



Departamento
de Engenharia Eletrotécnica

Sapato Instrumentado para Análise e Caraterização do Andar Humano

Trabalho de Projeto apresentado para a obtenção do grau de Mestre em
Automação e Comunicações em Sistemas de Energia

Autor

Stephane Rodrigues Cruz

Orientador

Doutor João Paulo Morais Ferreira

Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

Coimbra, Dezembro, 2013

“A alegria que se tem em pensar e aprender faz-nos pensar e aprender ainda mais.”

Aristóteles

Dedicatória

Este trabalho é dedicado à minha família e namorada pelos esforços e dedicações na moldagem do ser humano que hoje sou, e também a todas as pessoas que participaram na minha formação durante todos esses anos de estudo.

Agradecimentos

Queria agradecer, em primeiro lugar, ao meu orientador, Dr. João Ferreira, pela sugestão do projeto, pelo apoio dado durante toda a sua elaboração, pelos conhecimentos que transmitiu-me, e pelas suas prontas intervenções para que as coisas evoluíssem tendo como horizonte o sucesso.

Agradece-se o apoio no âmbito do Proj. QREN, da EU, ref^a CENTRO-07-ST24-FEDER-002028 (Projeto B – Diagnosis and Assisted Mobility for People with Special Needs).

Agradeço ao pessoal do gabinete técnico do Departamento de Engenharia Eletrotécnica do ISEC pela paciência, às prontas ajudas disponibilizadas na resolução de questões que vieram aparecendo, e pelos apoios técnicos ao longo do projeto. Agradeço ao apoio dado pelo gabinete técnico do Departamento de Engenharia Mecânica do ISEC na parte mecânica do meu projeto. Agradeço também ao meu colega no ISR, Eng. Paulo Ferreira, pelas entreajudas e, acima de tudo, ao seu olhar crítico que levou-me a aperfeiçoar partes do projeto.

Queria agradecer aos meus amigos e todos aqueles que de forma indireta contribuíram durante todo esse percurso.

Por último, e não menos importante, queria agradecer aos meus pais, a minha irmã, e a minha namorada pela compreensão, força, e encorajamento que em muitas situações fizeram-me levantar a cabeça e continuar a minha caminhada até ao fim.

Resumo

O presente Relatório do Trabalho de Projeto tem como objetivo a descrição de todo o processo realizado no desenvolvimento de um protótipo de um sapato instrumentado desenhado para adquirir e caracterizar o andar humano.

São várias as patologias que afetam o andar humano, uma das tarefas mais importantes do dia-a-dia de uma pessoa. O primeiro passo a ser dado no tratamento de perturbações do andar é o reconhecimento da patologia em causa. Daí a criação deste protótipo para atuar na primeira linha de combate contra a imobilidade, protótipo este, que servirá para analisar e caracterizar o andar humano com base nas forças de reação do solo.

Ao longo do documento é apresentado todo o processo levado a cabo no desenvolvimento de toda a arquitetura do sistema. É explicada a criação do protótipo do sapato e as considerações teóricas tidas em conta na orientação dessa mesma construção, o desenvolvimento do *hardware* e toda a rotina envolvida no *firmware* para a aquisição dos valores dos sensores de força, o protocolo de comunicação entre o *hardware* e a estação de tratamento e análise dos dados, e o *software* desenvolvido para controlo de todo o sistema e análise dos dados.

Por fim, são descritas as experiências realizadas, os resultados obtidos a partir do sistema desenvolvido são analisados, seguindo-se uma conclusão e reflexão sobre trabalhos futuros.

Palavras-chave: andar humano, forças de reação do solo, centro de pressão (CoP), sensore de força

Abstract

The aim of this work report is to describe all the process accomplished in the development of an instrumented shoe prototype drawn in order to acquire and distinguish the human gait.

There are several pathologies that affect the human gait that is one of the most important tasks of a person's day-by-day. The first step in the treatment of gait disturbances is to recognize the pathology concerned. So, a prototype was created to act as a first line of defense against the immobility. This prototype will be used to analyse and characterize the human gait based on the ground reaction forces.

Along this document is shown all the process carried out in the development of the whole-system architecture. It's explained the following processes: the making process of the shoe prototype and all the theoretical considerations involved in its design and construction; the hardware development; the firmware routines created to acquire the values of the force sensors; the communication protocol between the hardware and the processing and data analysis station; and the software developed to control the system and analyze the data.

Finally, the walking experiences were described and its outcomes obtained by the system developed were analyzed, a conclusion and a thought about future works will follow.

Keywords: human gait, ground reaction forces, center of pressure, force sensors

Índice

Dedicatória.....	v
Agradecimentos	vii
Resumo.....	ix
Abstract.....	x
Índice de Figuras	xiii
Índice de Tabelas	xvii
Acrónimos	xviii
1 Introdução.....	1
1.1 Preâmbulo.....	1
1.2 Motivação.....	1
1.3 Objetivos	2
1.4 Organização do Projeto.....	2
2 Revisão da literatura	4
2.1 Cinesiologia.....	4
2.2 Biomecânica	5
2.3 Andar Humano	7
2.3.1 Estrutura do Pé	9
2.3.2 Cinemática do pé	11
2.3.3 Marcha Patológica	14
2.3.4 Aquisição das Forças de Reação da Superfície de Contacto do Pé	15
3 Arquitetura do Sistema	20
3.1 Protótipo do Sapato	21
3.2 Hardware	27
3.3 Calibração dos Sensores	31
3.4 Firmware	34
3.4.1 Código de Verificação de Erros.....	37
3.4.2 Protocolo de Comunicação	38
3.5 Software	40
3.5.1 Módulo Capturar o Andar	41
3.5.1.1 Layout do GUI Módulo Capturar o Andar.....	44

3.5.2	Módulo Caraterizar o Andar	46
3.5.2.1	Filtro Butterworth Digital	47
3.5.2.2	Layout do GUI Módulo Caraterizar o Andar.....	49
4	Experiências e discussão de resultados	52
4.1	Experiência a andar sobre o solo.....	53
4.2	Experiências a andar sobre o solo e sobre a passadeira a diferentes velocidades	57
4.3	Definição de parâmetros para a caraterização do padrão do andar humano 70	
5	Conclusões e Sugestões para trabalho futuro	74
6	Referências Bibliográficas	76
7	Anexos.....	79
7.1	Anexo A: Como ligar os sensores à caixa do hardware	79
7.2	Anexo B: Esquemático do circuito de aquisição dos valores dos sensores..	80
7.3	Anexo C: GUI de calibração dos sapatos	81
7.4	Anexo D: Função em MATLAB que calcula as constantes de calibração...	83
7.5	Anexo E: Constantes de calibração por software dos sensores.....	85

