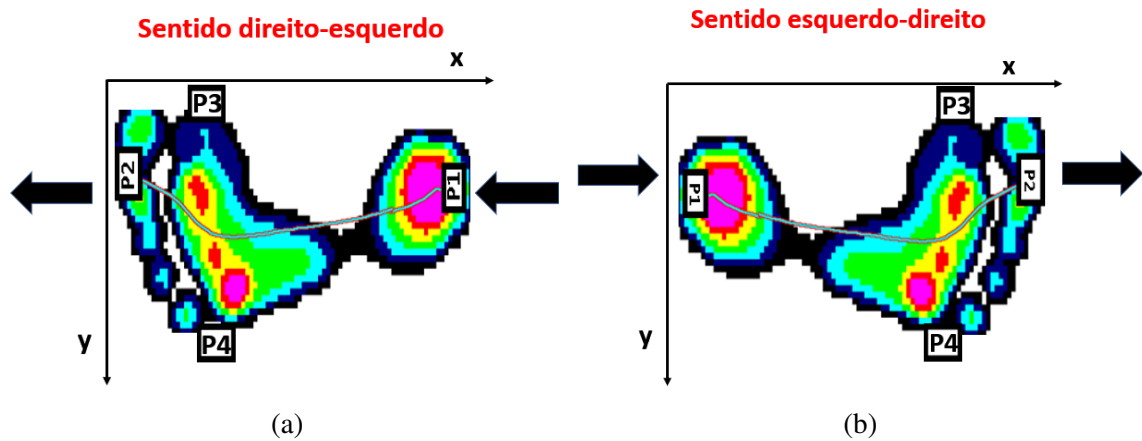


Figura 3.4: CoP e trajetória da *gait line* de um pé normal esquerdo e direito. O ponto P1 corresponde ao ponto de aceleração máxima no pé, o ponto P2 ao ponto de máxima desaceleração no antepé, a distância entre o ponto P3 e P4 representa a largura do pé.

Já no segundo *software*, *software* de análise de dados, tendo em conta o tempo disponível de estágio, as funcionalidades e as características do *PhysioSensing*, foram escolhidos em conjunto com a *Sensing Future Technologies* e os orientadores do ISEC, os seguintes parâmetros de análise da passada:

- Velocidade média do CoP - descrita na Secção 2.5.7.7;
- Perfil da força - descrito na Secção 2.5.7.2;
- Impacto - força inicial aplicada pelo solo ao pé e à perna no contacto inicial do calcanhar durante a fase de apoio. Ou seja, traduz-se no primeiro pico que aparece no perfil de força, representado na Figura 2.15a;
- Tempo de impacto - tempo em % da fase de apoio associado ao valor do primeiro pico do perfil de força.
- Força máxima - força máxima exercida pelo utente na plataforma de pressão, descrita na Secção 2.5.7.1;
- Tempo de força máxima - tempo em % da fase de apoio associado ao valor de força máxima exercida;
- Força mínima - força mínima exercida pelo utente na plataforma de pressão, descrita na Secção 2.5.7.1;
- Tempo de força mínima - tempo em % da fase de apoio associado ao valor de força mínima exercida;
- Trajetória do CoP alinhada - Visualização gráfica no alinhamento dos vários CoP das diferentes velocidades do CoP, cuja representação do gráfico pode ser consultada na Secção 2.5.7.6.

Poderiam ser calculados mais parâmetros tal como a área da densidade espectral, a deformação dinâmica do tempo, o tempo de carga, entre outros. Porém, alguns destes parâmetros não tinham grande interesse para o estudo em causa e, portanto, não foram escolhidos (Sobral et al., 2018).

Para calcular o conjunto de valores do parâmetro perfil da força, foram necessários vários passos intermediários. Foi necessário percorrer todos os sensores da plataforma que adquiriram os valores de CoP de cada utente, e saber quais os sensores que estavam ativos (que continham valores positivos). Como dito anteriormente na Secção 2.5.6, o *PhysioSensing* possui sensores de pressão relativa, o que significa que estes não estão representados em unidades de força, de modo que é necessário fazer uma conversão para a unidade desejada de força (N). Este produto da *Sensing Future Technologies* não tem uma curva de calibração de valores digitais para pressão, daí ser feito o cálculo seguinte para a obtenção da unidade final de força:

$$Força(N) = \sum_{i=0}^n SensoresAtivos * \frac{Peso[kg]}{n^{\circ}MáximoSensoresAtivos} * 9.8065[m/s^2] \quad (3.2)$$

onde:

$\sum_{i=0}^n SensoresAtivos$ - representa a acumulação dos valores digitais de cada matriz da plataforma (apenas dos sensores ativos);

$n^{\circ}MáximoSensoresAtivos$ - representa o máximo de todos os somatórios ao longo da aquisição da passada;

Peso - peso do utente;

9.8065 - representa a aceleração gravítica da Terra.

Foi mencionado na Secção 2.5.7.2, que o eixo horizontal do perfil da força poderia representar tanto o processo temporal, como a percentagem da fase de apoio da passada. Decidiu-se adotar o método em que o conteúdo é mostrado em função da percentagem da fase de apoio da passada, uma vez que torna a leitura do gráfico mais clara. Posteriormente, para o cálculo dos restantes parâmetros expressos anteriormente, sabendo o conjunto de valores do perfil da força, trata-se apenas de manipulação desses dados para a obtenção dos seus valores, sendo que os cálculos para alguns parâmetros já foram expressos.

De forma a maximizar a informação dos *softwares* desenvolvidos, foi criada uma Tabela com a descrição e conjunto de funcionalidades de cada um, *wireframes* de cada interface e outras informações pertinentes, disponíveis nas Secções 3.4 e 3.5.

3.4 Especificações do *software* de recolha

Numa primeira instância, foi necessário estruturar este *software* inicial quanto à sua *UI*. Nesse aspeto, foi dada total liberdade ao aluno, sendo o *software* posteriormente ajustado em alguns elementos, após várias reuniões com a equipa da *Sensing Future Technologies* e orientadores do ISEC.

Esta aplicação computacional foi bastante trabalhosa, uma vez que foi necessário o uso de várias ferramentas e tecnologias, com as quais o aluno nunca teve contacto. O *software* de recolha está dividido assim em três partes principais:

- Página principal - separador de iniciação do *software*, onde é possível verificar o histórico de todos os utentes;
- Dados do utente - separador onde se introduz todos os dados do utente, necessários para a realização do procedimento experimental;
- Iniciar teste - separador final que serve para iniciar o teste de recolha;

Importa referir que este *software* quando é iniciado, é apresentado uma *interface* para que seja introduzido, obrigatoriamente, um *username* e *password*, de forma a controlar o acesso a esta aplicação, uma vez que estamos perante dados sensíveis de diversos utentes.

A Tabela 3.1 reúne toda a informação acerca desta aplicação computacional.

Com recurso à ferramenta *Balsamiq Wireframes* (Balsamiq, 2019), foi permitido construir *wireframes* com vista a fornecer um *feedback* visual da aplicação. Assim sendo, está descrito nas Secções seguintes o que implementou em cada *interface*, assim como o *wireframe* de cada uma. Importa referir que as figuras seguintes não correspondem às *UI* implementadas, mas sim a um modelo predefinido no início do trabalho.

Tabela 3.1: Especificações do *software* de recolha.

Separador	UI	Funcionalidades
Página Inicial	Separador inicial, onde é possível verificar o histórico de utentes, com todas as informações pedidas aquando da introdução destes. Possui ainda uma zona de pesquisa rápida por utente.	Possui uma ligação em tempo real à base de dados local, sendo praticável a eliminação ou alteração de todos estes dados do utente.
Dados do utente	Zona principal com vários campos de carácter obrigatório de resposta acerca de dados de identificação e biométricos do utente. Alguns destes são: sexo, peso, tipo de passada, tipo de pé quanto ao contacto no solo, altura, entre outros.	Permite, após completar os campos de carácter obrigatório, a inserção do utente com os seus dados à base de dados local, sendo automaticamente visível a sua introdução voltando novamente ao separador inicial.
Iniciar teste	Zona onde se pode pesquisar rapidamente pelo utente que se deseja proceder ao teste, no topo da <i>interface</i> . Existe uma zona central onde, numa primeira análise, temos um <i>biofeedback</i> visual do mapa de pressão, ao qual é possível verificar o tipo de pé do utente quanto ao contacto no solo. Posteriormente, ao clicar no botão "Avançar", é possível iniciar o teste de recolha bastando clicar no botão "Iniciar Teste". O teste é realizado 5 vezes consecutivas para cada pé (dominante e não dominante) em 6 diferentes tipos de velocidade pré-estabelecidos. Na zona superior existe o botão "Cancelar teste" para cancelar o teste a qualquer momento, o botão "Prosseguir" para iniciar a próxima velocidade a ser praticada no teste, o botão "Concluir teste" para finalizar o teste e na zona central existe ainda uma lista ordenada de identificação, com base no CoP, qual o pé sob análise aquando da passada sobre a plataforma para cada amostra recolhida.	Existência de uma <i>label</i> na zona inferior com a informação do estado de conectividade da plataforma ao <i>software</i> em tempo-real. Possui uma identificação, qual o pé sob análise aquando da passada sobre a plataforma. Caso este algoritmo falhe, é exequível a alteração da identificação das amostras no final de cada velocidade. Contém também um cronómetro que contabiliza o tempo decorrido ao longo do teste, e um alerta sonoro de mudança das diferentes velocidades, indicando qual deve ser praticada pelo utente. Assim que o teste é finalizado, é criada uma pasta no <i>desktop</i> que inclui: Ficheiro <i>.xlsx</i> com os valores de pressão obtidos ao longo do tempo para cada pé e velocidade; Mapas de pressão para cada pé e velocidade em formato <i>.png</i> ; Documento <i>.pdf</i> enviado para o <i>e-mail</i> do utente em questão, de forma automática, com todos estes mapas de pressão, comprimento e largura do pé, e agradecimento pela sua participação.
Login	<i>Interface</i> inicial quando se inicia o <i>software</i> , onde é necessário introduzir um <i>username</i> e <i>password</i> .	É verificado se este <i>username</i> e <i>password</i> estão de acordo com os que constam na base de dados. Caso contrário, o utilizador da aplicação não terá acesso ao <i>software</i> .

3.4.1 *UI* do login

Para controlar o uso deste *software*, uma vez que é possível a visualização de alguns dados pessoais e biométricos dos utentes, foram criadas credenciais de acesso exclusivas para o aluno. A Figura 3.5 representa o *wireframe* deste controlo inicial, antes da abertura principal da aplicação.



Figura 3.5: *Wireframe* do login.

3.4.2 *UI* da página principal

Corresponde ao separador inicial do *software*, após a introdução das credenciais de acesso à aplicação, tendo como função mostrar o histórico de todos os utentes que constam na base de dados local, através da ligação em tempo-real a esta.

É possível visualizar dados de utentes como o nome, sexo, peso, altura, data de nascimento, localidade, entre outros. Possui ainda uma zona de pesquisa rápida para a procura de um utente em específico, poupando desta forma tempo ao utilizador deste *software* caso existam grandes quantidades de utentes na base de dados.

Está representado na Figura 3.6 o *wireframe* da *UI* deste separador.



Figura 3.6: Wireframe do separador inicial.

3.4.3 UI dos dados do utente

O seguinte separador consiste na introdução dos dados pessoais e biométricos do utente, caso este não esteja inserido ainda na base de dados. Para isso, muda-se para o separador *Dados do Utilizador*, presente na Figura 3.7, e introduz-se os dados para se adicionar um novo utente. Estes dados são:

- Nome *¹ - nome próprio e apelido;
- Localidade * - cidade apenas;
- Sexo * - selecionado numa caixa de combinação;
- *E-mail* - campo não obrigatório para posterior envio automático do ficheiro *.pdf* com todos os mapas de pressão obtidos ao longo do teste e com a informação do comprimento e largura do pé, e agradecimento na participação deste estudo;
- Data de nascimento *;
- Número de calçado *;
- Pé dominante *;

¹Todos os dados que tiverem um asterisco são campos de preenchimento obrigatório.

- Saudável? *;
- Tipo de passada direita * - selecionado numa caixa de combinação com as opções: muito pronada, pouco pronada, normal, pouco supinada e muito supinada;
- Tipo de passada esquerda * - igual para o tipo de passada direita;
- Tipo de pé direito * - tipo de pé quanto ao contacto no solo, selecionado numa caixa de combinação com as opções : muito cavo, pouco cavo, normal, pouco chato e muito chato;
- Tipo de pé esquerdo * - igual para o tipo de pé direito;
- Observações - campo não obrigatório para descrever alguma patologia/acontecimento que seja relevante para o teste em causa.

Tem ainda uma ligação em tempo-real à base de dados local que permite, após a adição de um novo utilizador, a verificação da introdução deste mesmo no separador da página principal.

Se os utentes não tiverem conhecimento do seu tipo de pé quanto ao contacto no solo ou o seu tipo de passada, é apresentada neste separador uma figura onde constam os diferentes tipos de pé e passada, presente na Secção 4.4. Após uma breve explicação dos diferentes casos desta figura, caso os utentes não consigam identificar o seu tipo de pé, o utilizador deste aplicação poderá recorrer ao separador *Iniciar teste*, de forma a constatar qual o seu tipo de pé, pois é mostrado o seu CoP dinâmico, sob a forma de mapa de pressão. Aliás, no procedimento experimental da recolha de dados, o primeiro passo a fazer é precisamente verificar o tipo de pé quanto ao contacto no solo, no separador *Iniciar teste*, independentemente de o utente saber ou não classificar o seu pé, e só depois se procede ao preenchimento da ficha de dados do sujeito.

Quanto à classificação do tipo de passada, uma possível verificação é pedir ao utente o calçado que tem e verificar o desgaste que existe na sola.

Figura 3.7: Wireframe do separador *Dados do Utilizador*.

3.4.4 UI do iniciar teste

Numa primeira fase, representado na Figura 3.8, é escolhido o utente desejado à realização do teste, onde é pedido ao sujeito que retire o seu calçado e se coloque parado, na postura ortostática, sob a plataforma *PhysioSensing* para se verificar novamente o tipo de pé quanto ao contacto no solo, apresentado na forma de mapa de pressão. Este processo serve também para verificar se não existe qualquer problema entre a ligação da plataforma ao *software*. Posteriormente, clicando no botão *Avançar* e *Iniciar*, dá-se início ao teste propriamente dito, iniciando a recolha 5 vezes para cada pé (dominante e não dominante) nas 6 diferentes velocidades, descritas mais à frente. Após a finalização do teste para cada velocidade, ou seja, após a recolha de 10 amostras consecutivas para cada velocidade, o *software* possui um algoritmo, baseado no CoP, que faz a identificação automática do pé sob análise aquando da passada sobre a plataforma. Nesta fase, o aluno deve fazer a verificação deste algoritmo (se esteve correto para a identificação automática dos pés), e se realmente existem 5 amostras para o pé dominante e 5 amostras para o pé não dominante em bom estado. Em caso afirmativo, é necessário clicar no botão *Prosseguir* para se proceder à seguinte velocidade. Caso contrário, é possível selecionar em cada amos-

tra, a mudança de identificação do pé para o desejado (dominante ou não dominante), e a eliminação e posteriormente substituição dessa mesma amostra, voltando a pedir ao participante para repetir o procedimento com o mesmo pé para a mesma velocidade. Este procedimento é repetido posteriormente para as diferentes velocidades que se seguem no teste, representado na Figura 3.9.

Existe também um cronómetro a indicar o tempo decorrido ao longo do teste, informação sonora aquando da mudança de velocidade e informação em tempo-real do estado de conexão entre a aplicação e a plataforma de pressão. A qualquer momento no decorrer do teste é possível cancelar a sua execução, bastando apenas clicar no botão *Cancelar*, voltando automaticamente para o separador *Página Principal*.

Após se obter 60 recolhas de dados da passada, é finalizado o teste bastando apenas clicar no botão *Finalizar Teste*, onde é criada de forma automática uma pasta no *desktop* de nome *Teste com o utilizadorID n^o X²*, que inclui:

- Mapas de pressão em formato *.png* de ambos os pés nas diferentes velocidades, com a correta identificação;
- Ficheiro *.xlsx* criado com todos os valores obtidos ao longo do tempo para cada pé e diferentes velocidades;
- Ficheiro *.pdf* enviado para o *e-mail* do utente em questão, de forma automática, contendo todos os mapas de pressão, comprimento e largura do pé, e um breve agradecimento pela sua participação no teste.

Mais informações sobre esta aplicação de recolha podem ser consultadas na Secção 4.3.

²Cada utente tem atribuído a si um número de identidade de forma automática aquando da sua introdução na base de dados local.

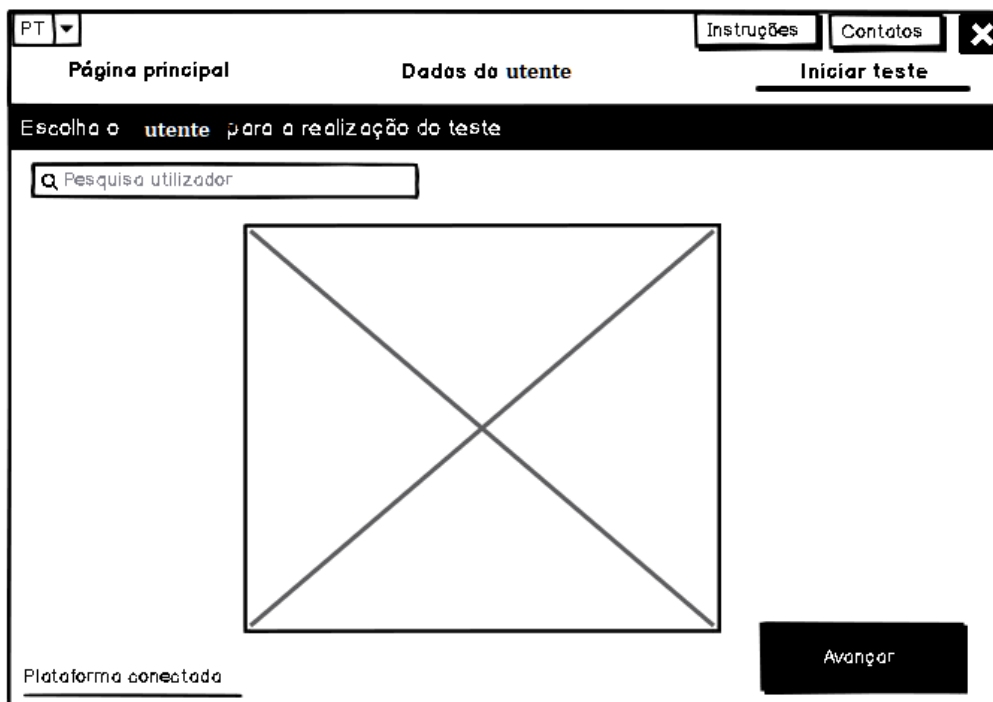


Figura 3.8: Wireframe um do separador *Iniciar Teste*.

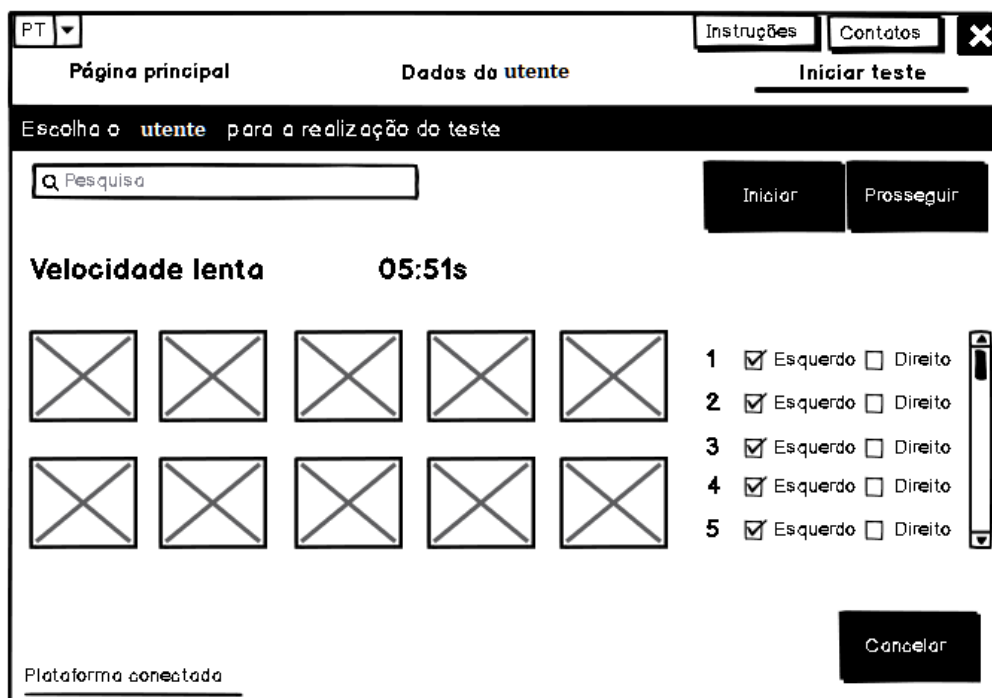


Figura 3.9: Wireframe dois do separador *Iniciar Teste*.