Índice de Figuras

Figura 1. Biomecânica do corpo humano durante a corrida.....	5
Figura 2. De Motu Animalium (1680), por Giovanni Boreli.....	6
Figura 3. Ciclo do andar humano expresso em percentagem.....	8
Figura 4. Diferentes perspetivas do sistema esquelético do pé e a complexa articulação do tornozelo composto pelas articulações tibiotalar, fibulotalar, e tibiofibulares distais.....	10
Figura 5. A. Plano tridimensional dos movimentos do pé e do tornozelo. B. Movimentos de Abdução e Adução. C. Movimentos de Eversão e Inversão. D. Movimentos de Dorsiflexão e Flexão Plantar. E. Movimento de Pronação. F. Movimento de Supinação.....	12
Figura 6. A progressão do CoP ao longo do pé durante o andar normal representado em função da percentagem do ciclo do andar.....	13
Figura 7. Componentes da força de reação da superfície de apoio sobre o pé durante o ciclo do andar. HS, heel-strike; FF, foot flat; HO, heel-off; TO, toe-off. .	14
Figura 8. A. Plataforma de Força com transdutores de força nos quatro cantos. B. Tipo de Plataforma de Força com suporte central.....	16
Figura 9. Vista exterior do Sapato Inteligente e da palmilha.....	17
Figura 10. Sistema de medição de Forças de Reação da superfície de apoio e do CoP utilizando dois sensores de força e momento com 6 graus de liberdade.....	18
Figura 11. Sistema de aquisição da distribuição da pressão Pedar da Novel.....	18
Figura 12. Arquitetura do Sistema.....	20
Figura 13. A. Diferentes vistas e dimensões da parte superior do sapato do pé direito do protótipo. B. Diferentes vistas e dimensões da parte inferior do sapato do pé direito do protótipo.....	22
Figura 14. Constituição do sensor FlexiForce A201.....	23
Figura 15. Representação da utilização da semiesfera e do disco no contacto com o sensor por forma a centralizar a força e distribuir 100% da carga à área sensível do sensor.....	24
Figura 16. Localização e enumeração dos sensores pelos sapatos, e os sistemas de referências utilizados para cada sapato do protótipo.....	25

Figura 17. Imagem em perspectiva do protótipo do sapato do pé direito.	25
Figura 18. Combinação de fotos do protótipo do sapato desenvolvido.	26
Figura 19. Placa com microcontrolador incorporado Arduino Mega 2560.	27
Figura 20. Circuito de medição dos valores dos sensores.	28
Figura 21. <i>Layout</i> de cima do PCB da <i>shield</i> para aquisição dos valores dos sensores e incorporação do módulo Bluetooth.	29
Figura 22. <i>Layout</i> de baixo do PCB da <i>shield</i> para aquisição dos valores dos sensores e incorporação do módulo Bluetooth.	30
Figura 23. Vista de perfil da PCB de aquisição e transmissão dos dados dos sensores de força.	30
Figura 24. Suporte mecânico para empilhar e equilibrar os pesos sobre a zona sensível do sensor.	31
Figura 25. Curva de calibração de sensor de força.	32
Figura 26. Diagrama de estados das operações do <i>firmware</i>	35
Figura 27. Diagrama de estados da Rotina de Serviço à Interrupção.	36
Figura 28. Configuração das diretorias do Software de Aquisição e Análise dos Dados do Protótipo desenvolvido em MATLAB.	40
Figura 29. <i>Layout</i> da janela inicial do <i>Software</i> de aquisição e análise do andar humano desenvolvido.	40
Figura 30. Esquema representativo das duas componentes das forças aplicadas nos sensores orientados na vertical.	43
Figura 31. <i>Layout</i> do GUI do módulo Capturar o Andar.	44
Figura 32. Analogia do Filtro Butterworth digital de segunda ordem com o filtro eletrônico de segunda ordem.	48
Figura 33. <i>Layout</i> do GUI do módulo Caraterizar o Andar.	49
Figura 34. Gráfico da componente vertical F_z da força de reação do solo.	53
Figura 35. Força de Tensão Tangencial Ante-Posterior F_x	54
Figura 36. Força de Tensão Tangencial Medial-Lateral F_y	54
Figura 37. CoP do pé direito.	55
Figura 38. CoP do pé esquerdo.	55
Figura 39. Ciclo do andar sobre F_z do pé direito.	56
Figura 40. Decomposição da componente vertical da força de reação do solo F_z	56

Figura 41. Comportamento do F_x , F_y e F_z do pé direito do sujeito de teste andando sobre o solo.....	57
Figura 42. Comportamento do F_x , F_y , e F_z no pé esquerdo do sujeito de teste andando sobre o solo.....	58
Figura 43. CoP do pé direito do sujeito de teste andando sobre o solo.....	58
Figura 44. CoP do pé esquerdo do sujeito de teste andando sobre o solo.....	59
Figura 45. Comportamento do F_x , F_y , e F_z do pé direito do sujeito de teste andando sobre a passareira a uma velocidade de 1,63 km/h.	59
Figura 46. Comportamento do F_x , F_y , e F_z do pé esquerdo do sujeito de teste andando sobre a passareira a uma velocidade de 1,63 km/h.	60
Figura 47. CoP do pé direito do sujeito de teste andando a uma velocidade de 1,63 km/h.	60
Figura 48. CoP do pé esquerdo do sujeito de teste andando a uma velocidade de 1,63 km/h.	61
Figura 49. Comportamento do F_x , F_y , e F_z do pé direito do sujeito de teste andando sobre a passareira a uma velocidade de 2,23 km/h.	61
Figura 50. Comportamento do F_x , F_y , e F_z do pé esquerdo do sujeito de teste andando sobre a passareira a uma velocidade de 2,23 km/h.	62
Figura 51. CoP do pé direito do sujeito de teste andando a uma velocidade de 2,23 km/h.	62
Figura 52. CoP do pé esquerdo do sujeito de teste andando a uma velocidade de 2,23 km/h.	63
Figura 53. Comportamento do F_x , F_y , e F_z do pé direito do sujeito de teste andando sobre a passareira a uma velocidade de 3,09 km/h.	63
Figura 54. Comportamento do F_x , F_y , e F_z do pé esquerdo do sujeito de teste andando sobre a passareira a uma velocidade de 3,09 km/h.	64
Figura 55. CoP do pé direito do sujeito de teste andando a uma velocidade de 3,09 km/h.	64
Figura 56. CoP do pé esquerdo do sujeito de teste andando a uma velocidade de 3,09 km/h.	65
Figura 57. Comportamento do F_x , F_y , e F_z do pé direito do sujeito de teste andando sobre a passareira a uma velocidade de 4,07 km/h.	65

Figura 58. Comportamento do F_x , F_y , e F_z do pé esquerdo do sujeito de teste andando sobre a passadeira a uma velocidade de 4,07 km/h.	66
Figura 59. CoP do pé direito do sujeito de teste andando a uma velocidade de 4,07 km/h.	66
Figura 60. CoP do pé esquerdo do sujeito de teste andando a uma velocidade de 4,07 km/h.	67
Figura 61. Comportamentos de F_z entre dados da literatura, e os dados do pé direito e pé esquerdo do sujeito de teste andando a uma velocidade de 4,07 km/h.	68
Figura 62. Comportamentos de F_x entre dados da literatura, e os dados do pé direito e pé esquerdo do sujeito de teste andando a uma velocidade de 4,07 km/h.	69
Figura 63. Comportamento de F_y entre dados da literatura, e os dados do pé direito e pé esquerdo do sujeito de teste andando a uma velocidade de 4,07 km/h.	70
Figura 64. Caracterização do andar humano. A – Área da componente vertical da força de reação do solo em função da percentagem do ciclo do andar. B – Densidade espectral da componente vertical da força de reação do solo. C - Área definida pelo padrão médio da componente vertical da força de reação do solo F_z durante a fase de apoio e sua derivada. D – Área do CoP delimitado pelo sapato.	71
Figura 65. Caixa que aloja o <i>hardware</i>	79
Figura 66. Ficha de conexão aos sensores.	79
Figura 67. Conexão das fichas dos sapatos à caixa.	79
Figura 68. Esquemático da PCB de Aquisição dos valores dos sensores.	80
Figura 69. <i>Layout</i> do GUI de calibração dos Sapatos	81

Índice de Tabelas

Tabela 1. Características físicas de cada sapato do protótipo.....	21
Tabela 2. Propriedades físicas do sensor FlexiForce A201.....	24
Tabela 3. Indicação dos modos de estado do Módulo Bluetooth através do piscar do LED vermelho.....	29
Tabela 4. Quadro do formato das Tramas de comunicação.	39
Tabela 5. Constantes do filtro digital Butterworth de segunda ordem, para a frequência de amostragem de 100 Hz e uma frequência de corte de 6 Hz.	49
Tabela 6. Valores do cálculo do DTW das experiências a várias velocidades em relação ao andar sobre o solo.....	68
Tabela 7. Tabela das características do andar humano para uma série de testes do andar sobre o solo e uma passarela a diferentes velocidades.....	72
Tabela 8. Constantes de correção dos valores das forças dos sensores do pé direito orientados na vertical.	85
Tabela 9. Constantes de correção dos valores do CoP no eixo x do pé direito.	85
Tabela 10. Constantes de correção dos valores do CoP no eixo y do pé direito.	85
Tabela 11. Constantes de correção dos valores das forças dos sensores do pé esquerdo orientados na vertical.	86
Tabela 12. Constantes de correção dos valores do CoP no eixo x do pé esquerdo. ...	86
Tabela 13. Constantes de correção dos valores do CoP no eixo y do pé esquerdo. ...	86

Acrónimos

ADC	- Analog-to-Digital Converter
COM	- Communication port
CoP	- Center of Pressure
CR	- Carriage Return
CRC	- Cyclic Redundancy Code
CTC	- Clear Time on Compare Match
DTW	- Dynamic Time Warping
EDR	- Enhanced Data Rate
EMG	- Eletromiografia
FCS	- Frame Check Sequence
GCMAS	- Gait and Clinical Movement Analysis Society
GUI	- Graphical User Interface
Hz	- Hertz
IMC	- Índice de Massa Corporal
LED	- Light-emitting Diode
MEX	- MATLAB <i>Executable</i>
Ni-MH	- Nicked-metal Hydride
PCB	- Printed Circuit Board
RSI	- Rotina de Serviço à Interrupção
SPP	- Serial Port Profile
SVM	- Support Vector Machine
UART	- Universal Asynchronous Receiver/Transmitter
USB	- Universal Serial Bus

1 Introdução

1.1 Preâmbulo

O andar humano é uma das tarefas mais importantes do dia-a-dia de uma pessoa. O estudo do andar humano tem vindo desde longa data a ser estudado por forma a compreender o seu comportamento.

A análise do andar humano, sendo um estudo sistemático, tem sido desenvolvida com base em análises e modelos matemáticos, tornando-se numa importante parte de análise do movimento humano. As áreas com maior interesse na análise do andar humano são a biomecânica, o desporto e a reabilitação.

O objetivo de vários estudos realizados é a análise das categorias de andantes, com base nas suas marchas, tais como género, faixa etária e saúde [1-5]. Para poder analisar o andar humano é preciso que sejam adquiridos os padrões do andar. São vários os sistemas desenvolvidos, [6-9], por forma a que possam ser adquiridos os padrões do andar utilizando as forças de reação da superfície de apoio dos pés. Em alguns desses estudos são também apresentados modelos de caracterização do andar humano.

1.2 Motivação

Ultimamente são muitas as pessoas cujas marchas são afetadas por patologias, principalmente aquelas originadas por lesões neurológicas, como por exemplo, lesões vasculares cerebrais ou lesões medulares. Essas lesões, causando fraquezas musculares, perda de controlo das articulações, e espasticidade, resultam em alteração da marcha.

A reabilitação dos pacientes passa primeiramente por identificar, caraterizar e avaliar essas patologias por forma a traçar o plano de trabalho

de terapia. Para poder efetuar essa primeira etapa é preciso que sejam adquiridos dados de suporte que caracterizam o andar.

Foi proposto o desenvolvimento de um protótipo que permita extrair variáveis que possam fazer parte do padrão do andar, e a partir desses dados poder ter uma análise mais criteriosa.