3.5 Especificações do *software* de análise de dados

Tal como o *software* de recolha, foi necessário estruturar esta aplicação computacional quanto à sua *UI*. A Tabela 3.2 reúne todas as informações e funcionalidades acerca desta aplicação computacional, e a Figura representa 3.10 o seu *wireframe*. No entanto, este *software* tem apenas uma janela principal que está dividida em várias zonas:

- Zona superior - Zona de escolha do utente antes de analisar os dados. Trata-se de uma área de preenchimento obrigatório;
- Zona central - Parte onde constam dois gráficos. O primeiro, do lado esquerdo, representa amostras referentes ao pé dominante para cada diferente velocidade, ou seja, 6 amostras no total. Trata-se da representação do perfil da força ao longo de toda a fase de apoio. O segundo, do lado direito, representa a trajetória do CoP alinhado na origem. Possui a média das amostras do CoP para o pé dominante e não dominante em cada velocidade, ou seja, irá ter 6 amostras para o pé dominante referentes às 6 velocidades praticadas, e 6 amostras para o pé não dominante.
- Zona inferior - Constam algumas informações referentes ao utente selecionado para interpretar melhor os gráficos acima mencionados, tal como o peso, altura e idade. Contém ainda informação dos parâmetros extras, referentes ao perfil da força, que são calculados e guardados de forma automática em ficheiros *.xlsx*, após o clique no botão *Analisar Dados*.

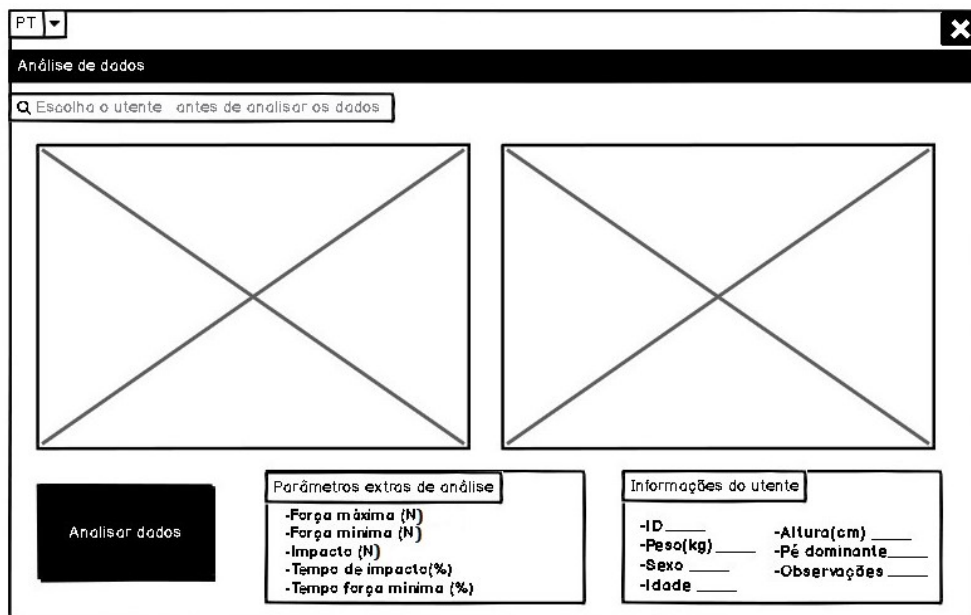


Figura 3.10: *Wireframe* do *software* de análise de dados.

Tabela 3.2: Especificações do *software* de análise de dados.

Zona	UI	Funcionalidades
Zona superior	Área inicial, cuja função é escolher o utente desejado para a análise de dados. Está integrado numa zona de pesquisa rápida para todo o histórico de utentes.	Possui uma ligação em tempo real à base de dados local.
Zona central	Zona principal constituída por dois gráficos. Na zona do lado esquerdo, é apresentado amostras do perfil de força (para o pé dominante) ao longo da percentagem de toda a fase de apoio nas diferentes 6 velocidades, presentes no protocolo experimental descrito na Secção 4.3. Na zona central direita, existe um segundo gráfico que representa a trajetória do CoP alinhado na origem (para o pé dominante e não dominante). Compreende a média das amostras do CoP para cada diferente velocidade.	Para traçar ambos os gráficos, do perfil da força e da trajetória do CoP, este <i>software</i> vai ler os ficheiros <i>.xlsx</i> criados inicialmente no final das 60 recolhas, descrito na Secção 3.4.4, onde constam todos os valores que irão ser necessários ao cálculo dos parâmetros indicados na Secção 3.3.
Zona inferior	Área informativa sobre o utente selecionado, indicando o seu peso, sexo, idade, altura, pé dominante e observações. Informa sobre os parâmetros adicionais, referentes ao gráfico do perfil da força, que foram calculados e adicionados aos dois ficheiros novos <i>.xlsx</i> criados após o clique no botão <i>Adicionar Dados</i> . Estes parâmetros são a velocidade média do CoP, força mínima e máxima, impacto e tempo de impacto, e tempo de força mínima, ambos para o pé dominante e não dominante.	A informação relativa ao utente selecionada provém da ligação em tempo real à base de dados. Os valores dos parâmetros adicionais são calculados posteriormente à obtenção do conjunto de valores do perfil de força.

Não foi inserido o pé não dominante no gráfico para o perfil da força, pois iriam existir 12 gráficos totais, o que tornaria difícil a leitura por parte do aluno. No entanto, é possível traçar o gráfico de todas as amostras recolhidas para ambos os pés, caso seja necessário.

Quanto ao funcionamento, este *software* vai processar o *.xlsx* criado no *software* de recolha, e posteriormente tratar de calcular os parâmetros indicados anteriormente. Após os

seus cálculos, irá criar dois novos ficheiros *.xlsx* onde constaram todos os dados que irão ser usados para a posterior reprodução de um padrão normalizado da passada, referentes ao pé dominante e não dominante. Ou seja, os dois ficheiros *.xlsx* irão conter relativamente a um utente os dados relativos à velocidade média do CoP, perfil de força, impacto e tempo de impacto, força máxima e mínima, tempo de força máxima e mínima. Foi implementado também uma visualização gráfica da trajetória da média dos vários CoPs, para as diferentes velocidades do protocolo experimental. Porém, este parâmetro não foi analisado, devido ao tempo limitado de estágio e por se tratar apenas de um parâmetro complementar que poderá ser útil para o profissional de saúde que utilize esta aplicação.

É de referir novamente que a Figura 3.10 não corresponde à *UI* implementada, mas sim a um modelo predefinido no início do trabalho.

Capítulo 4

Procedimento experimental

Após se ter descrito todo o processo de desenvolvimento de ambos os *softwares* (Secções 3.4 e 3.5), encontram-se definidos neste capítulo todas as etapas na concretização da atividade experimental deste estudo. Define-se o número de amostras, os requisitos, o protocolo e procedimento experimental.

O processo experimental foi praticado na sede do Instituto Pedro Nunes (IPN) e no ISEC. Os utentes tiveram uma explicação prévia do objetivo deste estudo, os procedimentos experimentais a realizar na atividade prática e quais os seus dados pessoais e biométricos que iriam ser recolhidos.

Posto isto, todos os utentes que participaram deram o seu consentimento, assinando a declaração de consentimento livre e esclarecido criada para este efeito (Secção 3.3), e realizaram de forma completa todo o procedimento experimental sem qualquer dificuldade.

4.1 Definição da amostra

Os objetivos da amostra, estabelecidos inicialmente por parte da *Sensing Future Technologies* e dos orientadores do ISEC, foram estabelecidos segundo os seguintes critérios:

1. Igualdade de amostras entre os diferentes sexos;
2. Amplitude de características físicas dos utentes no conjunto total da amostra;
3. Inclusão de utentes com patologias clínicas que influenciem a marcha;
4. Exclusão de utentes com deformidades congénitas nos membros inferiores;
5. Exclusão de utentes com perturbações mentais e cognitivas que os impossibilitem de compreender e realizar o procedimento experimental em causa.

A Tabela 4.1 define a amostra total neste estudo, com informação sobre o número total de utentes, sexo, idade, altura e peso.

O tamanho da amostra é de 44 utentes, sendo 23 do sexo masculino e 21 do sexo feminino, representando respetivamente 52,27% e 47,73% da amostra. Em relação à idade, à altura e ao peso, é apresentado o intervalo de valores entre o mínimo e o máximo, assim como a sua média e o desvio padrão (DP).

Tabela 4.1: Caracterização da amostra

Sexo (%)	Masculino	23	52,27%
	Feminino	21	47,73%
Idade (anos)	Média (DP)	29,11	(11,94)
	Mínimo-Máximo	19-86	
Altura (cm)	Média (DP)	170,66	(9,88)
	Mínimo-Máximo	148-190	
Peso (kg)	Média (DP)	69,30	(13,75)
	Mínimo-Máximo	48-100	

Na Tabela 4.2 encontram-se mais informações relevantes que se procuraram saber acerca dos utentes que participaram no teste em causa, nomeadamente qual o pé dominante e se estes se consideravam saudáveis ou se tinham alguma patologia.

Tabela 4.2: Outras informações acerca da amostra

Condição física (%)	Saudável	28	36,36%
	Não saudável	16	63,64%
Pé dominante (%)	Direito	36	81,82%
	Esquerdo	8	18,18%

As patologias diagnosticadas aos utentes considerados não saudáveis apresentam-se bastante diversificadas:

- Rotura de ligamentos do joelho;
- Entorses no pé;
- Tendinite no pé;
- Luxação trimaleolar;
- Ostecondroma múltiplo degenerativo no corpo;
- Lesões de cartilagem no joelho.

4.2 Requisitos

Para se proceder à recolha de dados da passada de cada utente foi necessário:

- Plataforma *PhysioSensing* - cujas características gerais estão presentes na Tabela 2.3;
- Computador com ligação à internet - que possua o *software* de recolha desenvolvido (Secção 3.4) para a respetiva aquisição e armazenamento dos dados;
- Cabo de ligação *USB* - para conexão do computador à plataforma de pressão;
- Duas plataformas de madeira com 1.20 m de comprimento, 0.60 m de largura e 0.010 m de espessura cada;
- Zona física com uma área suficiente para a realização do teste;
- Material desinfetante - uso de toalhetes desinfetantes para limpeza da superfície de contacto da plataforma, após terminar o teste em cada utente.

Verificou-se, através de vários testes iniciais antes do procedimento experimental, que para este estudo em concreto, a plataforma de pressão não realizava verdadeiramente a medição aquando da passada do utente, pois existia um desnível de altura entre o piso e plataforma, o que iria influenciar e induzir erros posteriores nas medições. Para resolver esta limitação, foi discutido entre a empresa, aluno e orientadores qual seria a melhor solução. Decidiu-se que duas plataformas de madeira (representadas na Figura 4.1), com igual espessura à plataforma e com comprimento suficiente para 2 a 3 passos, seria suficiente para uma correta medição da passada. A Tabela 4.3 tem presente um resumo de todos os requisitos para a realização do procedimento experimental.

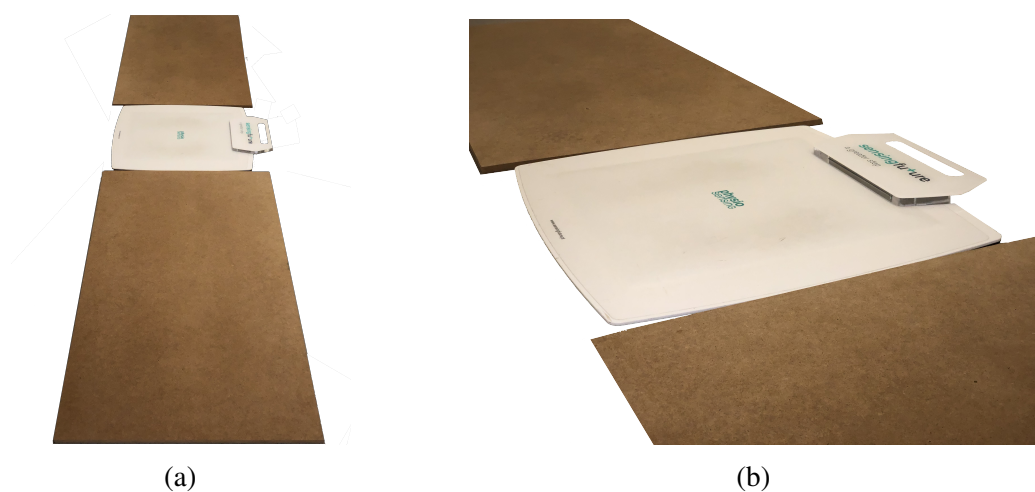


Figura 4.1: Duas perspetivas do conjunto plataformas de madeira mais plataforma de pressão *PhysioSensing*.

Tabela 4.3: Requisitos para a realização do procedimento experimental

Plataforma de pressão	Para o uso da plataforma, o piso onde é realizado o teste deve ser rígido e limpo para que elimine possíveis partículas que possam danificar a plataforma e até mesmo desnivelar a superfície.
Plataforma de madeira	Devido a existir um desnível entre o piso e a plataforma de pressão, foi necessário colocar duas plataformas de madeira, como mostra a Figura 4.1, para não influenciar as medições realizadas.
Espaço	Deve ser condicionado um bom ambiente para a recolha dos dados. É recomendado um espaço visualmente confortável e com condições mínimas de luminosidade, não contendo nenhuma fonte luminosa incidindo diretamente sobre os olhos do utente. Também se aconselha que o nível de ruído seja mantido baixo durante todo o procedimento experimental.
Duração	A duração deste teste varia de acordo com a velocidade exercida por cada utente. No entanto, o tempo mínimo necessário para realizar este protocolo de forma completa é cerca de 6 minutos.
Teste	O <i>software</i> de recolha desenvolvido permite a aquisição dinâmica de dados do utente orientado em qualquer direção. Numa primeira fase, o utente deve subir para a plataforma de pressão descalço (com ou sem meias). Deve posicionar-se na posição ortostática enquanto observa um ponto fixo à sua frente e à altura dos olhos, de forma a se proceder à classificação do seu tipo de pé quanto ao contacto no solo. Posteriormente, o utente deve familiarizar-se com o procedimento representado na Figura 4.3: 2 a 3 passos na primeira plataforma de madeira + contacto sob a plataforma de pressão (com o pé dominante e não dominante) + 2 a 3 passos na segunda plataforma de madeira. Após este processo, o utente deve começar então a realização do teste, seguindo o procedimento anterior, fazendo o contacto sob a plataforma <i>PhysioSensing</i> 5 vezes consecutivas para o mesmo pé + 5 vezes para o outro pé, nas 6 diferentes velocidades auto-selecionadas (descritas na Secção 4.3).

4.3 Protocolo experimental

Tal como foi referido anteriormente, foi necessário definir um protocolo de recolha viável para o presente estudo. Foi necessário ter especial atenção ao novo RGPD da UE devido à recolha de algumas informações (Secção 3.4.3).

O *software* de recolha está conectado em permanência com o *PhysioSensing* através do cabo *USB* e, devido a consumir uma boa parte de recursos do computador, faz com que a plataforma de pressão tenha uma taxa de amostragem constante de 62,5 Hz, valor mais baixo que o previsto inicialmente (100 Hz) mas dentro do necessário para a aquisição da

passada humana (Sousa e Tavares, 2006).

Posteriormente, para assegurar representações fiáveis do padrão de distribuição da passada, foi definido inicialmente no protocolo a implementação de 3 a 5 medições no mínimo, estando o *software* de recolha atualmente preparado para realizar 5 medições obrigatoriamente para cada pé.

A velocidade em que se passa na plataforma de pressão influencia a distribuição da passada. Por isso, a escolha das velocidades da caminhada, e do número de recolhas a serem realizadas foram discutidas em conjunto com o autor, empresa e orientadores.

O procedimento para aquisição dos dados de marcha do utente, usando para isso a plataforma de pressão *PhysioSensing* da *Sensing Future Technologies*, consistiu na caminhada em linha reta (8,5 a 20 m de comprimento), realizando 2 a 3 passos na primeira plataforma de madeira mais um contacto sob a plataforma de pressão (5 vezes consecutivas para ambos os pés representado na Figura 4.2) mais 2 a 3 passos na segunda plataforma de madeira, para as 6 velocidades auto-selecionadas na seguinte ordem (Vieira et al., 2018):

1. Velocidade normal;
2. Velocidade lenta;
3. Velocidade muito lenta;
4. Velocidade normal;
5. Velocidade rápida;
6. Velocidade muito rápida.

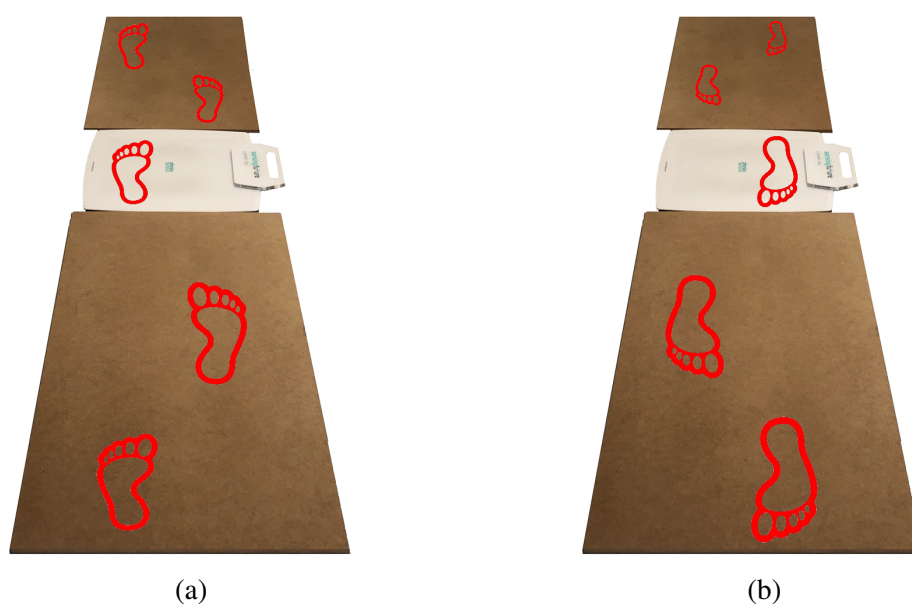


Figura 4.2: Figura ilustrativa do procedimento experimental.

4.4 Procedimento experimental

O procedimento experimental decorreu no IPN e no ISEC, num espaço devidamente organizado, representado na Figura 4.3. Neste espaço procedeu-se à conexão da plataforma a um computador com internet e com o *software* descrito na Secção 3.4.

Em primeiro lugar, foi comunicado ao utente todas as informações e objetivos relevantes, o protocolo experimental a ser utilizado e quais os dados que iriam ser recolhidos. Caso tivesse interesse em participar voluntariamente neste estudo, ser-lhe-ia solicitado o preenchimento e assinatura da declaração de consentimento livre e esclarecido (Anexo A).



Figura 4.3: Ambiente do procedimento experimental; (a) no ISEC; (b) no IPN.

Após o *login*, apresentado na Figura 4.4, é aberto o separador *Página Principal*, representado na Figura 4.5, onde é verificado na caixa de pesquisa rápida se o utente consta na lista de utentes da base de dados. Caso não conste, é aberto o separador *Dados do utente* onde é solicitado todos os dados pessoais e biométricos do utente no *software*, representado na Figura 4.6. Porém, antes de introduzir os dados referentes ao utente no separador *Dados do utente*, como era de prever que muitos destes não conseguissem identificar o seu tipo de pé quanto ao contacto no solo através da Figura explicita neste separador, mudou-se para o separador *Iniciar Teste*, de forma a constar qual o tipo de pé quanto ao contacto no solo de cada sujeito.

É pedido então para que o utente se posicione em cima do *PhysioSensing*, na posição ortostática, enquanto observa um ponto fixo à sua frente e à altura dos olhos, de forma a averiguar o seu centro de pressão e classificar o seu tipo de pé quanto ao contacto no solo, mostrado na aplicação sob a forma de mapa de pressão, representado nas Figuras 4.7 e 4.8.

sensingfuture
a greater step

Email

Password

Login

Figura 4.4: UI do login.