Com isso, almeja-se proporcionar melhores perspectivas de recuperação aos pacientes e fornecer aos médicos e fisioterapeutas mais e melhores recursos no tratamento das patologias do andar humano.

1.3 Objetivos

Os objetivos deste projeto são desenvolver e construir um protótipo de um sapato instrumentado capaz de adquirir o andar humano para posterior caracterização e análise.

O projeto contempla o desenvolvimento e criação do protótipo do sapato, da placa de aquisição de dados das forças exercidas, que são enviadas para o computador, bem como a lógica por detrás dessas funções, e do *software* de gestão de todo o processo de aquisição, caracterização e análise dos dados.

Os dados a adquirir são as componentes das forças de reação da superfície de apoio, a componente vertical e as forças laterais (forças de tensão tangencial) exercidas durante o andar, que juntamente com o centro de pressão (CoP – *Center of Pressure*) obtidos a partir das forças de reação do solo constituirão os padrões de caracterização do andar humano.

1.4 Organização do Projeto

O projeto encontra-se estruturado por forma a apresentar primeiramente ao leitor à área de enquadramento, os conceitos teóricos inerentes e o problema em causa, e por fim a solução desenvolvida e implementada, e os resultados daí provenientes.

Assim, no capítulo 2 é apresentada a Revisão da literatura por forma a enquadrar o projeto na área de investigação onde se insere, e conhecer algumas das abordagens concorrentes.

No capítulo 3 é apresentada a arquitetura do sistema desenvolvido onde, nas subsecções, é retratado o protótipo do sapato desenvolvido, o *hardware* e o correspondente *firmware* de aquisição dos dados, o protocolo de comunicação criado, e o *software* de controlo de todo o sistema, de análise e tratamento dos dados adquiridos.

O capítulo 4 descreve as experiências realizadas, o tratamento dos dados adquiridos com a implementação do sistema desenvolvido e a discussão dos resultados obtidos.

No capítulo 5 é apresentado as conclusões do trabalho e sugestões para trabalhos futuros.

Segue-se, no capítulo 6, a apresentação da lista das referências bibliográficas utilizadas durante o projeto e na escrita deste documento.

Por fim, no capítulo 7, é os anexos onde constam o esquemático da placa de aquisição, as constantes de calibração do sapato e o *software* utilizado para a calibração, as instruções para ligar as fichas dos sensores à caixa contendo o *hardware*, e os códigos de cálculo das constantes de calibração.

2 Revisão da literatura

São vários os tipos de movimentos desenvolvidos pelo ser humano desde os primórdios aos dias de hoje, conduzindo-nos à evolução da espécie. No nosso dia-a-dia são várias as tarefas que envolvem os movimentos físicos, desde o apoiar os braços na cama para levantar, o andar de mãos dadas, o bater da enxada no chão, até ao levar da comida à boca. Tudo isto em busca da sobrevivência, do aprimorar das nossas vidas, e da razão do nosso estar no vasto universo que nos rodeia.

O foco deste trabalho é o andar humano, uma das atividades mais importantes do ser humano, sendo a sua evolução uma das causas do desenvolvimento da estrutura cognitiva humana, distinguindo-nos dos outros seres vivos.

São vários os profissionais envolvidos no estudo do andar humano como, por exemplo: cirurgiões ortopedistas, treinadores de atletas, terapeutas, *designers* de equipamentos desportivos, engenheiros de reabilitação, entre outros.

Nas seções que se apresentam a seguir são retratados os campos científicos envolvidos no estudo do andar humano e as características desta ação. Na secção 2.1 é apresentada a Cinesiologia, a ciência que estuda os movimentos do corpo humano, na secção 2.2 descreve-se a Biomecânica, que estuda a biomecânica dos movimentos do corpo humano, e na secção 2.3 é analisado o andar humano, os seus padrões e as formas de obtê-los, e os elementos envolvidos na sua execução.

2.1 Cinesiologia

A área científica, ao nível básico, que estuda a ampla área dos movimentos do corpo humano é a cinesiologia, uma área emergente, envolvendo aspetos de psicologia, aprendizagem motora, e exercícios fisiológicos bem como a própria biomecânica [10]. A sua finalidade é compreender as forças que atuam sobre um objeto ou corpo humano e

manipular essas forças em procedimentos de tratamento tais que o desempenho humano possa melhorar e possíveis lesões sejam evitadas [10]. O nome cinesiologia provém do grego antigo *κίνησις*, transliteração *kínēsis*, ‘movimento’; e *λόγος*, transliteração *logos*, ‘palavra, discurso’ [11].

A cinesiologia tem a sua origem na antiga Grécia tendo como pai o Aristóteles (384 – 322 a.C.) onde fez observação prática dos animais em seus ambientes naturais e descreveu ações dos músculos chegando a conclusão que “... o animal que se move faz sua mudança de posição pressionando contra o que está debaixo dele ...” [12]. Apesar de tão cedo a curiosidade do homem pela marcha humana, o primeiro registo científico da marcha humana foi realizado por Leonardo da Vinci (1452 – 1519 d.C.) [13].

2.2 Biomecânica

Segundo Winter [14], a biomecânica dos movimentos humanos pode ser definida como a interdisciplina que descreve, analisa, e avalia movimentos humanos, sobre o ponto de vista das leis mecânicas. A Biomecânica, como uma área crescente de ambas as ciências da vida e física, é construída sobre as bases do conhecimento de física, química, matemática, fisiologia e anatomia.



Figura 1. Biomecânica do corpo humano durante a corrida.

O desenvolvimento da biomecânica deu os primeiros passos na época do Renascimento com os estudos anatómicos em cadáver, dos ossos, músculos, e nervos, que são partes fundamentais em todas as atividades que envolvem a locomoção (Figura 1) e descrição mecânica corporal (ortostatismo, marcha,

salto, subir e descer, elevação da cadeira) de Leonardo da Vinci (1452 – 1519 d.C.), e a descrição da função dos músculos e a relação com o movimento (dissecção) de Versalius (1514 – 1564 d.C.) [13].

A revolução científica, com a introdução da experimentação como base do método científico, contribuiu com o estudo do salto humano, marcha do cavalo, e estrutura dos ossos feitos por Galileu (1564 – 1642 d.C.), com a descrição do fluxo sanguíneo cardíaco por Harvey (1578 – 1657 d.C.), com os sistemas de coordenadas cartesianas de Decartes (1596 – 1650 d.C.), e com as leis do movimento e da gravidade de Sir Isaac Newton (1642 – 1727 d.C.). Ainda nessa época Borelli (1608-1679 d.C.), considerado o pai da biomecânica, fez estimativas do centro de gravidade humana, e utilização da geometria para descrever a marcha, corrida e salto, como contração muscular (Figura 2) [13].

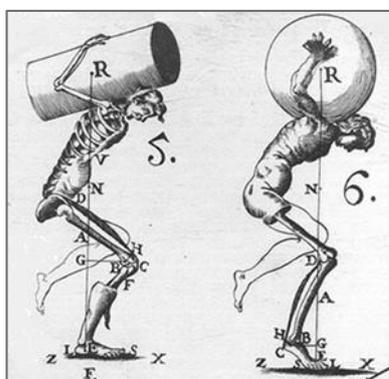


Figura 2. De Motu Animalium (1680), por Giovanni Borelli.

Com o surgimento do Iluminismo vieram os contributos de Euler (1707 – 1783 d.C.) e Lagrange (1736 – 1813 d.C.) com a matemática aplicada, de Von Haller (1708 – 1777 d.C.) com os estudos da irritabilidade e contractilidade muscular, de Andry (1658 – 1742 d.C.) com o estudo dos desequilíbrios como causa de deformidade esqueléticas, e Emil Du Bois-Reymond (1818 – 1896 d.C.) com os estudos do potencial de ação (força, momento e energia, relação da função muscular com fenómenos bioquímicos e elétricos) [13].

O século da marcha ocorre durante os séculos XIX e XX onde Muybridge (1830 – 1904 d.C.), com a análise do movimento dos homens e cavalos contribuiu com a aplicação de métodos de medição da marcha,

quantificação da atividade elétrica muscular e aplicação de princípios de engenharia à locomoção. A.V. Hill (1886 – 1977 d.C.) com o estudo da estrutura e função muscular, H.C. Elfman com o estudo das forças internas dos músculos e articulações, utilização de plataformas de forças, e estudo do gasto energético durante a marcha, e A.F. Huxley (1917 – 2012 d.C.) com a teoria dos filamentos deslizantes vieram ajudar na individualização da Biomecânica como “disciplina”, a sua utilização como instrumento clínico e a formação de organizações profissionais de biomecânica e da marcha [13].

Com a era do computador surgiram as técnicas de eletromiografia (EMG) e compreensão da função muscular por Basmalian (1921 – 2008 d.C.), o aperfeiçoamento de técnicas experimentais para análise da marcha por Winter (1930 – 2012 d.C.), estudos clássicos do desenvolvimento da marcha em crianças e a relação entre a paralisia cerebral e a marcha por Sutherland (1873 – 1954 d.C.), estudos clássicos da marcha humana do adulto e doenças neuromusculares e prótese por Murray (1925 – 1984d.C.) [13]. Nessa sequência surgiu também a Sociedade de Análise do Movimento e da Marcha Clínica (GCMAS – Gait and Clinical Movement Analysis Society) [15].

2.3 Andar Humano

O andar humano é um conjunto de ciclos de andar em que cada ciclo é conhecido como passada. Para que um indivíduo possa andar deve-se verificar os quatro seguintes critérios: a integridade músculo-esquelética, que inclui os ossos, articulações e músculos; o controlo neurológico, que é a receção e integração de mensagens provenientes do cérebro para localizar o corpo no espaço, e decidir quando e para onde mover com o auxílio do *feedback* dos sentidos humanos; equilíbrio, que é a capacidade de manter o ortostatismo (posição vertical); e a locomoção que é a capacidade de iniciar e manter o andar rítmico [16].

O ciclo do andar (Figura 3) corresponde ao período desde o contacto de um pé com a superfície de apoio até ao contacto seguinte desse mesmo pé. O

ciclo do andar comporta duas fases, a fase de apoio (*Stance Phase*) em que o pé encontra-se em contacto com a superfície de apoio, permite progressão enquanto mantém estabilidade de sustentação do peso do corpo, e a fase de balanço (*Swing Phase*) em que o pé encontra-se levantado, o membro inferior avança no espaço e é preparado o próximo apoio [17]. Num passo considerado normal, a fase de apoio engloba 62% do ciclo do andar, e a fase de balanço cumpre os restantes 38% [18]. No andar normal, para adultos normais, os parâmetros do andar são as seguintes, velocidade: 82 metros/min., cadência: 113 passos/min., comprimento da passada: 1,4 metros, medida do passo: 0,75 metros [19].

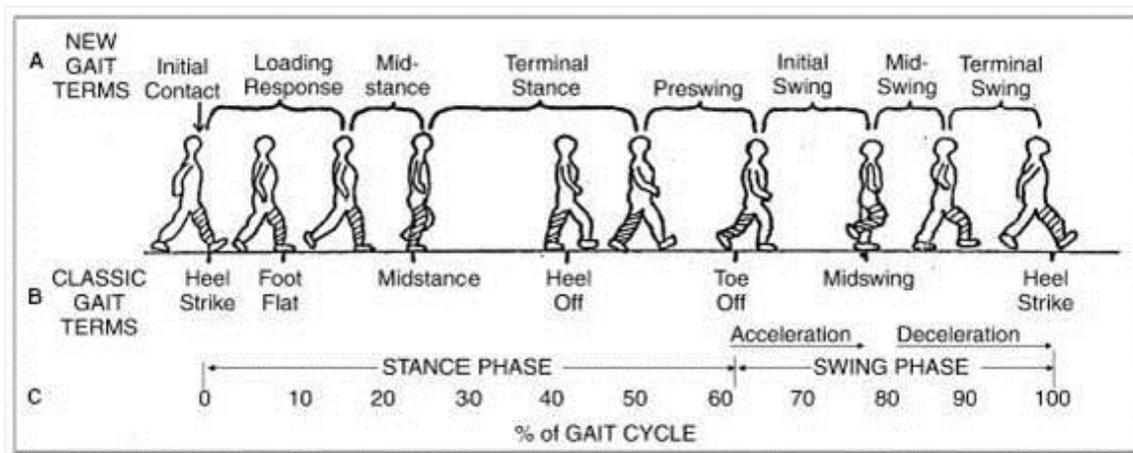


Figura 3. Ciclo do andar humano expresso em percentagem.