PT

Instruções Contactos

Página Principal Dados do utente Iniciar teste

Histórico de utentes

Nome	Sexo	Localidade	Peso	Altura	Saudável	Tipo Pé Direito	Tipo Pé Esquerdo	Tipo Passada Direita	Tipo Passada Esquerda	Pé Dominante
					Sim	Pé Normal	Pé Normal	Pouco Supinada	Pouco Supinada	Direito
					Sim	Pé pouco Cavo	Pé pouco Cavo	Pouco Supinada	Pouco Supinada	Esquerdo
					Sim	Pé Normal	Pé Normal	Neutra	Neutra	Direito
					Sim	Pé Normal	Pé Normal	Pouco Supinada	Pouco Supinada	Esquerdo

Figura 4.5: UI do separador do histórico dos utentes.

The screenshot shows a web interface with a navigation bar at the top containing 'PT', 'Página Principal', 'Dados do utente', and 'Iniciar teste'. The main content area is a form titled 'Ficha de dados do utente'. The form contains the following fields and options:

- Nome * (Nome próprio e apelido)
- Número de calçado * (n°)
- Localidade * (Cidade apenas)
- Data de nascimento * (dd/mm/aaaa)
- Sexo * (Opções)
- Pé dominante * (Opções)
- Peso * (Kg)
- Altura * (cm)
- Email * (Para receber um ficheiro no final do teste)
- Saudável? * (Opções)
- Observações (Tem alguma patologia relevante para este teste?)
- Tipo de passada Direita * (Opções)
- Tipo de passada Esquerda * (Opções)
- Tipo de pé Direito* (Opções)
- Tipo de pé Esquerdo* (Opções)

There are also three diagrams illustrating foot types: Pronada, Normal, and Supinada, with corresponding footprints labeled Chato, Normal, and Cavo. A 'Adicionar Paciente' button is located at the bottom left of the form.

Figura 4.6: UI do separador dos dados do utente.



Figura 4.7: Visualização do mapa de pressão dinâmico do tipo de pé.

Quanto ao tipo de passada, a maneira como se classificou, expressa na Secção 3.4.3, não foi a mais correta. O desgaste do calçado não é um bom indicativo do tipo de passada, pois o calçado tende naturalmente a gastar mais do lado exterior que o interior, e, por isso, não foi um parâmetro definido com alguma certeza.



Figura 4.8: Visualização do mapa de pressão dinâmico do tipo de pé do utente.

Após a introdução destes dados do utente na aplicação computacional, pede-se então a este para que se descalçasse (com ou sem meias), e que efetue algumas passadas nos diferentes tipos de velocidades presentes no protocolo experimental, de forma a familiarizar-se com o conjunto plataforma de pressão mais plataforma de madeira. É natural que o primeiro contacto seja mais cauteloso, com uma passada sobre a plataforma de forma planejada e não natural, daí a importância desta preparação inicial, tendo como objetivo fazer com que o utente inicie a sua marcha de forma natural. Com alguns passos sobre o conjunto plataforma de pressão mais plataforma de madeira, o utente tende a adaptar-se com a situação e desenvolve a sua caminhada natural, com velocidade e comprimento de passo habitual.

Posteriormente, após o processo de adaptação, o utente irá iniciar assim o protocolo experimental, representado através da Figura 4.9. O utente começa então por caminhar sobre o conjunto plataforma de madeira mais plataforma de pressão na primeira velocidade auto-selecionada, velocidade normal, colocando inicialmente em cada velocidade

o pé dominante/não dominante aquando da passada sob o *PhysioSensing* 5 vezes consecutivas, alternando para o pé não dominante/dominante mais 5 vezes consecutivas. No total, para a primeira velocidade auto-seleccionada, são recolhidas 5 amostras da pressão plantar para o pé dominante/não dominante e outras 5 amostras referentes ao pé não dominante/dominante. Todo este processo é repetido para as restantes diferentes velocidades, seguidas pela ordem indicada na Secção 4.3.



Figura 4.9: Figura ilustrativa do procedimento experimental.

É de relembrar, apesar de já ter sido esclarecido na Secção 3.4.4, que após se ter finalizado a recolha para a primeira velocidade normal, o aluno deve fazer a verificação do algoritmo da deteção automática do pé. Deve confirmar se, para as primeiras 5 amostras a aplicação detetou o pé como sendo o pé dominante/não dominante e para as restantes 5 amostras o pé não dominante/dominante, e se estas foram bem conseguidas. Esta verificação necessária, referentes às amostras recolhidas, encontra-se representada na *interface* da Figura 4.10.

Para além do período de adaptação ao teste, é necessário outro cuidado importante ao longo da sua realização. Deve-se instruir o utente para que mantenha a velocidade da caminhada proporcional às velocidades auto-seleccionadas. A distância entre o ponto de partida da caminhada até ao contacto com a plataforma de pressão deve respeitar um limite

mínimo de 2 passos, garantindo assim que quando o utente desenvolver a sua marcha esteja no ritmo natural da sua caminhada ou da velocidade em causa.

Caso o algoritmo de identificação automática do pé/ligação da plataforma ao *software* tenha falhado em alguma recolha, o aluno pode seleccionar em cada amostra, a mudança de identificação do pé para o desejado, pé esquerdo ou direito, e/ou a eliminação e posteriormente substituição dessa mesma amostra, voltando a pedir ao utente para repetir o mesmo procedimento com esse mesmo pé para a velocidade em causa. Este procedimento é repetido posteriormente para as diferentes velocidades que se seguem no teste.

Assim que forem recolhidas 60 amostras no total e for clicado no botão "Parar Teste", é enviado um ficheiro *.pdf* para o *e-mail* do utente de forma automática com todos os mapas de pressão, informação extra do comprimento e largura do pé, e é criada uma pasta no *desktop* do computador.



Figura 4.10: Visualização gráfica das recolhas dos dados do utente na velocidade normal.

Capítulo 5

Resultados e discussão

Neste capítulo são descritas as alterações necessárias ao *software* de análise de dados para se proceder à implementação das RNAs, os resultados obtidos através deste *software* com os diversos parâmetros de análise da passada descritos na Secção 3.3, a implementação das redes neuronais para os perfis de força referentes ao pé dominante e não dominante, e uma discussão dos resultados obtidos. É apresentada também uma análise estatística a um determinado conjunto de utentes reunidos em vários grupos com determinados intervalos de valores dos parâmetros peso, altura e idade, de forma a analisar os perfis de força para cada grupo, uma vez que estes parâmetros serão os *inputs* das redes neuronais geradas e devido à explicação descrita nas Secções 2.5.7.2 e 5.4.2. É importante mencionar que, para esta análise estatística, são considerados apenas os valores do perfil de força e parâmetros associados recolhidos no procedimento experimental para a última velocidade do protocolo, razão explicada na Secção 2.5.7.2.

Os parâmetros de entrada das RNAs referentes ao pé dominante e não dominante são a altura, peso, idade e velocidade do CoP do conjunto total da amostra de utentes saudáveis, e os parâmetros de saída são os valores do parâmetro perfil de força no conjunto total da amostra de utentes saudáveis, recolhidos durante o procedimento experimental. Ou seja, as RNAs terão 4 *inputs* e 101 valores para o *output*, tendo sido criadas com recurso ao *software* MATLAB.

5.1 Alteração no *software* de análise de dados

O *software*, descrito na Secção 3.5, esteve numa primeira fase preparado para analisar os dados de forma singular a cada utente que fosse selecionado previamente, sendo guardados posteriormente todos os parâmetros de análise da passada referentes ao pé dominante e não dominante em ficheiros *.xlsx*.

No decorrer do desenvolvimento do projeto, foi constatado que esta forma de analisar os dados de modo singular não seria a mais eficiente. Por isso, esta aplicação computacional sofreu várias alterações no que toca às opções de seleção de utentes para posterior análise e aos valores correspondentes ao perfil da força.

O algoritmo foi então mudado e, em vez de o utilizador ter que seleccionar o utente que consta na base de dados para se proceder à análise dos seus dados, o utilizador já não precisa de escolher um utente, bastando clicar apenas no botão *Analisar Dados* do *software*, onde irá ser percorrido todos os utentes que constam na base de dados local para o posterior cálculo dos parâmetros de interesse, enunciados anteriormente, de cada utente. Todos estes parâmetros, calculados para todos os utentes da base de dados, irão ser guardados em dois ficheiros *.xlsx* de forma organizada. Também foi alterado o algoritmo do *software* para que todos os valores referentes ao perfil de força fossem normalizados para o intervalo de 0 a 1, devido à explicação presente na Secção 5.2. A última alteração feita a este *software* foi em relação aos valores do perfil de força já normalizados, que sofreram uma interpolação linear, razão explicada na Secção 5.3.

Futuramente, caso a *Sensing Future Technologies* pretenda utilizar este *software* de análise de dados apenas para analisar um único paciente e sem os dados normalizados, foi fornecido à empresa a aplicação computacional (Secção 3.5), sem estas últimas atualizações.

Alguns resultados obtidos, cujos valores do perfil de força ainda não estavam normalizados, através do *software* de análise de dados, podem ser consultados no Anexo B. Está também presente neste Anexo uma visualização gráfica do alinhamento da média dos valores do CoPs na última velocidade do protocolo experimental. Porém, este parâmetro não foi analisado, devido ao tempo do estágio ser limitado e por se tratar de um parâmetro complementar que poderá ser útil para o profissional de saúde que utilize esta aplicação computacional.

5.2 Normalização dos dados

O *feature scaling*, também conhecido como normalização de dados, é o método usado para padronizar o intervalo de características dos dados. Como este intervalo de valores pode variar amplamente, o *feature scaling* torna-se uma etapa necessária no pré-processamento de dados ao usar algoritmos de *machine learning*. Ou seja, este processo é uma etapa bastante importante no desenvolvimento posterior de um padrão normalizado do parâmetro perfil de força, através da utilização de RNAs.

Posto isto, todos os dados dos ficheiros *.xls* foram normalizados aplicando a expressão 5.1, para o intervalo [0 1].

$$X' = \frac{X - \min(|X|)}{\max(|X|) - \min(|X|)} \quad (5.1)$$

onde:

X - representa o vetor de dados não normalizado;

X' - representa o vetor de dados normalizado.

5.3 Interpolação linear referente ao parâmetro perfil de força

O método de interpolação permite construir um novo conjunto de dados a partir de um determinado conjunto discreto conhecido. O objetivo deste método é produzir uma amostra regularmente espaçada e conhecer o valor esperado do sinal num ponto intermédio.

A interpolação linear utiliza uma função linear $f1(x)$ para representar, por aproximação, uma suposta função $f2(x)$, que originalmente representaria os pontos de um intervalo descontínuo contido no domínio de $f1(x)$. Dados dois pontos (X_k, Y_k) e (X_{k+1}, Y_{k+1}) , para um valor X no intervalo (X_k, X_{k+1}) , o valor Y é a linha entre os pontos, representado na Figura 5.1. Estabelecendo a seguinte relação:

$$\frac{Y - Y_k}{Y_{k+1} - Y_k} = \frac{X - X_k}{X_{k+1} - X_k} \quad (5.2)$$

Resolvendo em Y tem-se:

$$Y = Y_k + \frac{Y_{k+1} - Y_k}{X_{k+1} - X_k}(X - X_k) \quad (5.3)$$

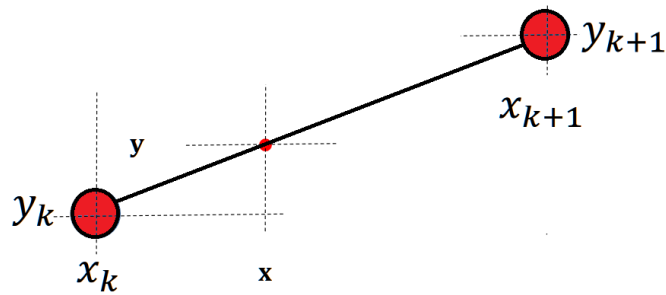


Figura 5.1: Representação do ponto encontrado (X, Y) , através da interpolação linear dados dois pontos (X_k, Y_k) e (X_{k+1}, Y_{k+1}) .

Houve uma necessidade de se efetuar uma interpolação linear no conjunto de valores obtidos que traçaram o gráfico do parâmetro perfil de força, pois este conjunto de valores recolhidos no procedimento experimental variava de acordo com o utente e a velocidade do protocolo. Posto isto, para que o conjunto de valores do perfil de força tivesse o mesmo número de amostras, e como o objetivo final é gerar um conjunto de 101 valores para ser representado em % de 0 a 100% na fase de apoio da marcha, foi necessário proceder-se então a uma interpolação linear.

A Figura 5.2 representa o conjunto de valores que foi adquirido no procedimento experimental e o processo de interpolação linear através deste conjunto de valores recolhidos. Na Figura 5.2b estão representados os 101 valores do perfil de força adquiridos através da interpolação linear.

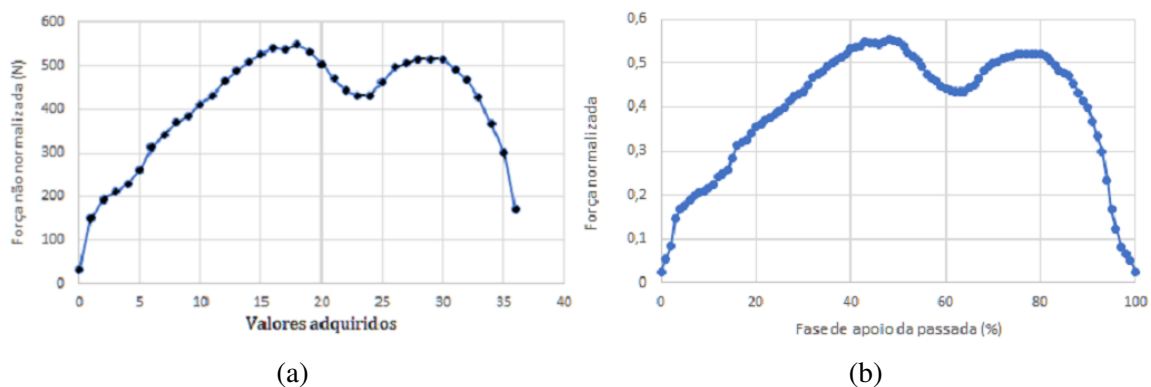


Figura 5.2: Representação do processo de interpolação linear (b) através dos valores do perfil de força recolhidos no procedimento experimental (a).

5.4 Resultados obtidos através dos parâmetros de análise

Nas Secções seguintes é apresentada uma breve análise estatística realizada aos parâmetros velocidade do CoP, peso, altura e idade, recolhidos através dos dados pessoais facultados pelos utentes e no procedimento experimental, onde consta a média, o DP e o mínimo e máximo dos valores alusivos a estes parâmetros.

5.4.1 Análise estatística do parâmetro velocidade

Tal como foi referenciado anteriormente, foi pedido ao utente para que este caminhasse sob a plataforma em diferentes velocidades consecutivas. É natural que nem todos os utentes pratiquem as mesmas velocidades para as pretendidas no protocolo, e portanto foi verificado que, por exemplo, para a primeira velocidade do protocolo, os valores praticados pelo utente nesta velocidade sobrepunham-se nos valores praticados na velocidade seguinte, velocidade lenta. Ou seja, muitos dos valores em diferentes velocidades do protocolo eram sobrepostos.

Através da visualização gráfica das velocidades de algumas amostras, foi possível verificar que muitos dos valores sobrepostos se encontravam na velocidade normal, lenta e rápida, sendo que a velocidade muito lenta e a muito rápida tinham valores diferenciados. Posto isto, para uma análise estatística destes dados, foi agrupado os valores das diferentes velocidades em 3 classes distintas, representadas na Figura 5.3, de modo a obter um menor valor de velocidades sobrepostas. Estes valores estão na unidade de cm s^{-1} .

- Classe 1 - agrupada com valores referentes à velocidade normal, normal(2), lenta e rápida;

$$0.160 \leq \text{Classe1} \leq 0.250 \quad (5.4)$$

- Classe 2 - agrupada com valores referentes à velocidade muito lenta;

$$\text{mínimo} \leq \text{Classe2} < 0.160 \quad (5.5)$$

- Classe 3 - agrupada com valores referentes à velocidade muito rápida.

$$0.250 < \text{Classe3} \leq \text{máximo} \quad (5.6)$$

Para se realizar esta divisão de valores em classes, foi necessário definir limites inferiores e superiores de forma a agrupar os valores em diferentes classes, apresentado nas equações 5.4, 5.5 e 5.6. Estes limites foram definidos em conjunto com a supervisora da

empresa, após se ter analisado um grande número de amostras e se ter constatado que muitas destas eram semelhantes aos valores da Figura 5.3.

Através da Figura 5.3, é notável a ainda existência de alguns *outliers* nas diferentes classes, porém era impossível isso não surgir, uma vez que o tamanho da amostra é relativamente grande e não é possível definir um limite perfeito. Não se optou pela eliminação destes *outliers* nesta pequena análise estatística, uma vez que para a implementação das RNAs os dados são enviados em bruto.

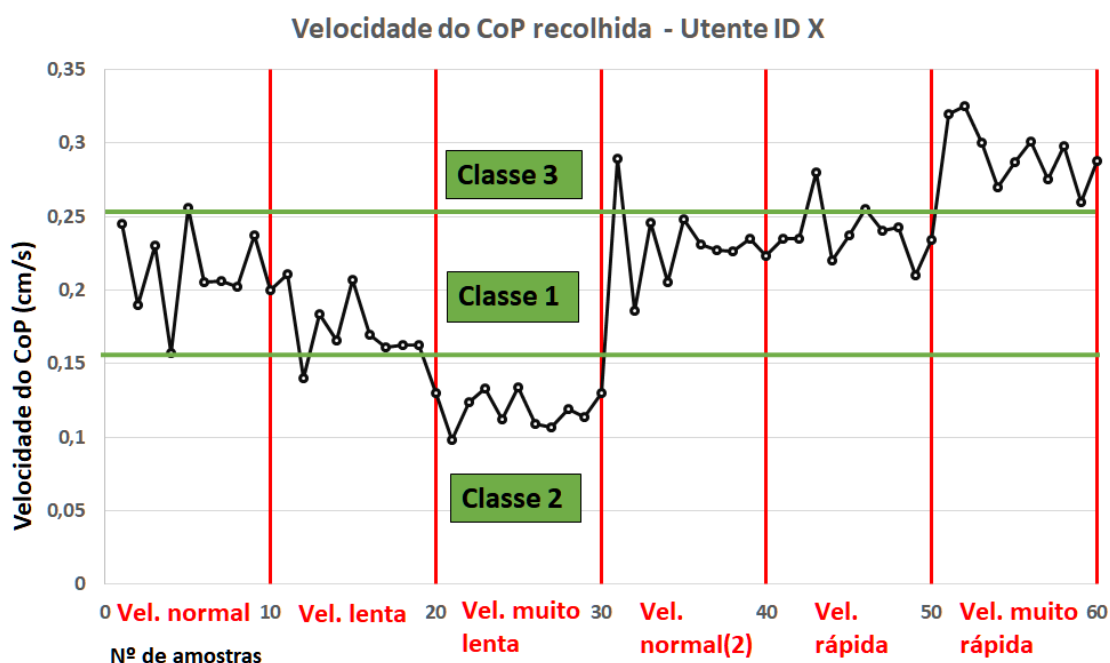


Figura 5.3: Visualização gráfica dos valores das velocidades do CoP, recolhidas ao longo do procedimento experimental para um utente em específico, de forma a ilustrar a situação da sobreposição dos valores de velocidade.

Considerando o número total da amostra da base de dados de utentes saudáveis e não saudáveis, e analisando os valores médios, DP, mínimo e máximo nos diferentes agrupamentos de classes tem-se os seguintes valores, apresentados nas Tabelas 5.1, 5.2 e 5.3. É de referir que os dados apresentados nas seguintes tabelas não se encontram normalizados, uma vez que dificultaria a sua análise.

Tabela 5.1: Informações acerca do parâmetro velocidade do CoP, agrupado na classe 1, cuja unidade está em cm s^{-1} .

	Classe 1	
	Saudáveis	Não Saudáveis
Média	0,204	0,203
DP	0,0069	0,0043
Mínimo - Máximo	0,189-0,217	0,196-0,211

Tabela 5.2: Informações acerca do parâmetro velocidade do CoP, agrupado na classe 2, cuja unidade está em cm s^{-1} .

	Classe 2	
	Saudáveis	Não Saudáveis
Média	0,131	0,132
DP	0,0037	0,0049
Mínimo - Máximo	0,125-0,139	0,122-0,139

Tabela 5.3: Informações acerca do parâmetro velocidade do CoP, agrupado na classe 3, cuja unidade está em cm s^{-1} .