A fase de apoio divide-se em quatro processos, contacto inicial (*initial contact*), resposta a carga (*loading response*), apoio médio (*midstance*), apoio final (*terminal stance*) e pré-balanço (*preswing*). O contacto inicial verifica-se quando o pé toca o solo, contacto este feito com o calcanhar. A resposta a carga dá início ao período de duplo apoio em que há transferência do peso corporal para o pé de apoio, absorção do choque, e progressão para adiante. No período de apoio médio, o apoio é unipedal iniciando com a elevação do pé contra lateral e termina quando o peso do corpo encontra-se alinhado com o pé de apoio. O período de apoio final inicia quando o calcanhar do pé de apoio se eleva e termina quando o calcanhar do pé contra lateral atinge o solo. O período do pré-balanço apresenta o segundo período de duplo apoio no ciclo da marcha onde há transferência do peso corporal de um membro inferior para o outro [17].

Os restantes processos, balanço inicial (*inicial swing*), balanço médio (*midswing*), e balanço final (*terminal swing*) fazem parte da fase de balanço. O período do balanço inicial é a fase em que se levanta o pé do solo, estando o peso do corpo suportado pelo pé contra lateral. No período de balanço médio o membro inferior do pé suspenso encontra-se em avanço em relação ao membro inferior do pé de apoio atual. O período do balanço final corresponde ao término da fase de balanço que termina com o contacto do pé, que se encontrava levantado, com o solo [17].

De seguida, na subsecção 2.3.1 é descrito a estrutura do pé, as suas partes constituintes e funções, na subsecção 2.3.2 é apresentado a cinemática do pé, os movimentos que este realiza e as características daí extraídas durante o andar; na subsecção 2.3.3 é abordado a marcha patológica, e na subsecção 2.3.4 apresenta-se as variáveis de caracterização do passo e as abordagens concorrentes na aquisição do andar humano baseados nas forças de reação da superfície de apoio.

2.3.1 Estrutura do Pé

Das várias partes do corpo humano envolvidos na ação do andar, destaca-se uma das partes mais importantes que é o pé, por ser o que entrará em contacto direto com o protótipo do sapato, levando ao conhecimento da estrutura do mesmo e a biomecânica por detrás do seu funcionamento.

As funções do pé são providenciar uma plataforma estrutural de suporte ao corpo, absorver os choques das forças de reação do solo, ser capaz de se ajustar a diferentes terrenos, converter binários transversais da extremidade inferior, e torna-se numa alavanca rígida capaz de propulsão para frente [10].

Na Figura 4 são representadas várias perspetivas do sistema esquelético do pé humano e também a articulação do tornozelo. O tornozelo é composto pelas articulações da tíbia, fíbula e tálus enquanto o pé é composto

por todos os ossos distais à articulação do tornozelo. O tálus é o osso que o pé e o tornozelo partilham em comum [18].

O pé, na maioria das vezes, é descrito como tendo três unidades funcionais, o retro-pé, o médio-pé e ante-pé. O retro-pé compreende o tálus e o calcâneo, o médio-pé compreende os ossos do tarso, e o ante-pé compreende os metatarsos e falanges. A articulação subtalar faz parte do retro-pé, as articulações transversal do tarso e intertársica fazem parte do médio-pé, e as articulações tarsometatársicas e todas as outras mais distais fazem parte do ante-pé [18].

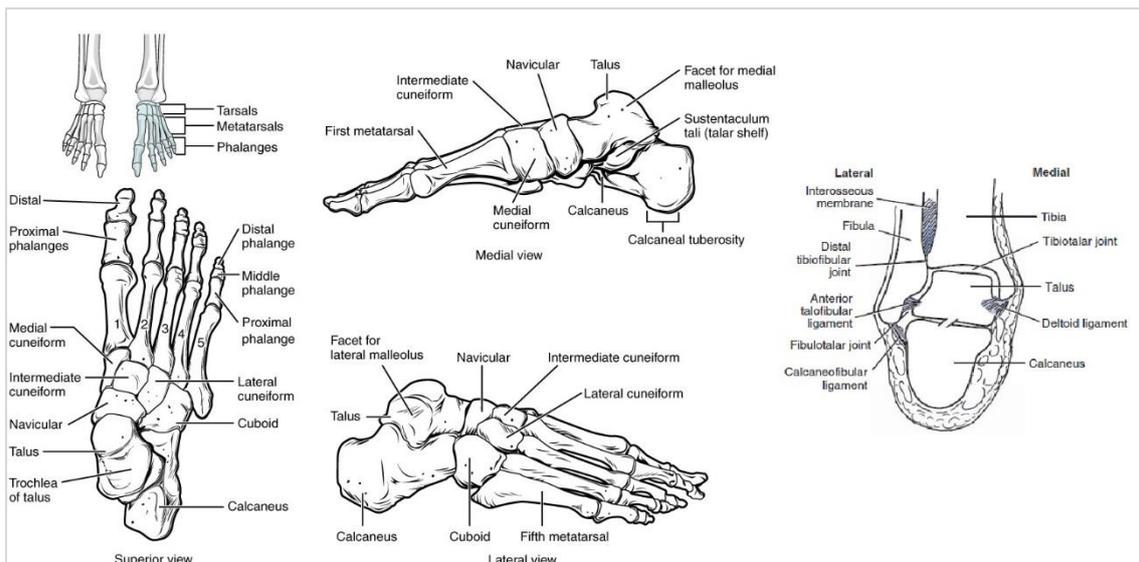


Figura 4. Diferentes perspectivas do sistema esquelético do pé e a complexa articulação do tornozelo composto pelas articulações tibiotalar, fibulotalar, e tibiofibulares distais.

Os ossos do pé formam arcos de suporte e distribuição do peso corpóreo, divididos em arco longitudinal medial, arco transversal, e arco longitudinal lateral. O arco longitudinal medial é formado pelos ossos calcâneos, tálus, navicular, e o primeiro e o segundo metatarso. O arco longitudinal lateral é formado pelos ossos calcâneos, cuboide, o terceiro, quarto, e quinto metatarso. Por último, o arco transversal é constituído pelos ossos cuneiformes (medial, intermédio e lateral), o cuboide e a base dos cinco ossos metatarsos [18].