	Classe 3	
	Saudáveis	Não Saudáveis
Média	0,295	0,294
DP	0,0176	0,0163
Mínimo - Máximo	0,27-0,354	0,271-0,339

A média dos valores para utentes saudáveis na classe 1 é de $0,204 \text{ cm s}^{-1}$, na classe 2 é de $0,131 \text{ cm s}^{-1}$ e na classe 3 é de $0,295 \text{ cm s}^{-1}$. Já para os utentes não saudáveis, a média dos valores na classe 1 é de $0,203 \text{ cm s}^{-1}$, na classe 2 é de $0,132 \text{ cm s}^{-1}$ e na classe 3 é de $0,294 \text{ cm s}^{-1}$. Verifica-se portanto uma igualdade da média das velocidades, tanto para os utentes saudáveis como para os não saudáveis.

A velocidade média do CoP varia entre os utentes, com base em fatores de características físicas, tais como a idade, peso e altura. Deste modo, irá ser analisado na seguinte Secção estas características físicas.

5.4.2 Análise dos parâmetros peso, altura e idade

A manutenção de uma postura estável assume grande relevância para a marcha humana. Esta tarefa é desafiante dado que o equilíbrio em bipedismo é naturalmente instável, sendo, no entanto, fundamental para a execução segura da maior parte dos movimentos. Parâmetros como peso, altura e idade pertencem a características físicas de um utente que influenciam grande parte da sua passada. O peso devido à sua distribuição por todo o pé durante o ciclo de marcha, a altura impõe grande exigência em termos de controlo postural e equilíbrio, sendo fundamental para uma execução segura da marcha, e o aumento da idade tende a deteriorar o sistema de controlo postural. Os resultados podem ser devastadores, como por exemplo originar quedas em idosos que têm sido identificadas como um grave problema de saúde pública (Peterka e Loughlin, 2004).

Considerando o número total da amostra para utentes saudáveis e não saudáveis, expresso na Tabela 4.2, é apresentado na Tabelas 5.4, 5.5 e 5.6, a média, o DP e o mínimo e máximo para os parâmetros peso, altura e idade respetivamente. Observa-se que, tanto para os utentes saudáveis como para os não saudáveis, existe uma semelhança entre os valores da média, DP e mínimo e máximo para os diferentes parâmetros analisados. Este era um dos critérios de inclusão na amostra estabelecidos inicialmente, que foi bem conseguido.

Tabela 5.4: Informações acerca do parâmetro peso corporal entre utentes saudáveis e não saudáveis, cuja unidade é o kg.

	Saudáveis	Não Saudáveis
Média	68,25	71,13
DP	14,52	12,07
Mínimo - Máximo	48-100	52-100

Tabela 5.5: Informações acerca do parâmetro altura entre utentes saudáveis e não saudáveis, cuja unidade é o cm.

	Saudáveis	Não Saudáveis
Média	170,25	171,38
DP	19,71	10,15
Mínimo - Máximo	148-190	150-185

Tabela 5.6: Informações acerca do parâmetro idade entre utentes saudáveis e não saudáveis, representado em anos.

	Saudáveis	Não Saudáveis
Média	28,43	30,31
DP	13,26	9,07
Mínimo - Máximo	19-86	22-52

5.5 Análise do parâmetro perfil de força

As características físicas, mencionadas na Secção 5.4.1 e 5.4.2 são fatores determinantes para o conjunto de valores apresentados no perfil de força. Por este motivo, foi realizada uma análise estatística aos perfis de força e parâmetros associados, sob um determinado conjunto de utentes reunidos em vários grupos com determinados intervalos de valores referentes aos parâmetros peso, altura e idade. Nesta análise, os valores referentes ao perfil de força já se encontram interpolados.

É mostrado graficamente a média, média + DP e média - DP do perfil de força para utentes saudáveis e não saudáveis (para o pé dominante e não dominante). Também é apresentado os valores médios, DP, mínimo e máximo para parâmetros impacto, tempo de impacto, força mínima, tempo de força mínima e força máxima, adquiridos na última velocidade do procedimento experimental.

5.5.1 Perfil de força de utentes saudáveis

É apresentado nas Figuras 5.4a e 5.4b a média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força (para o pé dominante e não dominante), em amostras recolhidas durante a última velocidade do protocolo experimental, no conjunto total da amostra de utentes saudáveis.

Analisando os picos da média do perfil de força, e tendo em conta a Figura 2.15, é possível verificar que ambas as Figuras 5.4a e 5.4b apresentam dois picos no formato da letra "M", e que existe uma maior força da parte dos utentes na zona do antepé que na zona do retopé. Ou seja, através destas figuras, é possível afirmar que foi exercida no primeiro pico uma força mais alta na zona do calcanhar ao qual se prolongou, não descendo abruptamente como seria de esperar, e uma força menor no segundo pico, exercida pelo primeiro dedo e região metatársica. Através da comparação entre as figuras seguintes também é possível afirmar que o perfil de força mais bem conseguido e que assemelha ao da Figura 2.15 é o perfil de força referente ao pé dominante.

É apresentado na Tabela 5.7 os parâmetros que foram posteriormente calculados, através do *software* de análise de dados. Verifica-se que, por exemplo, a média do impacto foi um pouco maior no pé dominante do que no não dominante. Já a média do tempo de impacto para o pé dominante situa-se abaixo dos 40% da fase de apoio da passada, enquanto que no pé não dominante se encontra acima dos 40%. A força máxima exercida pelos utentes foram iguais em ambos os pés, pois a força é calculada em função do peso do utente.

Tabela 5.7: Parâmetros de análise da passada calculados para o pé dominante e não dominante, no conjunto total de utentes saudáveis recolhidos na última velocidade do procedimento experimental.

	Pé dominante			Pé não dominante		
	Média	DP	Mín-Máx	Média	DP	Mín-Máx
Impacto (N)	663,58	148,59	393,64-980,66	654,04	147,54	440,42-980,66
Tempo impacto (%)	38,07	6,89	26-49	42,18	7,38	27-49
Força mín. (N)	35,60	16,11	10,38-89,70	34,32	18,21	11,74-80,43
Tempo força mín. (%)	100	0	100 - 100	100	0	100 - 100
Força máx. (N)	669,30	142,37	470,72-980,66	669,30	142,37	470,72-980,66

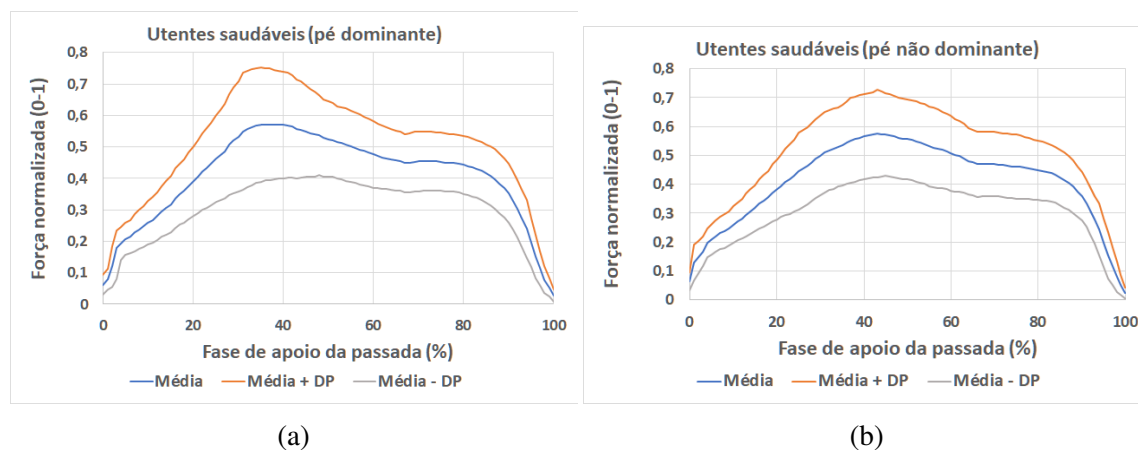


Figura 5.4: Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força (pé dominante (a); pé não dominante (b)), recolhidos na última velocidade do procedimento experimental para o conjunto total de utentes saudáveis.

5.5.1.1 Grupo 1

O grupo 1 foi organizado em utentes saudáveis com idades ≤ 24 anos, e em utentes saudáveis com idades > 24 anos, independentemente dos outros parâmetros que foram decisivos para a implementação de um padrão normalizado da passada humana: altura, peso e velocidade do CoP. Este grupo foi organizado neste intervalo de idades, pois este estudo foi realizado sobretudo em jovens universitários e também em alguns adultos. Os limites cronológicos da adolescência são definidos pela Organização das Nações Unidas entre 15 e 24 anos (*youth*), critério este usado principalmente para fins estatísticos e políticos, tendo sido por isso escolhido estes intervalos de idades (Eisenstein, 2005).

É apresentado na Tabela 5.8 o número de utentes, a média, o DP, e o mínimo e máximo das idades para as condições acima referidas. Nas Tabelas 5.9 e 5.10 são apresentados os parâmetros de análise da passada calculados (para o pé dominante e não dominante). É também apresentado nas Figuras 5.5a, 5.5b, 5.6a e 5.6b, a média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força (para o pé dominante e não dominante), em amostras recolhidas durante a última velocidade do protocolo experimental.

Analisando numa primeira fase as tabelas referentes ao parâmetros de análise da passada do pé dominante, o impacto para as condições de idades ≤ 24 anos é inferior ao impacto para o conjunto de idades > 24 anos, bem como a força máxima. Já o tempo da fase de apoio da passada em que ocorre o impacto (para utentes com idades ≤ 24 anos), o seu valor é superior para os utentes com idade > 24 anos, bem como a força mínima exercida. Observando os parâmetros de análise referentes ao pé não dominante, o mesmo se passa com o impacto, tempo de impacto e força máxima exercida. Porém, a força mínima exercida para os utentes com idades ≤ 24 anos é inferior comparando com os utentes com idade > 24 anos. Estas constatações são possíveis de se observar nas figuras abaixo e, visualmente, a figura que mais se assemelha à da Figura 2.15 é a Figura 5.6b.

Tabela 5.8: Informações acerca do parâmetro idade do grupo 1. O N representa o número de amostras.

	Idade ≤ 24	Idade > 24
N	15	13
Média	21,13	36,85
DP	1,45	15,61
Mínimo - Máximo	19-24	26 -86

Tabela 5.9: Parâmetros de análise da passada calculados para o pé dominante sobre o grupo 1, no conjunto total de utentes saudáveis, em amostras recolhidas na última velocidade do procedimento experimental.

	Idade ≤ 24 (Pé dominante)			Idade > 24 (Pé dominante)		
	Média	DP	Mín-Máx	Média	DP	Mín-Máx
Impacto (N)	634,90	145,99	393,64-980,66	696,66	144,64	480,53-931,63
Tempo impacto (%)	38,87	5,78	29 - 49	32,69	7,75	26-49
Força mín. (N)	43,35	20,41	11,78-89,70	29,82	10,38	10,38-46,99
Tempo força mín. (%)	100	0	100 - 100	100	0	100-100
Força máx. (N)	643,32	136,72	470,72-980,66	699,29	142,86	480,53-931,63

Tabela 5.10: Parâmetros de análise da passada calculados para o pé não dominante sobre o grupo 1, no conjunto total de utentes saudáveis, em amostras recolhidas na última velocidade do procedimento experimental.

	Idade ≤ 24 (Pé não dominante)			Idade > 24 (Pé não dominante)		
	Média	DP	Mín-Máx	Média	DP	Mín-Máx
Impacto (N)	629,21	149,06	440,42-980,66	684,27	141,98	458,63-931,63
Tempo impacto (%)	42,87	6,21	27-49	40,62	8,98	22-49
Força mín. (N)	36,12	27,05	11,74-113,02	41,73	20,15	12,36-91,61
Tempo força mín. (%)	100	0	100-100	100	0	100-100
Força máx. (N)	643,32	136,72	470,72-980,66	699,29	142,86	480,53-931,63

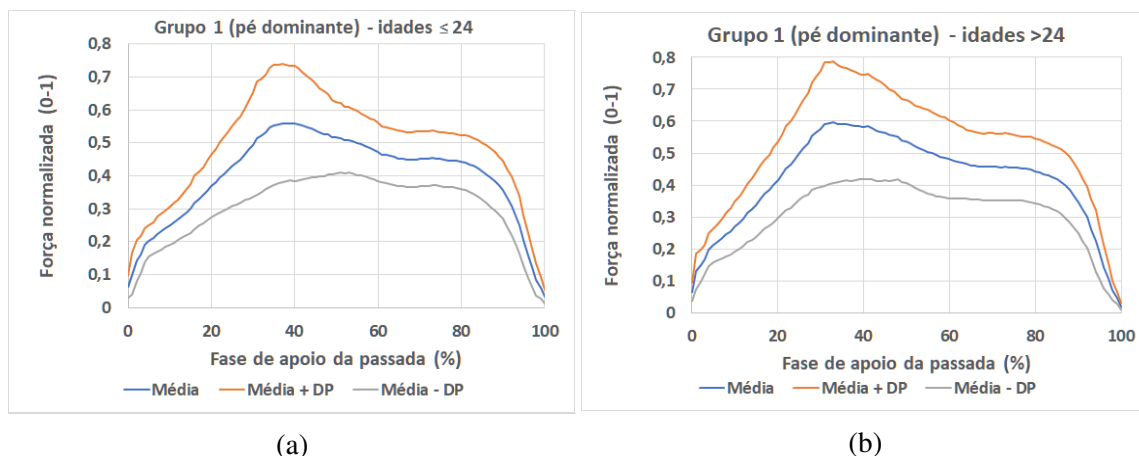


Figura 5.5: Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força do grupo 1. Na Figura (a) e (b) está representado o perfil de força para o pé dominante em idades ≤ 24 anos e > 24 anos, respetivamente.

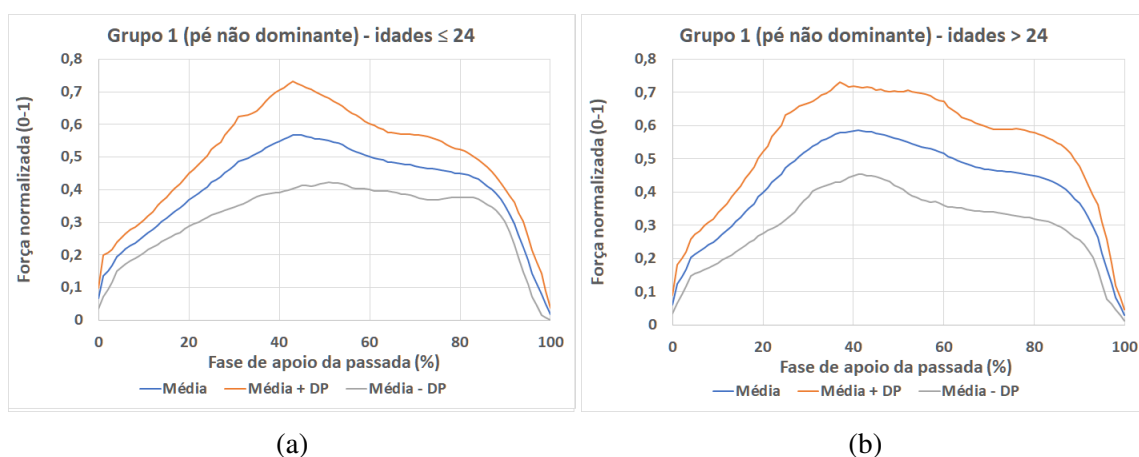


Figura 5.6: Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força do grupo 1. Na Figura (a) e (b) está representado o perfil de força para o pé não dominante em idades ≤ 24 anos e > 24 anos, respetivamente.

5.5.1.2 Grupo 2

O grupo 2 foi reunido em utentes saudáveis com pesos compreendidos entre ≤ 74 kg e em utentes saudáveis com pesos > 74 kg. A avaliação do peso ideal para jovens e adultos depende de vários fatores, porém foi escolhido um peso proporcional à altura (escolhida no grupo 3), apresentado na Tabela 4.1.

É apresentado na Tabela 5.11 o número de utentes, a média, o DP, o mínimo e máximo dos pesos para as condições acima referidas. Nas Tabelas 5.12 e 5.13 são apresentados os parâmetros de análise da passada calculados (para o pé dominante e não dominante). É também apresentado nas Figuras 5.7a, 5.7b, 5.8a e 5.8b a média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força (para o pé dominante e não dominante), em amostras recolhidas durante a última velocidade do protocolo experimental.

Analisando as tabelas referentes ao parâmetros de análise da passada do pé dominante, o impacto para as condições de peso ≤ 74 kg é inferior ao impacto para o conjunto de pesos > 74 kg (devido ao peso médio destes utentes ser superior), bem como a força máxima e mínima exercida. Já o tempo da fase de apoio da passada em que ocorre o impacto (para os utentes com pesos ≤ 74 kg), o seu valor é superior para os utentes com pesos > 74 kg. Observando os parâmetros de análise referentes ao pé não dominante, o mesmo se passa com o impacto, tempo de impacto e força máxima e mínima exercida. Estas constatações são possíveis de se observar nas figuras abaixo e, visualmente, a figura que mais se assemelha à Figura 2.15 é a Figura 5.7a.

Tabela 5.11: Informações acerca do parâmetro peso do grupo 2. O N representa o número de amostras.

	Peso ≤ 74	Peso > 74
N	20	8
Média	60,40	87,88
DP	7,99	6,23
Mínimo - Máximo	48-74	80 -100

Tabela 5.12: Parâmetros de análise da passada calculados para o pé dominante sobre o grupo 2, no conjunto total de utentes saudáveis, em amostras recolhidas na última velocidade do procedimento experimental.

	Peso ≤ 74 (Pé dominante)			Peso > 74 (Pé dominante)		
	Média	DP	Mín-Máx	Média	DP	Mín-Máx
Impacto (N)	584,31	86,14	393,64-725,69	861,76	61,13	784,53-980,66
Tempo impacto (%)	39,95	6,69	26-49	34,25	5,14	28-42
Força mín. (N)	35,43	16,03	10,38-77,08	41,18	21,20	17,57-89,70
Tempo força mín. (%)	100	0	100-100	100	0	100-100
Força máx. (N)	592,32	78,35	470,72-725,69	861,76	61,13	784,53-980,66

Tabela 5.13: Parâmetros de análise da passada calculados para o pé não dominante sobre o grupo 2, no conjunto total de utentes saudáveis, em amostras recolhidas na última velocidade do procedimento experimental.

	Peso ≤ 74 (Pé não dominante)			Peso > 74 (Pé não dominante)		
	Média	DP	Mín-Máx	Média	DP	Mín-Máx
Impacto (N)	579,45	89,02	440,42-725,69	840,50	87,73	674,26-980,66
Tempo impacto (%)	42,20	7,09	27-49	40,50	8,87	22-49
Força mín. (N)	31,23	17,07	11,74-80,43	42,05	18,66	15,36-71,78
Tempo força mín. (%)	100	0	100 - 100	100	0	100-100
Força máx. (N)	592,32	78,35	470,72-725,69	861,76	61,13	784,53-980,66

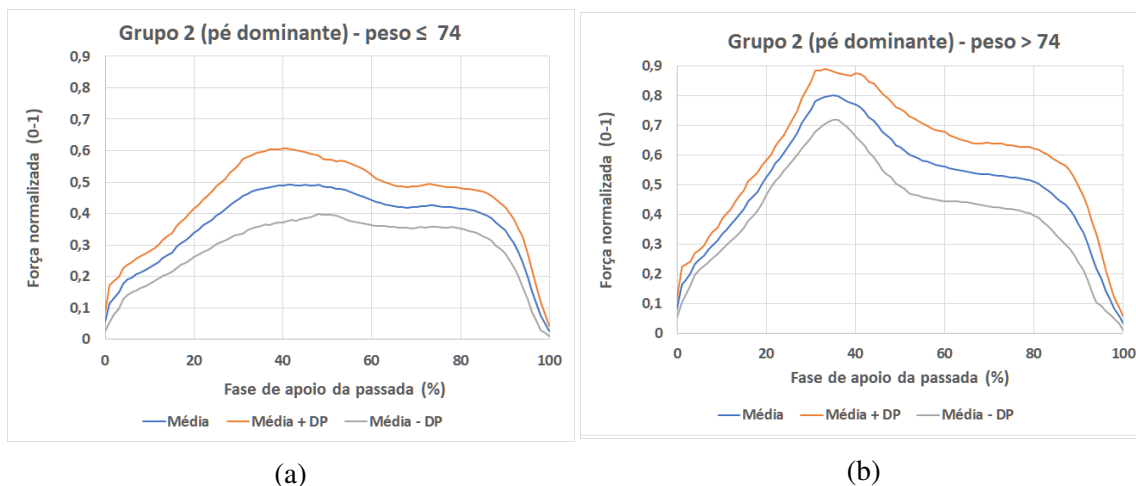


Figura 5.7: Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força do grupo 2. Na Figura (a) e (b) está representado o perfil de força para o pé dominante com pesos ≤ 74 kg e > 74 kg, respetivamente.

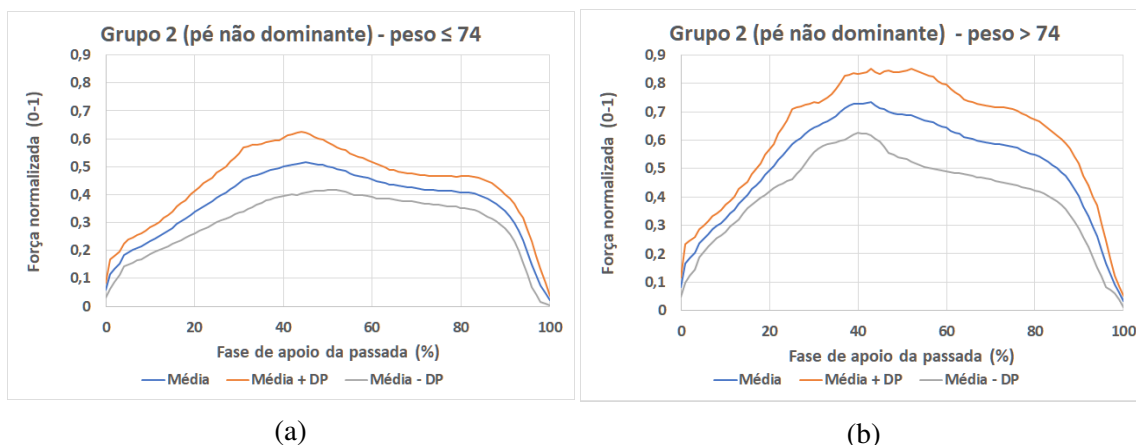


Figura 5.8: Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força do grupo 2. Na Figura (a) e (b) está representado o perfil de força para o pé não dominante com pesos ≤ 74 kg e > 74 kg, respetivamente.

5.5.1.3 Grupo 3

Este grupo foi reunido em utentes saudáveis com alturas ≤ 173 cm e em utentes saudáveis com alturas > 173 cm, de forma a representar uma altura proporcional ao peso descrito no grupo 2.

É apresentado na Tabela 5.14 o número de utentes, a média, o DP, o mínimo e máximo das alturas para as condições acima referidas. Nas Tabelas 5.15 e 5.16 são apresentados os parâmetros de análise da passada calculados (para o pé dominante e não dominante). Também é apresentado nas Figuras 5.9a, 5.9b, 5.10a e 5.10b a média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força (para o pé dominante e não dominante), em amostras recolhidas durante a última velocidade do protocolo experimental

Analisando as tabelas referentes ao parâmetros de análise da passada do pé dominante, o impacto para as condições de altura ≤ 173 cm é inferior ao impacto para o conjunto de alturas > 173 cm, bem como a força máxima e mínima exercida. Já o tempo da fase de apoio da passada em que ocorre o impacto (para os utentes com alturas ≤ 173 cm), o seu valor é superior para os utentes com alturas > 173 cm. Observando os parâmetros de análise referentes ao pé não dominante, o mesmo se passa com o impacto, tempo de impacto e força máxima e mínima exercida. Estas constatações são possíveis de se observar nas figuras abaixo e, visualmente, a figura que mais se assemelha à Figura 2.15 é a Figura 5.10a.

Tabela 5.14: Informações acerca do parâmetro altura do grupo 3. O N representa o número de amostras.

	Altura ≤ 173	Altura > 173
N	18	10
Média	164,61	180,44
DP	6,56	5,10
Mínimo - Máximo	148-173	175 -190

Tabela 5.15: Parâmetros de análise da passada calculados para o pé dominante sobre o grupo 3, no conjunto total de utentes saudáveis, em amostras recolhidas na última velocidade do procedimento experimental.

	Altura ≤ 173 (Pé dominante)			Altura > 173 (Pé dominante)		
	Média	DP	Mín-Máx	Média	DP	Mín-Máx
Impacto (N)	602,64	127,29	393,64-882,60	773,24	118,05	583,64-980,66
Tempo impacto (%)	39,61	7,02	26-49	36	5,67	29-42
Força mín. (N)	32,81	14,06	10,38-59,12	44,74	21,10	17,57-89,70
Tempo força mín. (%)	100	0	100-100	100	0	100-100
Força máx. (N)	609,65	120,34	470,72-882,60	776,66	112,89	617,82-980,66

Tabela 5.16: Parâmetros de análise da passada calculados para o pé não dominante sobre o grupo 3, no conjunto total de utentes saudáveis, em amostras recolhidas na última velocidade do procedimento experimental.

	Altura ≤ 173 (Pé não dominante)			Altura > 173 (Pé não dominante)		
	Média	DP	Mín-Máx	Média	DP	Mín-Máx
Impacto (N)	588,37	119,86	440,42-882,60	772,24	115,56	593,89-980,66
Tempo impacto (%)	42,78	7,35	22-49	39,80	7,88	27-49
Força mín. (N)	28,32	12,96	11,74-49,96	45,12	21,09	15,86-80,43
Tempo força mín. (%)	100	0	100-100	100	0	100-100
Força máx. (N)	609,65	120,34	470,72-882,60	776,69	112,91	617,82-980,66

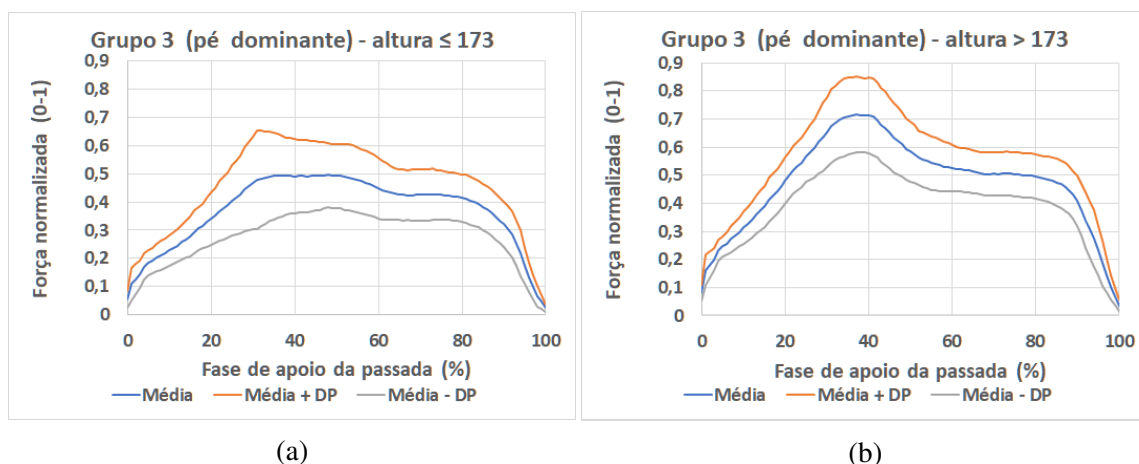


Figura 5.9: Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força do grupo 3 de utentes saudáveis, recolhidos na última velocidade do procedimento experimental. Na Figura (a) e (b) está representado para o pé dominante com alturas ≤ 173 cm e > 173 cm, respetivamente.

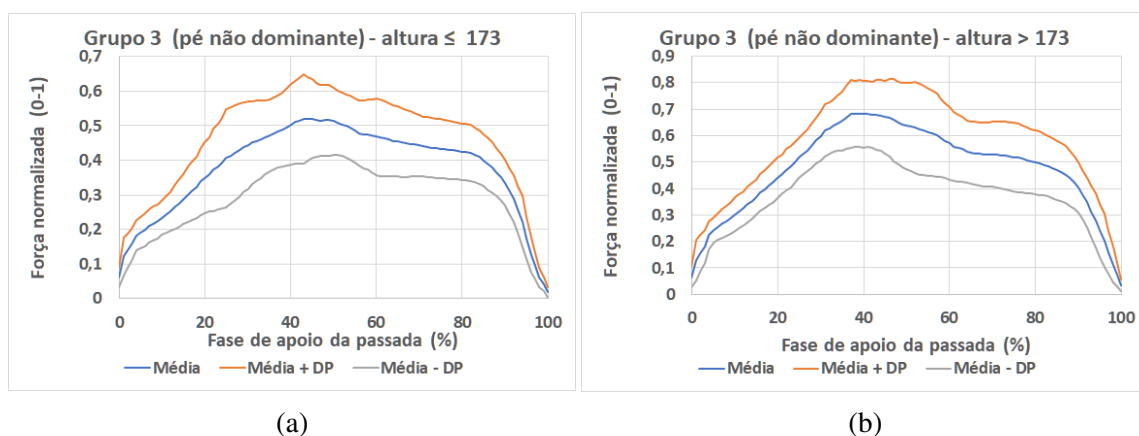


Figura 5.10: Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força do grupo 3 de utentes saudáveis, recolhidos na última velocidade do procedimento experimental. Na Figura (a) e (b) está representado para o pé não dominante com alturas ≤ 173 cm e > 173 cm, respetivamente.

5.5.2 Perfil de força de utentes não saudáveis

As Figuras 5.11a e 5.11b representam a média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força, em amostras recolhidas durante a última velocidade do protocolo experimental (para o pé dominante e não dominante respetivamente), no conjunto total da amostra de utentes não saudáveis. Na Tabela 5.17 é apresentado os parâmetros de análise da passada calculados (para o pé dominante e não dominante).

Analisando a média do perfil de força, e tendo em conta a Figura 2.15, é possível verificar que existe de novo uma maior força na zona do antepé que na zona do retropé. No entanto, não se encontram os dois picos representativos de um perfil de força. Neste caso, estes conjuntos de valores começam a aumentar de forma mais rápida que nos casos anteriores, sendo as figuras seguintes semelhantes ao perfil de força patológico representado nas Figuras 2.18b e 2.20b, com a diferença de nas Figuras 5.11a e 5.11b a força máxima se encontrar no primeiro pico. Ou seja, foi exercida no primeiro pico uma força mais alta na zona do calcanhar que foi prolongada, diminuindo lentamente a força até à região do primeiro dedo.

Tabela 5.17: Parâmetros de análise da passada calculados (para o pé dominante e não dominante) no conjunto total de utentes não saudáveis, em amostras recolhidas na última velocidade do procedimento experimental.

	Pé dominante			Pé não dominante		
	Média	DP	Mín-Máx	Média	DP	Mín-Máx
Impacto (N)	679,67	132,93	472,83-980,66	656,33	136,80	397,52-980,66
Tempo impacto (%)	39,19	6,56	29-48	43,25	5,34	34-49
Força mín. (N)	33,35	12,99	13,61-59,47	48,02	26,74	13,01-128,14
Tempo força mín. (%)	100	0	100-100	100	0	100-100
Força máx. (N)	697,50	118,39	509,95-980,66	697,50	118,39	509,95-980,66

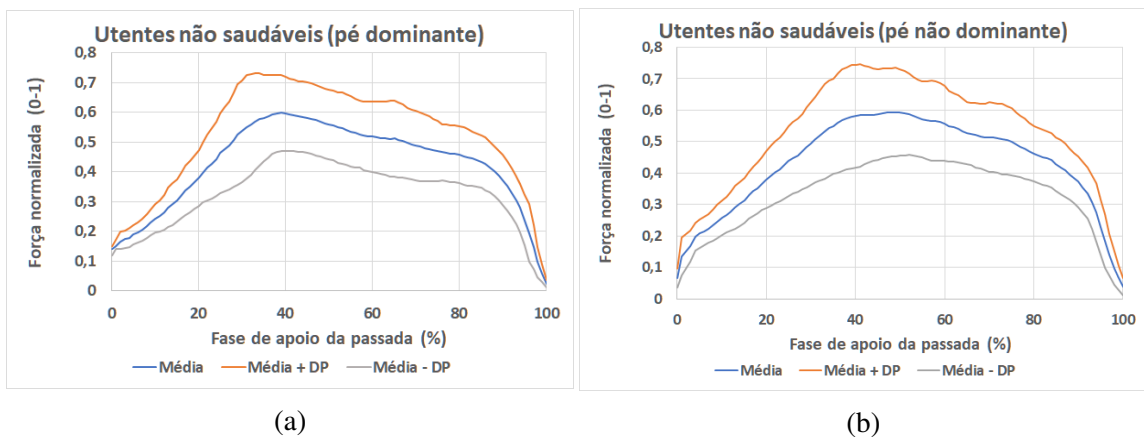


Figura 5.11: Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força para o pé dominante (a) e não dominante (b), em amostras recolhidas no procedimento experimental para o conjunto total de utentes não saudáveis.

5.6 Metodologia da RNA

Foram realizados vários testes com configurações diferentes, variando os números de neurónios na camada intermédia da RNA e observando o número de iterações máximas para pequenas variações do MSE. Foi então considerada a melhor RNA com base no MSE, ou seja, que produzia os melhores resultados de MSE e, assim, passou a ser considerada para discussão do resultado. A arquitetura da RNA implementada é composta da seguinte forma:

- 4 entradas - como *inputs* da RNA foram usados os parâmetros peso, altura, idade e velocidade do CoP de todos os utentes saudáveis da presente amostra, recolhidos no procedimento experimental;
- 1 camada oculta - contendo 40 neurónios;
- 101 valores de saída - como *output* da RNA, utilizou-se os 101 valores de força;
- Validação - procedeu-se à validação usando 5% dos dados;
- Testes - procedeu-se a testes para 25% dos dados;
- Treino - foi utilizado o algoritmo de otimização *Levenberg-Marquardt* para o treino. Procedeu-se ao treino de 70% dos dados, tendo este processo demorado 30 minutos;
- Desempenho - tal como foi dito, o desempenho da rede foi avaliado com base na medida do MSE.

Importa referir que foram desenvolvidas 2 RNAs, uma para o pé dominante de todos os utentes saudáveis e outra para o não dominante para os mesmos utentes. Estas RNAs criadas serviram para gerar perfis de força (para o pé dominante e não dominante) em

utentes não saudáveis. O *output* apresentado à RNA de utentes saudáveis (para o pé dominante) foram os 101 valores de força, obtidos através da interpolação, nas 30 amostras que foram recolhidas durante o procedimento experimental. As outras 30 amostras estão relacionadas com a RNA referente ao pé não dominante. A mesma situação aconteceu para o *input* velocidade do CoP.

É normal a existência de pequenas oscilações no conjunto de valores dos perfis de força adquiridos através das RNAs, uma vez que os valores foram adquiridos pelos neurónios. Era possível aplicar um filtro para remover estas oscilações, mas devido ao tempo deste estágio curricular ser um fator limitador não se procedeu a esta implementação.

5.6.1 MATLAB - Neural Network ToolboxTM

O *software* utilizado para a criação de RNAs foi o *MATLAB*, usando para isso o *framework Deep Learning ToolboxTM*, também conhecido por *Neural Network ToolboxTM*. Através desta *toolbox* gráfica, foi utilizado o *Neural Net Fitting Toolbox (nftool)*, no qual é possível desenhar, programar, visualizar, treinar e simular RNAs de forma rápida e amigável. A estrutura da RNA utilizada, quer para o pé dominante quer para o pé não dominante, é apresentada na Figura 5.12.

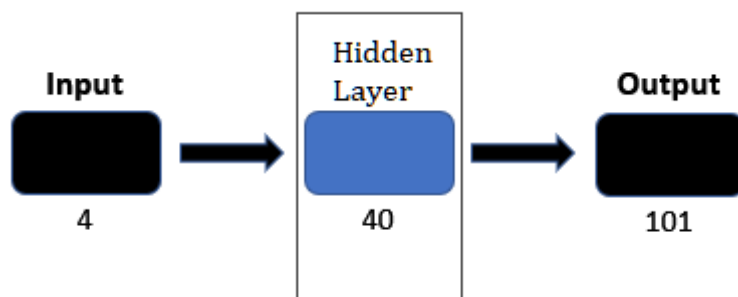


Figura 5.12: Estrutura das RNAs implementadas.

A RNA criada para o perfil de força do pé dominante em utentes saudáveis tem um MSE associado de 3.63461×10^{-3} , 3.46296×10^{-3} e 3.65212×10^{-3} para o treino, validação e teste nos dados respetivamente. Teve portanto um desempenho de 0,003463 na época 14 para um total de 20 épocas de treino realizadas. Já a RNA criada para o perfil de força do pé não dominante em utentes saudáveis tem um MSE associado de 3.56254×10^{-3} , 3.26484×10^{-3} e 3.62782×10^{-3} para o treino, validação e teste nos dados respetivamente, tendo um desempenho de 0,00326248 na época 17 num total de 23 épocas de treino realizadas.

5.6.2 Perfil de força da RNA para utentes saudáveis

As figuras seguintes representam o perfil de força gerado pela RNA (para o pé dominante e não dominante), referentes a utentes saudáveis.

Analisando a Figura 5.13a e comparando esta com a Figura 5.4a, verifica-se uma semelhança entre o perfil de força gerado pela RNA e o perfil de força recolhido no procedimento experimental. O tempo do impacto, o segundo pico da curva e o tempo de força mínima da Figura 5.13a ocorrem em 40%, 78% e 100% da fase de apoio da passada, respetivamente. Do mesmo modo, o perfil de força criado através da RNA referente ao pé não dominante, representado na Figura 5.13b, tem uma semelhança com a Figura 5.4b que demonstra o perfil de força recolhido durante procedimento experimental. O tempo do impacto, o segundo pico da curva e o tempo de força mínima da Figura 5.13b ocorrem em 43%, 80% e 100% da fase de apoio da passada, respetivamente. Conclui-se que este conjunto de valores gerados pode demonstrar um bom desempenho das RNAs.

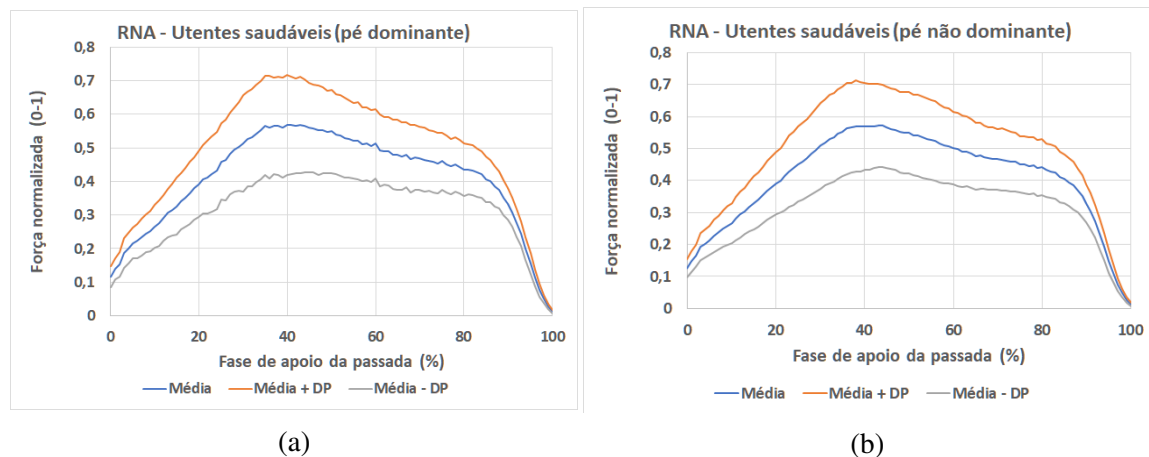


Figura 5.13: Média, média + DP e média - DP do parâmetro perfil de força gerado pelas RNAs (para o pé dominante(a) e não dominante (b)).

5.6.3 Perfil de força da RNA do pé dominante para utentes não saudáveis

Existem 16 utentes que foram classificados como não saudáveis, devido a possuírem diferentes patologias clínicas relevantes para o presente estudo, mencionadas na Secção 4.1. Deste modo, é representado nas seguintes figuras os perfis de forças (para o pé dominante) de alguns destes utentes, recolhidos na última velocidade do procedimento experimental, e o perfil de força correspondente gerado pela RNA.

5.6.3.1 Perfil de força para o utente 1 não saudável

O utente 1, escolhido pelo aluno, teve uma entorse no seu pé direito (pé dominante) em 2016. Tem 25 anos, uma altura de 180 cm e um peso de 83 kg. É apresentado na Figura 5.14 o perfil de força recolhido no procedimento experimental e o gerado pela RNA.

Analisando o perfil de força recolhido (Figura 5.14a), o tempo do impacto, o segundo pico da curva e o tempo de força mínima ocorrem em 60%, 81% e 100% da fase de apoio da passada, respetivamente. Também é possível observar que o primeiro pico da curva (impacto) acontece de forma abrupta, ou seja, a força exercida nessa zona aumenta e diminui num curto período de tempo.