Os tecidos moles constituintes do pé são modificados para proporcionar tração, amortecimento e proteção às estruturas subjacentes. A pele plantar está firmemente ligada aos ossos subjacentes, às articulações e às bainhas

dos tendões do calcanhar, e ao ante-pé por extensões especializadas da fásia plantar. Esta função da fásia plantar é essencial para que ocorra a tração entre a superfície de apoio e a estrutura óssea de suporte do peso do pé. Durante a extensão das articulações metatarsofalângicas, esses ligamentos da fásia plantar restringem o movimento da pele do ante-pé e do plantar metatársico [20].

A almofada do calcanhar é uma estrutura altamente especializada, concebida para absorver choques. A área média da almofada do calcanhar é de 23 cm². Para um homem com média de 70 kg, a carga de pressão no calcanhar é de 3,3 kg/cm², que aumenta para 6 kg/cm² com a corrida. A almofada do calcanhar é composta por colunas preenchidas de gordura dispostas verticalmente em forma de vírgula ou U. Os septos são reforçados internamente com transversais elásticas e fibras transversais para produzir um efeito semelhante a espiral de favo de mel. As várias células estão dispostas de forma mais eficaz para absorver e dissipar forças [21].

2.3.2 Cinemática do pé

Os movimentos das articulações do pé e tornozelo realizam-se num plano tridimensional (Figura 5).

A abdução do pé corresponde ao movimento que ocorre no plano transversal, com os artelhos (dedos do pé) apontados para fora. A adução consiste no movimento oposto, de apontar os artelhos para dentro.

A inversão e emersão são movimentos que ocorrem no plano frontal. A inversão ocorre quando a borda medial do pé move-se em direção à parte lateral medial da perna, cuja amplitude máxima deste movimento é de 20°. A eversão ocorre quando a borda lateral do pé move-se em direção a parte lateral da perna, em que a amplitude máxima é de 5° [10].

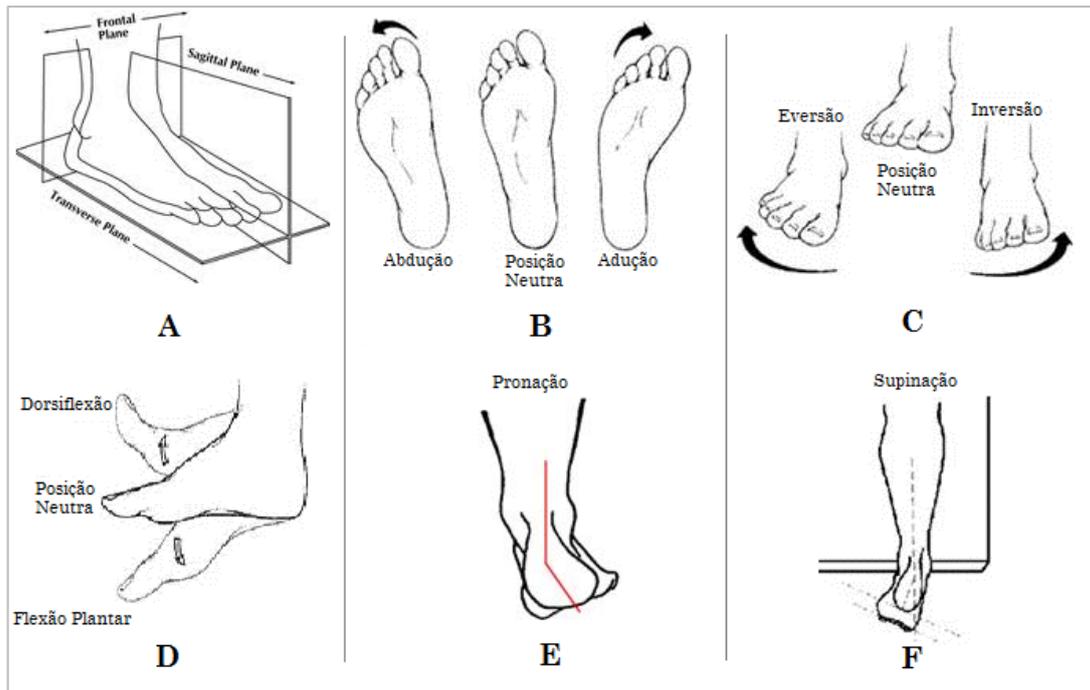


Figura 5. A. Plano tridimensional dos movimentos do pé e do tornozelo. B. Movimentos de Abdução e Adução. C. Movimentos de Eversão e Inversão. D. Movimentos de Dorsiflexão e Flexão Plantar. E. Movimento de Pronação. F. Movimento de Supinação.

A flexão/extensão do pé são designados de dorsiflexão e flexão plantar respectivamente e ocorrem em torno de um eixo medial/lateral no plano sagital. A dorsiflexão é o movimento de aproximação do dorso do pé à parte anterior da perna, em que a amplitude desse movimento ronda os 20°. A flexão plantar consiste em abaixar o pé procurando alinhá-lo em maior eixo com a perna, elevando o calcanhar do chão, movimento esse que em média atinge os 50° [10].

A pronação e supinação são os termos que descrevem o movimento em torno de um eixo oblíquo do pé criando um único grau de liberdade do qual resultam movimentos que podem ser descritos como tendo componentes de movimento nos três planos. A pronação ocorre com uma combinação de movimentos sendo formado por uma eversão, abdução e dorsiflexão do calcâneo, onde o calcâneo move-se em relação ao tálus. A supinação é o oposto da pronação, ocorrendo uma inversão do calcâneo, abdução, e flexão planar. A pronação pode ir desde os 8 aos 10°, enquanto a supinação vai dos 16 aos 20° [10].

A distribuição do peso sob o pé durante a fase de apoio tem sido objeto de intensa investigação pelo último meio século. Estudo de pressão plantar, por [22], dos indivíduos de pé descalço determinaram que a distribuição do peso no pé é a seguinte: 60% no calcanhar, 8% no médio-pé, 28% no ante-pé, e 4% nos artelhos.

Em [23] foi estudado a progressão do CoP em toda a sola do pé durante o andar (Figura 6). Durante o andar descalço, o CoP é inicialmente localizado no centro do calcanhar e acelera rapidamente em todo o médio-pé para chegar à parte dianteira do pé, em que a velocidade diminui. O pico da pressão no ante-pé é atingido em 80% da fase de apoio e está centrado no segundo metatarso. No início da fase de balanço, o CoP é localizado sob o hálux (dedo grande do pé). As pontas do metatarso estão em contacto com a superfície de apoio em pelo menos 50% da fase de apoio.