Observando posteriormente o perfil de força criado pela RNA (Figura 5.14b), existem algumas mudanças em relação ao perfil de força da Figura 5.14a. O tempo do impacto, segundo pico da curva e tempo de força mínima ocorrem em 34%, 70% e 100% da fase de apoio da passada, respetivamente. Quer dizer que, comparativamente ao perfil de força recolhido, estes parâmetros, com exceção do tempo de força mínima, diminuíram em % da fase de apoio da passada. Constata-se também que a força exercida no primeiro pico e segundo pico já não aumenta e nem diminui de forma brusca, progredindo e decaindo de forma mais lenta nesta Figura.

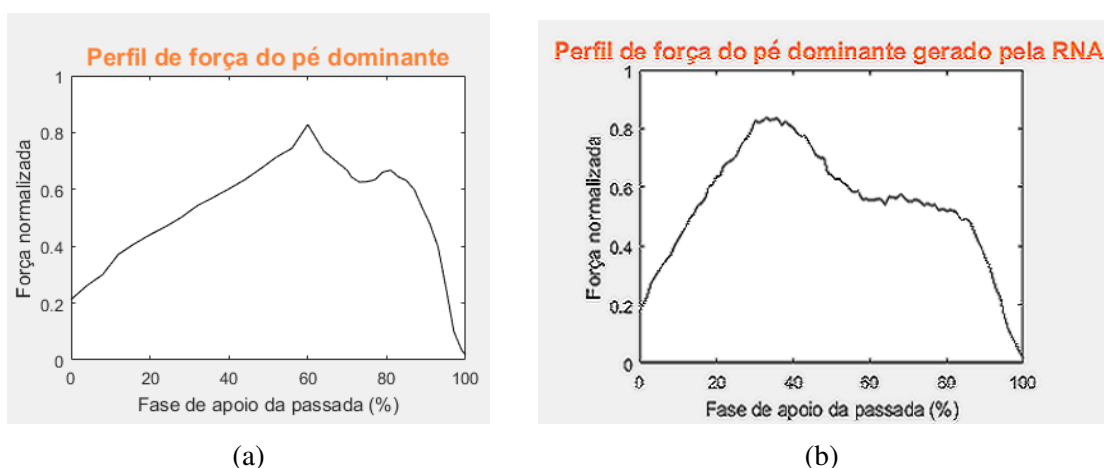


Figura 5.14: Perfil de força (pé dominante) do utente 1 recolhido no procedimento experimental *versus* perfil de força (pé dominante) gerado pela RNA.

5.6.3.2 Perfil de força para o utente 2 não saudável

O utente 2, escolhido pelo aluno, teve uma luxação trimaleolar no pé direito (pé dominante) em 2013. Tem 30 anos, uma altura de 181 cm e um peso de 79 kg. É apresentado

na Figura 5.15 o perfil de força recolhido no procedimento experimental e o criado pela RNA.

Examinando o perfil de força recolhido no procedimento experimental (Figura 5.15a), o tempo do impacto, o segundo pico da curva e o tempo de força mínima ocorrem em 30%, 84% e 100% da fase de apoio da passada, respetivamente. Observa-se também que o segundo pico da curva acontece de forma abrupta e ocorre numa % da fase de apoio distante do primeiro pico.

Já no perfil de força criado pela RNA (Figura 5.15b), é notável a existência de algumas mudanças em relação ao perfil de força recolhido (Figura 5.15a). O tempo do impacto, segundo pico da curva e tempo de força mínima ocorrem em 37%, 82% e 100% da fase de apoio da passada, respetivamente. Comparativamente ao perfil de força recolhido, o segundo pico passou para uma transição menos brusca e para um valor menor em % da fase de apoio. Relativamente à força inicial (0% da fase de apoio da passada) exercida no procedimento experimental, esta foi um pouco inferior à força que seria de esperar caso este utente fosse considerado saudável, observando para isso o perfil de força produzido pela RNA.

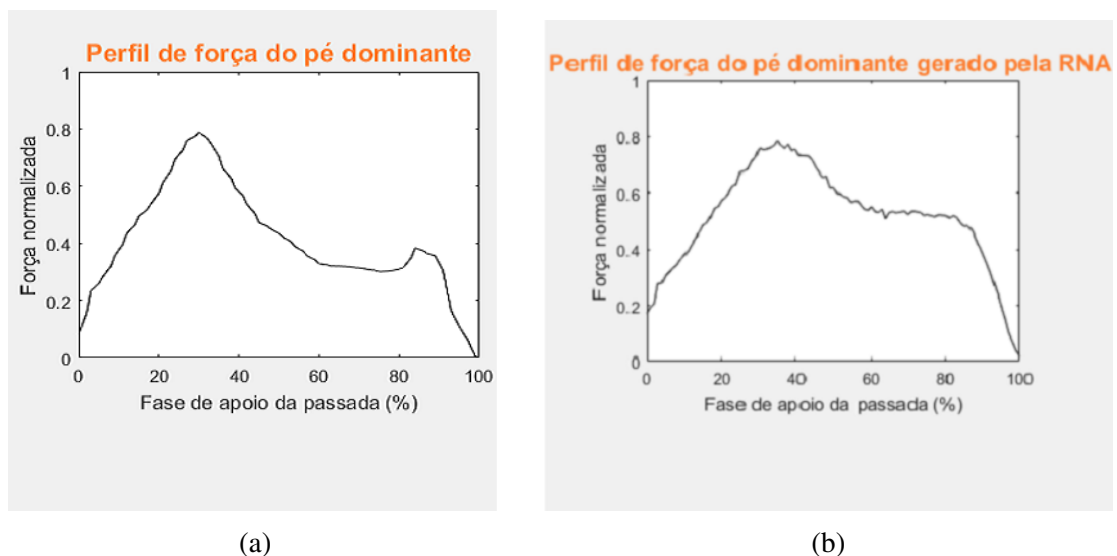


Figura 5.15: Perfil de força (pé dominante) do utente 2 recolhido no procedimento experimental *versus* perfil de força (pé dominante) gerado pela RNA.

5.6.3.3 Perfil de força para o utente 3 não saudável

O utente 3, também escolhido pelo aluno, apresenta tendinites em ambos os pés. Tem 23 anos, uma altura de 175 cm e um peso de 60 kg. É apresentado na Figura 5.16 o perfil de força recolhido no procedimento experimental e o criado pela RNA.

Através da observação do perfil de força recolhido no procedimento experimental (Figura 5.16a), é possível afirmar que este utente foi classificado incorretamente como não saudável, pois apresenta um perfil de força semelhante ao perfil de força padrão (para um utente saudável). O tempo do impacto, segundo pico da curva e tempo de força mínima ocorrem em 44%, 81% e 100% da fase de apoio da passada, respetivamente. Assim sendo, o perfil de força gerado pela RNA (para o pé dominante) vai de encontro ao perfil de força gerado pela RNA, sendo um perfil semelhante com as suas devidas limitações.

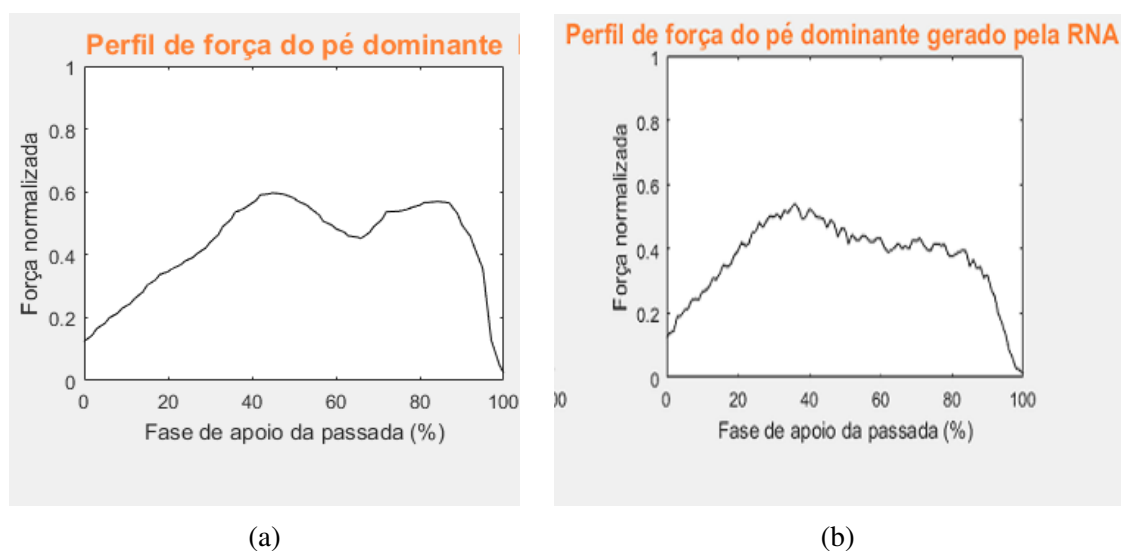


Figura 5.16: Perfil de força (pé dominante) do utente 3 recolhido no procedimento experimental *versus* perfil de força (pé dominante) gerado pela RNA.

5.6.4 Perfil de força da RNA do pé não dominante para utentes não saudáveis

Nas figuras seguintes está representado os perfis de forças (para o pé não dominante) nos mesmos utentes apresentados anteriormente, e o perfil de força correspondente gerado pela RNA.

5.6.4.1 Perfil de força para o utente 1 não saudável

Através do perfil de força recolhido (Figura 5.17a), o tempo do impacto, o segundo pico da curva e o tempo de força mínima ocorrem em 61%, 81% e 100% da fase de apoio da passada, respetivamente. Observa-se que o primeiro pico da curva (impacto) acontece de forma abrupta e numa % fase de passada muito elevada, tal como na análise do perfil de força para o pé dominante.

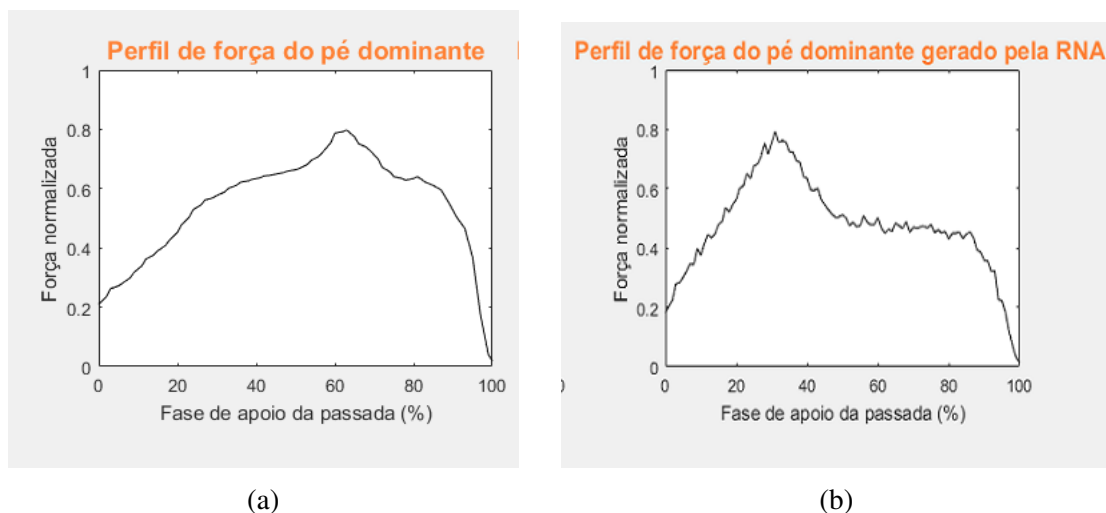


Figura 5.17: Perfil de força (pé não dominante) do utente 1 recolhido no procedimento experimental *versus* perfil de força (pé não dominante) gerado pela RNA.

Analisando o perfil de força criado pela RNA (5.17b), o tempo do impacto, segundo pico da curva e tempo de força mínima ocorrem em 33%, 75% e 100% da fase de apoio da passada, respetivamente. Ou seja, comparativamente ao perfil de força recolhido, estes parâmetros, com exceção do tempo de força mínima, diminuíram em % da fase de apoio da passada. Constata-se também que a força exercida no primeiro pico já não aumenta e diminui bruscamente, progredindo e decaindo de forma mais lenta.

5.6.4.2 Perfil de força para o utente 2 não saudável

Analisando o perfil de força recolhido no procedimento experimental (Figura 5.18a), o tempo do impacto, o segundo pico da curva e o tempo de força mínima ocorrem em 43%, 83% e 100% da fase de apoio da passada, respetivamente. É de notar que o primeiro pico da curva acontece de forma abrupta novamente.

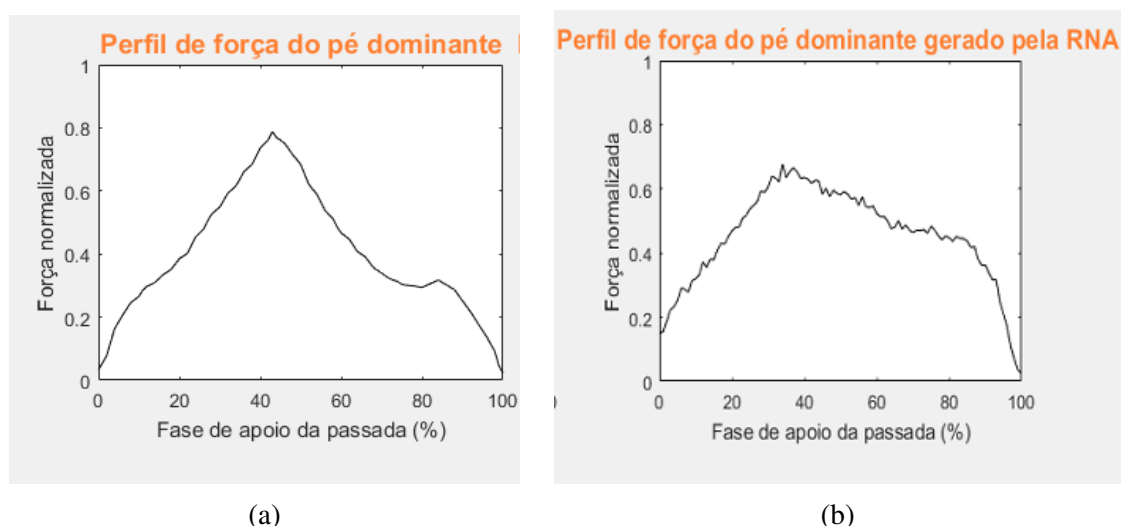


Figura 5.18: Perfil de força (pé não dominante) do utente 2 recolhido no procedimento experimental *versus* perfil de força (pé não dominante) gerado pela RNA.

Já no perfil de força criado pela RNA (Figura 5.18b), o tempo do impacto, segundo pico da curva e tempo de força mínima ocorrem em 33%, 75% e 100% da fase de apoio da passada, respetivamente. Comparando os dois perfis de força, o primeiro pico e segundo pico do perfil de força criado pela RNA passam a ter transições menos bruscas e valores menores na % da fase de apoio. Relativamente à força inicial (0% da fase de apoio da passada) exercida no perfil de força recolhido no procedimento experimental, este valor foi um pouco inferior à força que seria de esperar caso este utente fosse considerado saudável, observando para isso o perfil de força produzido pela RNA.

5.6.4.3 Perfil de força para o utente 3 não saudável

Por observação do perfil de força recolhido no procedimento experimental (Figura 5.19a), é possível constatar que, para o pé não dominante, este utente se classifica como um utente não saudável. O tempo do impacto, segundo pico da curva e tempo de força mínima ocorrem em 53%, 82% e 100% da fase de apoio da passada, respetivamente. O valor do tempo de impacto está um pouco elevado para um valor normal.

Já o perfil de força gerado pela RNA (Figura 5.19b), o tempo do impacto, segundo pico da curva e tempo de força mínima ocorrerem em 37%, 80% e 100% da fase de apoio

da passada, respetivamente. Ou seja, houve uma diminuição de valores dos parâmetros (com exceção do tempo de força mínima), tornando assim uma distribuição de força o mais próximo possível do padrão normal.

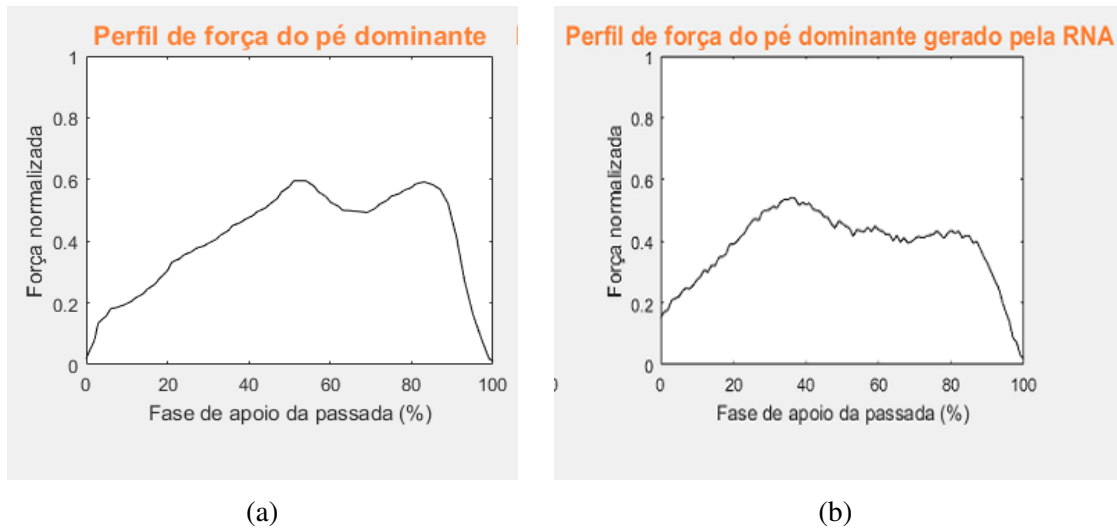


Figura 5.19: Perfil de força (pé não dominante) do utente 3 recolhido no procedimento experimental *versus* perfil de força (pé não dominante) gerado pela RNA.

5.6.5 Considerações finais sobre os perfis de força gerados

Ambos os perfis de força (pé dominante e não dominante) de utentes saudáveis recolhidos durante a última velocidade do procedimento experimental (Figuras 5.4a e 5.4b), e os correspondentes gerados pelas RNAs (Figuras 5.13a e 5.13b) tiveram um resultado e desempenho satisfatório dentro do possível.

Relativamente aos perfis de força obtidos através das RNAs para utentes não saudáveis, estes permitiram retirar diversos resultados para os parâmetros de interesse de análise da passada calculados e possibilitar a observação de algumas anomalias nas passadas destes utentes classificados como não saudáveis. Poderia-se ter comparado e analisado estes perfis de utentes não saudáveis com os perfis de forças recolhidos nas restantes diferentes velocidades do protocolo experimental. Teria grande interesse verificar se, para os perfis de força recolhidos nas restantes diferentes velocidades (para além da última velocidade do protocolo), o perfil de força correspondente gerado pelas RNAs mantinha o mesmo padrão (daquele que foi apresentado). Analisar de forma mais exaustiva esta situação levaria à confirmação ou não deste padrão, levando a possíveis resultados diferentes. Aumentar e diversificar a amostra deste estudo para a implementação das RNAs também poderia modificar este padrão.

Capítulo 6

Conclusões e trabalhos futuros

A marcha humana é descrita por diversos parâmetros complexos que se alteram singularmente e que dependem de vários fatores. Para a sua análise é necessário ter uma compreensão vasta de vários conceitos e aplicações, o que leva a que os profissionais de saúde necessitem de recorrer às tecnologias existentes hoje em dia, tornando esta área bastante interessante e num crescimento contínuo.

Ao longo de todo este trabalho, foi fundamental a pesquisa realizada inicialmente sobre a biomecânica da marcha humana, sistemas de medição plantar existentes e suas características, e parâmetros de interesse para o estudo da passada e sua aplicação clínica. Em relação ao desenvolvimento de ambos os *softwares*, foi necessário relembrar conhecimentos adquiridos no primeiro ano da licenciatura em Engenharia Biomédica - Bioeletrónica (linguagem de programação C#), adquirir competências sobre algumas bibliotecas existentes nesta linguagem e sobre implementação de RNAs no *MATLAB*.

O trabalho realizado ao longo deste estágio curricular cumpre com todos os objetivos propostos inicialmente e com os requisitos impostos. Os resultados obtidos possibilitam observar algumas anomalias nas passadas dos utentes considerados não saudáveis, sendo por isso resultados motivadores para uma conseqüente continuação deste estudo. Porém, este trabalho ainda não está em condições de fazer parte integrante do *software* comercial do *PhysioSensing*, pois carece de mais análise científica. No entanto, tem potencial para ser aproveitado pela *Sensing Future Technologies*, e ser alvo de melhoramentos num trabalho futuro. Sugere-se a repetição deste estudo com uma amostra de maior dimensão e mais diversificada, apesar desta ser relativamente satisfatória e útil de ser juntada à base de dados do sistema do *PhysioSensing*.

Em relação aos dados recolhidos neste procedimento experimental, teria sentido e utilidade partilhar este banco de dados numa plataforma *online*. Porém, estes dados contêm informação relativa aos utentes (peso, altura, idade) e, de acordo com o novo RGPD, não

é possível a sua publicação *online*.

Quanto a atualizações aos *softwares* desenvolvidos, o *software* de recolha de dados da passada poderá sofrer atualizações e implementações de novas especificações técnicas. Apesar de esta aplicação computacional estar funcional e otimizada para cumprir com os objetivos deste estágio, poderá ser importante a adição de um novo idioma (para além do atual - português de Portugal). O *software* já está preparado para receber essa atualização, uma vez que possui na zona superior uma caixa de combinação onde é possível escolher o idioma pretendido. Por outro lado, se for necessário obter mais informações acerca dos utentes para este teste também é possível adicionar mais campos de dados pessoais e biométricos. O *software* de análise de dados também poderá ser alvo de atualizações. Uma dessas atualizações poderá ser a adição de novos parâmetros para análise (para além dos que já foram concebidos), como por exemplo, o cálculo da duração da fase de apoio, a área da densidade espectral e o tempo de carga (Sobral et al., 2018).

Os dados recolhidos durante o procedimento experimental foram adquiridos com uma taxa de amostragem de 62,5 Hz (de 16 ms em 16 ms). É aconselhado também que, num trabalho que se venha a desenvolver, se varie esta frequência e que se consiga chegar ao valor de 100 Hz, de forma a verificar se existe alguma diferença significativa nos dados recolhidos e a que se adequa melhor para a análise em questão.

Em relação à plataforma *PhysioSensing* sugere-se algumas melhorias, sobretudo a nível de *hardware*. A presente plataforma de pressão possui 1600 sensores de pressão relativa, ou seja, os valores que são adquiridos não estão representados em unidades de força, de modo que é necessário fazer uma conversão posteriormente, fornecendo previamente o valor do peso do utente para que seja calculado o valor de força que está a ser exercido num determinado sensor. Sugere-se então uma alteração dos sensores presentes do *PhysioSensing* para sensores de pressão calibrados, de modo a obter os valores corretos de força correspondentes ao valor digital. Também é recomendado a alteração dos atuais sensores resistivos da plataforma para sensores capacitivos, pois a nível de saturação são melhores e possuem uma elevada sensibilidade e precisão, que, não obstante não ser muito adequada no estudo de movimentos rápidos, é suficientemente precisa e exata para a análise da marcha humana (Dias, 2013). Quanto ao ADC, este representa todos os valores analógicos de entrada num número limitado de códigos digitais na saída. Quanto maior for o número de *bits* do conversor, maior será a precisão com que é descrito o sinal analógico. Este sistema possui um ADC de 8 *bits*, ou seja, tem uma gama dinâmica de 256 valores, o que poderá ser avaliado como um ponto negativo do *PhysioSensing*. Posto isto, é sugerido um ADC de pelo menos 10 *bits* num futuro *upgrade* ao sistema atual. Porém, quando se aumenta o número de bits deste ADC, o sistema enviará mais dados no mesmo intervalo de tempo o que faz com que a frequência diminua. Relativamente

aos sensores da plataforma, quanto menor a área do sensor, maior é o número de dados adquiridos para a mesma área de contacto do pé. Os sensores do sistema *PhysioSensing* têm uma área de 1 cm^2 , o que é considerado uma desvantagem quando comparado com outros sistemas existentes que possuem uma menor área por sensor, como por exemplo o sistema da *Amcube - FootWork Pro* (Bastos, 2018).

Anexo A

Declaração de Consentimento Livre e Esclarecido

No presente anexo encontra-se a declaração de consentimento livre e esclarecido, criada em conjunto pelo aluno e representante de certificação dos dispositivos médicos da *Sensing Future Technologies*.

Declaração de Consentimento Livre e Esclarecido

A presente Declaração de Consentimento obedece ao Regulamento Geral de Proteção de Dados (RGPD) - Regulamento (UE) 2016/679 do Parlamento Europeu e do Conselho.

1. Finalidades da recolha dos dados

Com este estudo pretende-se desenvolver um software para análise cinemática e cinética da passada com o equipamento *PhysioSensing*. Este equipamento, que irá funcionar na dependência da empresa *Sensing Future Technologies*, é um dispositivo médico composto por plataforma de pressões e um software de análise que, em tempo real, fornece um biofeedback visual a utentes e profissionais de saúde. O objetivo deste projeto será o desenvolvimento de *software* para recolha e análise de dados, e processamento da passada em plataforma de pressões de forma a reproduzir um padrão normalizado da passada e identificar possíveis anomalias.

Os dados pessoais recolhidos serão utilizados em estudos estatísticos de acordo com as exigências do novo RGPD.

Os dados recolhidos no *software* desenvolvido por Nuno Nogueira, estagiário da empresa *Sensing Future Technologies*, serão utilizados no seu relatório de estágio apresentado ao Instituto Superior de Engenharia de Coimbra para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Instrumentação Biomédica.

2. Tratamento e armazenamento dos dados pessoais

Os dados pessoais recolhidos são armazenados numa base de dados de acesso exclusivo ao estagiário Nuno Nogueira e sua supervisora, Cláudia Tonelo. Os dados estatísticos, obtidos a partir de dados recolhidos, serão apenas utilizados no âmbito deste relatório e na criação de um padrão normalizado da passada.

3. Categoria dos dados pessoais a recolher

Para as finalidades acima referidas, o estagiário poderá recolher e tratar os dados pessoais que se incluem nas seguintes categorias:

- Dados de identificação pessoal do utilizador;
- Dados biométricos do utilizador.

4. Direito do titular de rever e corrigir qualquer dos seus dados pessoais

O titular dos dados tem o direito, a qualquer momento, de rever e corrigir qualquer um dos seus dados pessoais inexatos bastando para isso comunicar ao estagiário por email para physiosensing.testes@gmail.com

5. Direito do titular a retirar o consentimento para tratamento dos dados pessoais

O titular dos dados tem o direito de retirar o seu consentimento a qualquer momento. A retirada do consentimento não compromete a licitude do tratamento efetuado com base no consentimento previamente dado. A retirada do consentimento pode ser efetuada bastando enviar um email (indicado no ponto 4). No caso de ser retirado o consentimento pelo titular, os dados pessoais serão apagados, de forma irreversível.

6. Conservação dos seus dados pessoais

Os dados recolhidos no software cujo titular não tenha retirado o seu consentimento, são armazenados em bases de dados sob a responsabilidade do estagiário e da sua supervisora, pelo período necessário ao cumprimento das finalidades previstas no ponto nº 1 da presente declaração (máximo estimado de 2 anos), findo o qual, os mesmos serão apagados de forma irreversível.

Ao assinar esta folha na seção abaixo, o titular dos dados declara consentir que os seus dados pessoais são objeto de recolha e tratamento para os efeitos e finalidades supra expostos.

Declaro que concordei em participar na pesquisa “Desenvolvimento de método de análise da passada humana em plataforma de pressões” desenvolvido por Nuno Nogueira.

Declaro que fui informado que poderia, a qualquer momento, desistir do projeto sem qualquer prejuízo para o meu acompanhamento ou sofrer quaisquer sanções.

Declaro que me informaram que a minha colaboração será feita de forma anónima e de acordo com o novo Regulamento de Proteção de Dados Pessoais.

Assinatura do participante:

Figura A.1: Declaração de consentimento livre e esclarecido.

Anexo B

Resultados obtidos através do *software* de análise de dados

É representado nas figuras seguintes alguns perfis de forças (para o pé dominante) e o CoP alinhado na origem, ambos relativos a utentes saudáveis. O CoP contém a média dos valores praticados para todas as amostras na última velocidade no procedimento experimental (para o pé dominante e não dominante), enquanto que o perfil de força representado apresenta apenas uma amostra recolhida durante a última velocidade praticada no procedimento, de forma propositada para facilitar a sua interpretação. De forma complementar, é também indicado os valores dos parâmetros força máxima, força mínima, tempo da força mínima, impacto e tempo de impacto para a amostra apresentada.

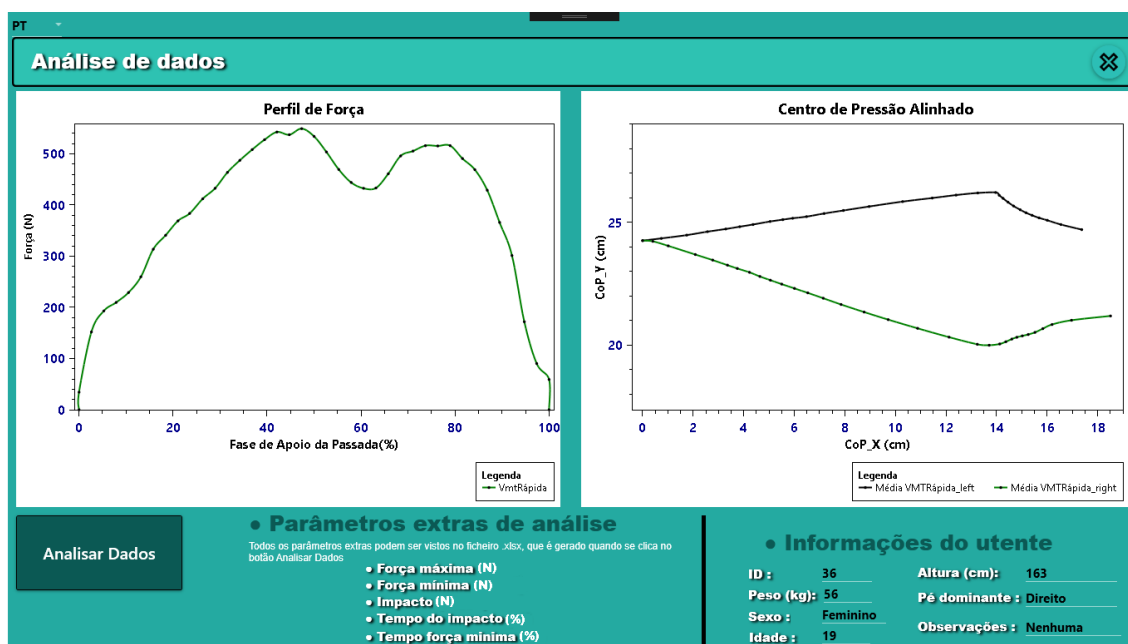


Figura B.1: Resultados visuais obtidos no *software* de análise de dados.

Tabela B.1: Parâmetros de análise da passada referentes ao perfil de força representado na Figura B.1.

Força máxima (N)	549,17
Força mínima (N)	59,12
Tempo de força mínima (%)	0
Impacto (N)	549,17
Tempo de impacto (%)	47

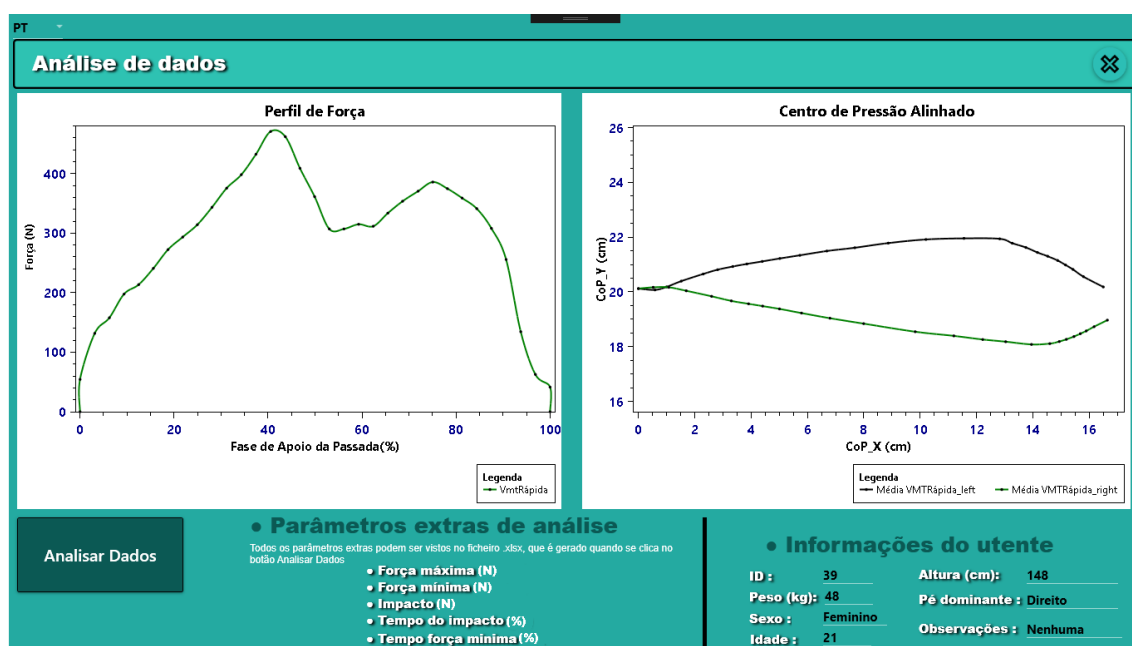


Figura B.2: Resultados visuais obtidos no *software* de análise de dados.

Tabela B.2: Parâmetros de análise da passada referentes ao perfil de força representado na Figura B.2.

Força máxima (N)	470,72
Força mínima (N)	41,42
Tempo de força mínima (%)	100
Impacto (N)	470,72
Tempo de impacto (%)	41

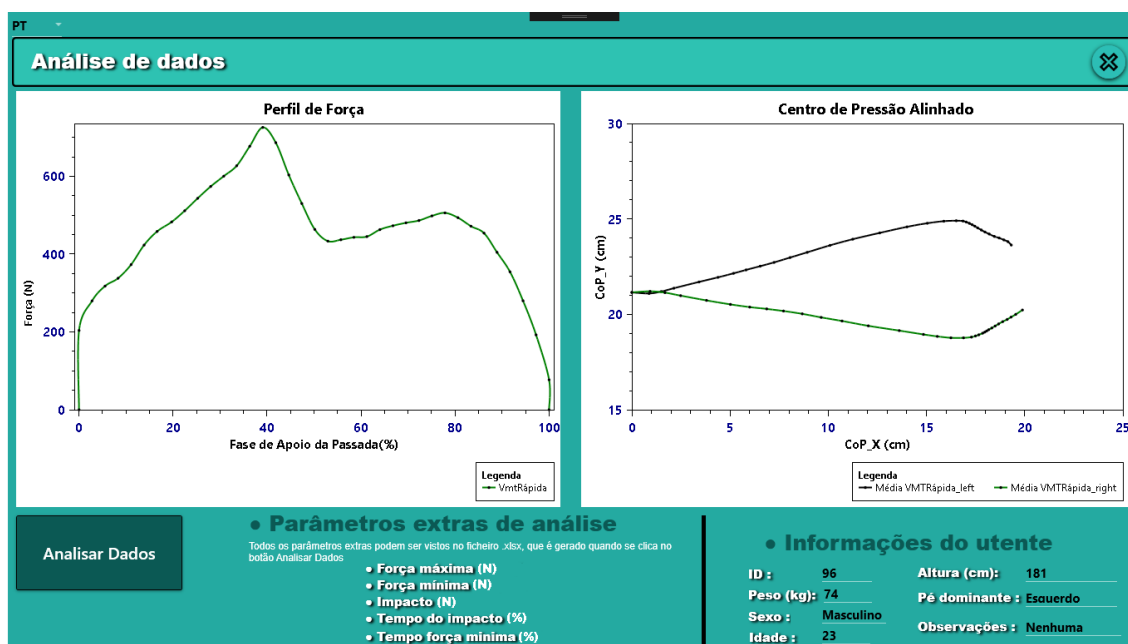


Figura B.3: Resultados visuais obtidos no *software* de análise de dados.

Tabela B.3: Parâmetros de análise da passada referentes ao perfil de força representado na Figura B.3.

Força máxima (N)	725,69
Força mínima (N)	77,08
Tempo de força mínima (%)	100
Impacto (N)	725,69
Tempo de impacto (%)	39

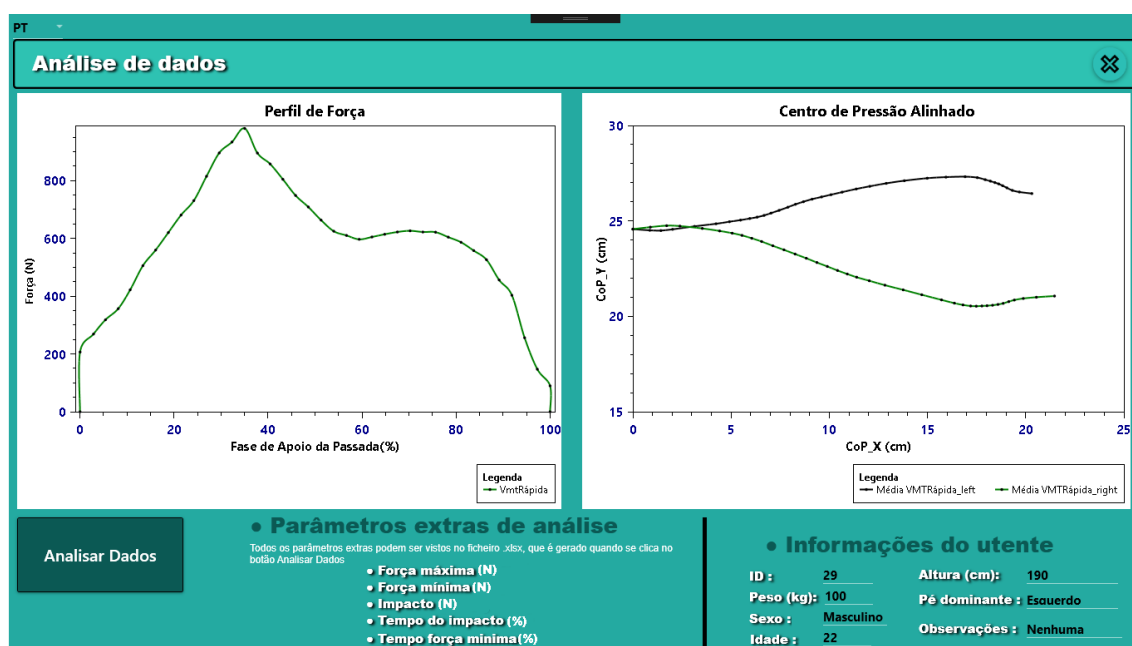


Figura B.4: Resultados visuais obtidos no *software* de análise de dados.

Tabela B.4: Parâmetros de análise da passada referentes ao perfil de força representado na Figura B.4.

Força máxima (N)	980,66
Força mínima (N)	89,70
Tempo de força mínima (%)	100
Impacto (N)	980,66
Tempo de impacto (%)	35

Anexo C

Poster apresentado nas jornadas de engenharia biomédica

O presente trabalho foi exposto para toda a comunidade do ISEC nas jornadas de engenharia biomédica, em formato de *poster*, no dia 17 de maio de 2019.

Jornadas de Biomédica 2019

Desenvolvimento de método de análise da passada em plataforma de pressões

Autor
Nuno Nogueira
ISEC/IPC
nunobaptistanogueira@sapo.pt

Orientador
Fernanda Coutinho
ISEC/IPC
fermaco@isec.pt

Orientador
João Ferreira
ISEC/IPC
ferreira@isec.pt

Supervisor
Cláudia Tonelo
Sensing Future Technologies
claudiatonelo@sensingfuture.pt

1. INTRODUÇÃO E OBJETIVOS

O pé humano é considerado o primeiro elemento da cadeia cinética da marcha. A fásia plantar, em condições normais, funciona como a principal superfície de interação do pé com o solo, sendo uma estrutura presente na maioria dos vertebrados, que suporta a pressão corporal e que permite a sua locomoção. O principal objetivo do trabalho aqui (parcialmente) apresentado, é o desenvolvimento de uma plataforma de software capaz de fazer a recolha, a análise e o processamento do sinal da passada humana em plataforma de pressões de forma a reproduzir um padrão normalizado da passada e a identificar eventuais anomalias da mesma, o que poderá ser usado como um complemento ao diagnóstico e uma ferramenta útil ao profissional de saúde. Este trabalho está a ser desenvolvido no âmbito do estágio curricular do Mestrado em Instrumentação Biomédica e resulta de uma parceria entre o ISEC e a empresa Sensing Future Technologies.

3. SETUP EXPERIMENTAL

Os dados foram recolhidos usando uma plataforma comercial – PhysioSensing [2]. É uma plataforma portátil de equilíbrio e pressão com tecnologia de *biofeedback* visual para apoiar as atividades de terapia e reabilitação física. Permite a análise do mapa da pressão plantar, as coordenadas do centro de pressão e os pontos de carga máximas. Apresenta uma taxa de aquisição de 100 imagens por segundo e uma pressão máxima por sensor de 100 N/cm². Os valores de pressão são obtidos através de um ADC de 8 bits. Os valores de pressão podem ser visualizados através de uma conversão para cor, representado na figura 2, onde o vermelho representa "255" e o branco "0".



Figura 3 – User Interface do software de recolha.

2. METODOLOGIA

Recolha: Numa primeira fase, foram identificados os requisitos necessários para o desenvolvimento do software de recolha cinemática e cinética da passada na plataforma de pressão PhysioSensing, assim como a definição do protocolo de recolha de dados a implementar. A aquisição dos dados consistiu na caminhada em linha reta (8,5 a 20m de comprimento) com seis velocidades auto-selecionadas na seguinte ordem: velocidade normal, lenta, muito lenta, normal, rápida e muito rápida [1].

Análise: Após concluído o processo de recolha de dados de cada participante no estudo, os dados são processados por um (novo) software especificamente desenvolvido para efetuar a análise do sinal da passada. Esta tarefa ainda está em desenvolvimento, à data atual.



Maximum pressure (kPa)

Figura 2 – Mapa de pressão plantar ilustrativo apresentado na forma de cor [3].

4. SOFTWARE DE RECOLHA DE DADOS E DE ANÁLISE DA PASSADA

Para a implementação de cada um dos softwares (recolha e análise), foi necessário adquirir e consolidar competências nas seguintes linguagens de programação e plataformas de desenvolvimento: C#, SQL, WPF, Microsoft .NET Framework, Microsoft Visual Studio, Microsoft SQL Server e MATLAB. O software para a recolha de dados, apresentado na figura 3, aborda a recolha cinemática e cinética da passada humana e apresenta as seguintes funcionalidades:

- Mapa de pressão - apresentação na forma de mapa de cor visto de forma dinâmica e estática;
- Centro de pressão (CoP) - aquisição e visualização gráfica do movimento do CoP do indivíduo, com exportação destes para formato .xlsx e .png;
- Detecção automática do pé - identificação, com base no CoP, qual o pé sob análise aquando da passada sobre a plataforma; trata-se de um parâmetro muito pouco comum mas muito interessante, estando presente apenas em certas soluções como é o caso do dispositivo *emedx400* do fabricante *Novel* [4].

O software para a análise dos dados recolhidos ainda não se encontra concluído; até à data estão implementados os seguintes parâmetros para a análise da passada: o perfil da força e o impacto.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste momento, é prematuro fazer a apresentação e discussão de resultados dado que o trabalho ainda está em desenvolvimento. Não obstante, prevê-se que a plataforma de recolha e análise que está a ser desenvolvida, depois de devidamente validada, traduzir-se-á numa funcionalidade adicional enriquecedora e útil para o profissional de saúde da área.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] Alexandra Vieira, Bernardete Ribeiro, Heibisa Sobral, A. Paulo Coimbra, Manuel Crisóstomo, João P. Ferreira e Tao Liu. Dynamic human gait vgrf reference profile generation via extreme learning machine. 2018 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN), julho 2018.

[2] <https://www.physiosensing.net>

[3] Sharvindsing Karia, S. Parasuraman, M.K.A. Ahamed Khan, I. Elamvazuthi, Niranjan Debnath e Syed Saad Azhar Ali. Plantar pressure distribution and gait stability: Normal vs high heel. 2016 2nd IEEE International Symposium on Robotics and Manufacturing Automation (ROMA), setembro 2016.

[4] <http://novel.de/novelcontent/emed>



Figura 1 – Plataforma de Pressão PhysioSensing [1].



Figura C.1: Poster apresentado nas jornadas de engenharia biomédica.

Referências Bibliográficas

- Valentina Agostini, Gabriella Balestra e Marco Knafitz. Segmentation and classification of gait cycles. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, páginas 946 – 952, setembro 2014.
- Amcube, 2019. Disponível em <http://www.amcube.co.uk/>, acessado a última vez em 20 de janeiro de 2019.
- ANSI. The sql standard – iso/iec 9075:2016, 2018. Disponível em <https://blog.ansi.org/2018/10/sql-standard-iso-iec-9075-2016-ansi-x3-135/#gref/>, acessado a última vez em 25 de abril de 2019.
- APDP. *Associação Protectora dos Diabéticos de Portugal - Viver com a diabetes*. Lidel, terceira edição, 2012. ISBN 978-972-757-926-6.
- Léia Bernardi Bagesteiro. Princípios e aplicações de biomecânica em 2308, 2012. Disponível em http://ebm.ufabc.edu.br/wp-content/uploads/2012/06/pab_30052012.pdf, acessado a última vez em 10 de julho de 2019.
- Richard Baker. Gait analysis methods in rehabilitation. *J. Neuroengineering Rehabil*, páginas 1–10, março 2006.
- Balsamiq. Balsamiq wireframes, 2019. Disponível em <https://balsamiq.com/wireframes/>, acessado a última vez em 1 de abril de 2019.
- Maria Inês Teixeira Bastos. Desenvolvimento de um software para análise da passada em plataforma de pressões. Relatório técnico, Instituto Politécnico de Coimbra - Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, setembro 2018.
- Saúde bem estar. Cirurgia de joanete, 2019. Disponível em <https://www.saudebemestar.pt/pt/clinica/ortopedia/cirurgia-de-joanete/>, acessado a última vez em 12 de março de 2019.
- Joana Catarina Freitas Brochado. Análise biomecânica da influência do calçado desportivo na corrida. Relatório técnico, Instituto Politécnico de Bragança - Escola Superior de Tecnologia e Gestão, outubro 2016.
- Andrew K. Buldt, Saeed Forghany, Karl B. Landorf, George S. Murley, Pazit Levinger e Hylton B. Menz. Centre of pressure characteristics in normal, planus and cavus feet. *Journal of Foot and Ankle Research*, dezembro 2018.

- Ana Calhau, Angela Pisco, Liliana Valente e Nuno Santos. Análise cinemática da marcha. Relatório técnico, Instituto Superior Técnico – Departamento de Física, 2008.
- CDC. National diabetes statistics report, 2018. Disponível em <https://www.cdc.gov/diabetes/data/statistics/statistics-report.html/>, acessado a última vez em 23 de março de 2019.
- Min-Chi Chiu, Hsin-Chieh Wu, Li-Yu Chang e Min-Huan Wu. *Center of pressure progression characteristics under the plantar region for elderly adults*. Open University Press, terceira edição, 2013.
- Thomas M. Cook, Kevin P. Farrell, Iva A. Carey, Joan M. Gibbs e Gregory E. Wiger. Effects of restricted knee flexion and walking speed on the vertical ground reaction force during gait. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1997.
- CUF. Pé diabético, 2019. Disponível em <http://www.saudecuf.pt/mais-saude/doencas-a-z/pe-diabetico/>, acessado a última vez em 21 de março de 2019.
- Jornal Oficial da União Europeia. Regulamento união europeia 2016/679 do parlamento europeu e do conselho de 27 de abril de 2016, 2016. Disponível em <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/PT/TXT/PDF/?uri=OJ:L:2016:119:FULL&from=EN/>, acessado a última vez em 30 de março de 2019.
- Rita Sereno Serrão da Veiga Alves. Aplicação de modelos de redes neuronais para previsão de consumos de energia. Relatório técnico, Instituto Superior Técnico, 2016.
- Linda Orlanda Simões Pimenta Pinto de Jesus. Análise e quantificação de imagens pedobarográficas em patologias do hallux valgus. Relatório técnico, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, julho 2016.
- Daniel Agostinho Leite Ribeiro Dias. Array de sensores de pressão flexíveis para monitorização de equilíbrio. Relatório técnico, Universidade do Minho - Escola de Engenharia, outubro 2013.
- Manish Dubey, A.K Wadhvani e S. Wadhvani. Gait based vertical ground reaction force analysis for parkinsons disease diagnosis using self organizing map. *International Journal of Advanced Biological and Biomedical Research*, 2013.
- Katherine Dux, Nicholas Smith e Francis J. Rottier. Outcome after metatarsal osteotomy for hallux valgus: A study of postoperative foot function using revised foot function index short form. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, páginas 422–425, agosto 2013.
- Evelyn Eisenstein. Adolescência: definições, conceitos e critérios. 2005.
- Comissão Europeia. Como deve ser solicitado o meu consentimento?, 2019. Disponível em <https://ec.europa.eu/info/law/law-topic/data-protection/reform/rights-citizens/how-my-personal-data-protected/>

- [how-should-my-consent-be-requested_pt/](#), acessado a última vez em 30 de março de 2019.
- Stack Exchange. Mse formula in neural network applications, 2017. Disponível em <https://stats.stackexchange.com/questions/313070/mse-formula-in-neural-network-applications>, acessado a última vez em 25 de julho de 2019.
- Luiz Cláudio Vieira Ferreira. Análise da variabilidade da marcha de indivíduos com comprometimento articular unilateral do quadril por meio de sensores inerciais. Relatório técnico, Universidade Federal de Uberlândia, 2016.
- Research Gate. What is best validation performance in artificial neural network?, 2014. Disponível em https://www.researchgate.net/post/What_is_best_validation_performance_in_artificial_neural_network, acessado a última vez em 30 de julho de 2019.
- Aina Mardhiyah M. Ghazali, W. Z. W Hasan, S.A. Ahmad, M.N. Hamidon e Hafiz Rashidi Harun. Foot plantar pressure monitoring system using emed®-a: Preliminary results. *2017 IEEE 3rd International Symposium in Robotics and Manufacturing Automation (ROMA)*, setembro 2017.
- Claudia Giacomozzi. Potentialities and criticalities of plantar pressure measurements in the study of foot biomechanics : Devices, methodologies and applications. *INTECH Open Access Publisher*, setembro 2011.
- Alain Goldcher. *Podologie*. Elsevier Masson, sexta edição, 2007. ISBN 978-229-409-071-4.
- Nick A. Guldmond. 'Plantar pressure measurement' in *Plantar pressure, diabetes and amputation: studies on etiological, diagnostic and therapeutical aspects*. Maastricht University, 2007.
- Nedunchelien Gurusamy, I. Elamvazuthi, Norashikin Yahya, S. Parasuraman e M. K. A. Ahamed Khan. Biomechanical energy harvesting from human lower extremity gait: A comparative analysis. *2017 IEEE 3rd International Symposium in Robotics and Manufacturing Automation (ROMA)*, setembro 2017.
- S. Haykin. *Neural Networks -A Comprehensive Foundation*. Pearson Education, nona edição, 1999.
- Jingfeng Hu, Heng Cao, Yulong Zhang e Yu Zhang. Wearable plantar pressure detecting system based on fsr. *2018 2nd IEEE Advanced Information Management, Communicates, Electronic and Automation Control Conference (IMCEC)*, maio 2018.
- Sheree Hurn, Michelle Smith e Bill Vicenzino. Prevalence of hallux valgus in the general population: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Foot and Ankle Research*, páginas 3–21, setembro 2010.

- RScan International, 2019. Disponível em <https://rsscan.com/>, acessido a última vez em 20 de janeiro de 2019.
- J.A.Stebbins, M.E.Harrington, C.Giacomozzi, N.Thompson, A.Zavatsky e T.N.Theologis. Assessment of sub-division of plantar pressure measurement in children. *Gait & Posture*, páginas 372–376, dezembro 2005.
- Mark Karadsheh. Gait cycle, 2016. Disponível em <https://www.orthobullets.com/foot-and-ankle/7001/gait-cycle/>, acessido a última vez em 5 de fevereiro de 2019.
- Sharvindsing Karia, S. Parasuraman, M.K.A. Ahamed Khan, I. Elamvazuthi, Niranjana Debnath e Syed Saad Azhar Ali. Plantar pressure distribution and gait stability: Normal vs high heel. *2016 2nd IEEE International Symposium on Robotics and Manufacturing Automation (ROMA)*, setembro 2016.
- Tanapon Keatsamarn e Chuchart Pintavirooj. Foot plantar pressure measurement system using optical sensor. *2016 9th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON)*, dezembro 2016.
- T.F. Maganhoto, T.E.C. Torro, P.M.G. Rebelo, T.H. Freitas, A.O. Campos, D.C.L. Ribeiro e C.S. Oliveira. Análise cinemática e cinética da marcha normal - uma revisão bibliográfica. Relatório técnico, Faculdade de Ciências da Saúde and Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, 2011.
- MATLAB. What is matlab? Disponível em <https://www.mathworks.com/discovery/what-is-matlab.html>, acessido a última vez em 27 de agosto de 2019.
- Medicaptureurs, 2019. Disponível em <https://www.medicaptureurs.com/en/>, acessido a última vez em 20 de janeiro de 2019.
- Medium. Pé chato ou pé plano, 2019. Disponível em https://medium.com/@pe_relax/dor-no-p%C3%A9-o-que-pode-ser-tem-solu%C3%A7%C3%A3o-a060ffac2d4a/, acessido a última vez em 11 de março de 2019.
- Microsoft. Introdução à linguagem c# e ao .net framework, 2015. Disponível em <https://docs.microsoft.com/pt-br/dotnet/csharp/getting-started/introduction-to-the-csharp-language-and-the-net-framework/>, acessido a última vez em 25 de abril de 2019.
- Microsoft. Microsoft sql server, 2019a. Disponível em <https://www.microsoft.com/pt-pt/sql-server/sql-server-2017/>, acessido a última vez em 25 de abril de 2019.
- Microsoft. Microsoft teams. Disponível em <https://products.office.com/en-us/microsoft-teams/group-chat-software>, acessido a última vez em 27 de agosto de 2019.

- Microsoft. Visual studio, 2019b. Disponível em <https://visualstudio.microsoft.com/pt-br/>, acessado a última vez em 25 de abril de 2019.
- Microsoft. Introdução (wpf), 2018. Disponível em <https://docs.microsoft.com/pt-br/dotnet/framework/wpf/getting-started/>, acessado a última vez em 25 de abril de 2019.
- Moticon. Moticon science, 2019. Disponível em <https://www.moticon.de/>, acessado a última vez em 15 de fevereiro de 2019.
- AS Mudalige, ND Jayasundere, KGRL De Silva, MPP Mithila e TP Weerarathna. Plantar pressure profiler for medical diagnostics. *2016 IEEE International Conference on Information and Automation for Sustainability (ICIAfS)*, dezembro 2016.
- Joseph E. Muscolino. *Kinesiology: The Skeletal System and Muscle Function*. Elsevier, primeira edição, 2006.
- Novel. emed-x400, 2019. Disponível em <http://www.novel.de/novelcontent/systems-hardware/emed-hardware-systems/emed-x400/>, acessado a última vez em 30 de março de 2019.
- Matthew A. Nurse e Benno M. Nigg. The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clinical Biomechanics*, dezembro 2001.
- Margo Orlin e Thomas Mcpoil. Plantar pressure assessment. *Physical Therapy*, 80(4): 399–409, maio 2000.
- T.M. Owings, Jan Apelqvist, A. Stenström, M. Becker, Sicco A. Bus, A. Kalpen, J. S. Ulbrecht e P. R. Cavanagh. Plantar pressures in diabetic patients with foot ulcers which have remained healed. *Diabetic Medicine*, 26(11):1141–1146, novembro 2009.
- Jacquelin Perry. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. SLACK, 1992. ISBN 978-155-642-192-1.
- Robert J. Peterka e Patrick J. Loughlin. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 91:410–423,, fevereiro 2004.
- Physiopedia. Gait, 2019. Disponível em <https://www.physio-pedia.com/Gait/>, acessado a última vez em 10 de janeiro de 2019.
- Susana Pinto. A marcha humana em análise, 2007. Disponível em https://fenix.tecnico.ulisboa.pt/downloadFile/3779571681481/BM_FML_SEM2_Marcha_SusanaPinto.pdf, acessado a última vez em 5 de julho de 2019.
- Satu Rajala, Jukka O. Lekkala, Tiina Kaistila, Heikki-Jussi Laine, Heikki Mäenpää e Hannu Kuokkanen. Plantar pressure distribution measurements: An approach to different methods to compute a pressure map. *Fundamental and Applied Metrology*, 23: 1770–1774,, janeiro 2009.

- Abdul Hadi Abdul Razak, Rezaul K. Begg e Yufridin Wahab. Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors 2012*, julho 2012.
- Peter R.Cavanagh, F.G.Hewitt Jr e J.E.Perry. In-shoe plantar pressure measurement: a review. *The Foot*, páginas 185–194, dezembro 1992.
- Dieter Rosenbaum e H.-P. Becker. Plantar pressure distribution measurements. technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*, março 1997.
- M. Saito, Kanako Nakajima, C.Takano, Yuji Ohta, Chika Sugimoto, R.Ezoe, K. Sasaki, H. Hosaka, Tohru Ifukube, S. Ino e Kizuku Yamashita. An in-shoe device to measure plantar pressure during daily human activity. *Medical Engineering & Physics*, fevereiro 2011.
- Bruno Santos. Tipo de passada, 2017. Disponível em <http://www.guardarunners.pt/como-escolher-as-sapatilhas-ideais/>, acessado a última vez em 29 de julho de 2019.
- Jorge Santos. Redes neuronais - conceitos, 2018. Disponível em [http://www.isep.ipp.pt/files/Redes%20Neuronais%20-%20Conceitos%20-%20JMS%20\(vers%C3%A3o_final\).pdf](http://www.isep.ipp.pt/files/Redes%20Neuronais%20-%20Conceitos%20-%20JMS%20(vers%C3%A3o_final).pdf), acessado a última vez em 30 de julho de 2019.
- Rodney R. Seeley, Trent D. Stephens e Philip Tate. *Anatomy and Physiology*. McGraw-Hill, sexta edição, 2003.
- SFT. Sensing future technologies, 2018. Disponível em <http://www.physiosensing.net/>, acessado a última vez em 10 de março de 2019.
- Lauzière Séléna, Martina Betschart, Rachid Aissaoui e Sylvie Nadeau. Understanding spatial and temporal gait asymmetries in individuals post stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, maio 2014.
- Ortopedia Universo Sênior. Como cuidar o pé de diabético?, 2018. Disponível em <https://www.universosenior.com/news/pe-de-diabetico-cuidados-e-tratamento/>, acessado a última vez em 10 de março de 2019.
- H. Sobral, J. P. Ferreira, A. Vieira, A. Paulo Coimbra, M. Crisóstomo, P. Lemos, J. Pinheiro e Tao Liu. Two new indices to assess gait disturbances applied to anterior cruciate ligament reconstructed knees. *2018 IEEE 8th Annual International Conference on CYBER Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems (CYBER)*, julho 2018.
- Andreia S. P. Sousa e João Manuel R. S. Tavares. A marcha humana: uma abordagem biomecânica. *2010 1st ICH Gaia-Porto /ESTSP-IPP*, 2010.
- Daniela Sofia S. Sousa e João Manuel R. S. Tavares. Estudo de soluções comerciais para análise clínica da pressão plantar. Relatório técnico, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, abril 2006.

- Rawesak Tanawongsuwan e Aaron Bobick. Performance analysis of time-distance gait parameters under different speeds. *International Conference on Audio- and Video-Based Biometric Person Authentication*, junho 2003.
- Carolina Sofia Dias Tábuas. Análise da pressão plantar para fins de diagnóstico. Relatório técnico, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, julho 2012.
- Tekscan, 2019. Disponível em <https://www.tekscan.com/>, acessado a última vez em 20 de janeiro de 2019.
- Carl Valle. The science of force plates and pressure mapping, 2016. Disponível em <https://www.freelapusa.com/the-science-of-force-plates-and-pressure-mapping/>, acessado a última vez em 13 de agosto de 2019.
- Alexandra Vieira, Bernardete Ribeiro, Heloísa Sobral, A. Paulo Coimbra, Manuel Crisóstomo, João P. Ferreira e Tao Liu. Dynamic human gait vgrf reference profile generation via extreme learning machine. *2018 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN)*, julho 2018.
- Alexandra Sofia Domingues Vieira. Métodos de análise da severidade da patologia da marcha humana. Relatório técnico, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, dezembro 2015.
- Linah Wafai, Aladin Zayegh, John Woulfe, Syed Mahfuzul Aziz e Rezaul Begg. Identification of foot pathologies based on plantar pressure asymmetry. *Sensors*, 15(8): 20392–20408, agosto 2015.
- David A. Winter. *The biomechanics of motor control of human gait: normal, elderly, and pathological*. Waterloo Biomechanics, segunda edição, 1991.
- Guoqiang Zhang, B. Eddy Patuwo e Michael Y. Hu. Forecasting with artificial neural networks: The state of the art. *International Journal of Forecasting*, 14:35–62, março 1998.