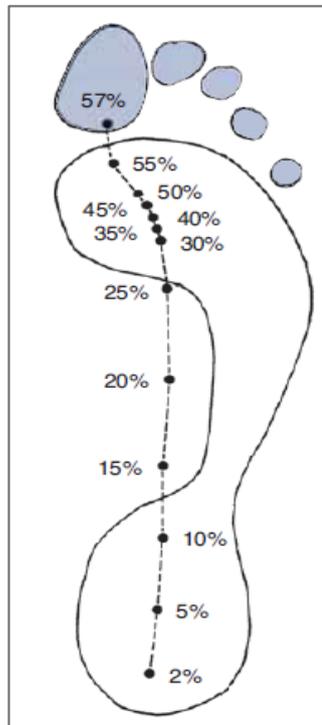


Figura 6. A progressão do CoP ao longo do pé durante o andar normal representado em função da porcentagem do ciclo do andar.

Durante o andar, várias forças agem entre o pé e a superfície de apoio: a força vertical, tensão tangencial ante-posterior, e tensão tangencial medial-lateral (Figura 7) [14].

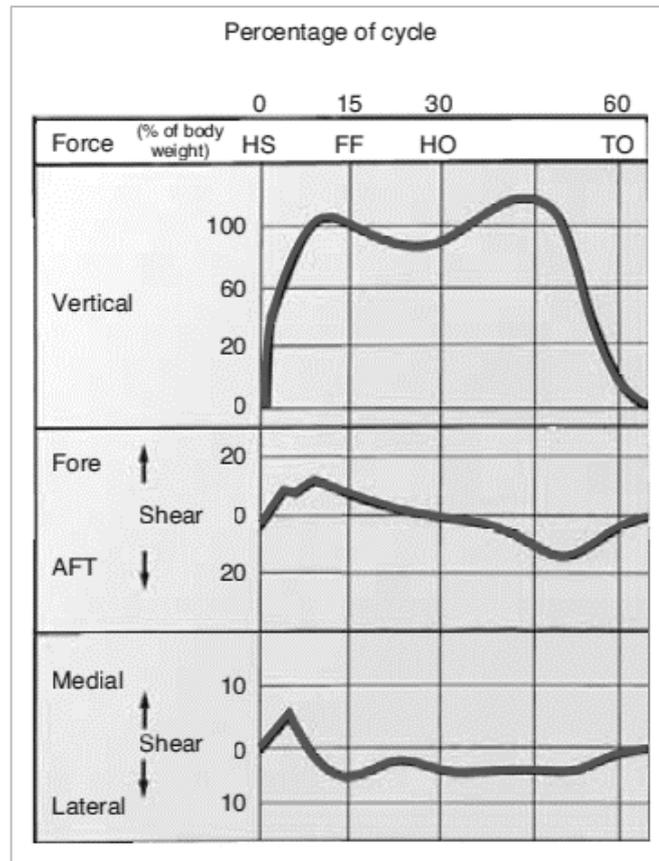


Figura 7. Componentes da força de reação da superfície de apoio sobre o pé durante o ciclo do andar. HS, heel-strike; FF, foot flat; HO, heel-off; TO, toe-off.

A força vertical de reação do solo apresenta um duplo pico, o primeiro pico segue o heel-strike (contacto inicial da fase de apoio) na fase inicial de apoio, e o segundo pico ocorre mais tarde antes do toe-off (início da fase de balanço). A tensão tangencial ante-posterior demonstra a travagem inicial pelo pé como que o pé aplicando uma força de tensão tangencial para a frente sobre o solo, seguido por uma tensão tangencial para trás sobre o solo como que empurrando para a posição final. A maior parte da tensão tangencial medial-lateral é direcionada lateralmente porque o centro de gravidade do corpo é orientado medialmente sobre o pé.

2.3.3 Marcha Patológica

A marcha normal é uma forma de progressão com reciprocção (avanço alternado) de membros inferiores, que tem como características o

deslocamento em segurança e a economia de energia. Na marcha patológica há perda de pelo menos um desses princípios. A origem do distúrbio pode estar em um dos seguintes componentes do movimento voluntário: fonte do movimento que é a unidade motora e os músculos; alavancas musculares que são os ossos e as articulações; conscientização do movimento desejado dependente do sistema sensorial; controlo do movimento que tem como estruturas responsáveis o sistema piramidal (córtex cerebral), extrapiramidal (núcleos da base) e de coordenação (cerebelo); e o sistema de energia cujo sistema responsável é o sistema cardiopulmonar [24].

Os padrões de patologia do andar podem ser amplamente divididos em etiologias neuromusculares ou músculo-esqueléticas. As causas músculo-esqueléticas comuns são a patologia do quadril, a patologia do joelho, patologias do pé e do tornozelo, e discrepância do comprimento das pernas. Nas causas neurológicas temos, as mais comuns, as condições cerebrovasculares, do sistema nervoso central, e degeneração cerebelar. A fragilidade motora tem como causas comuns as debilidades nos extensores do quadril, nos flexores do quadril, nos quadríceps, dorsiflexores do tornozelo, e no tríceps sural [25].

2.3.4 Aquisição das Forças de Reação da Superfície de Contacto do Pé

Por forma a caracterizar o andar humano, são vários os dispositivos que vêm sendo desenvolvidos ultimamente para ser possível a aquisição dos padrões do andar humano.

As técnicas de aquisição dos padrões podem dividir-se nas técnicas diretas de medição, dispositivos que entram em contacto direto com o corpo humano, medições utilizando sensores de força, binário e acelerómetros, e técnicas de visão por computador para detetar o movimento dos segmentos do corpo humano bem como os ângulos entre eles.

As técnicas e dispositivos de aquisição das forças de reação da superfície de apoio do pé enquadram-se nas técnicas diretas de medição, em que são utilizados transdutores de força e plataformas de força.

A força mais comum que atua sobre o corpo é a força de reação do solo, que atua no pé. Esse vetor força é tridimensional e consiste em uma componente vertical mais duas componentes de tensão tangencial atuando ao longo da superfície de apoio. Uma quarta variável, muito importante na padronização do andar, é a localização do CoP, origem do vetor força de reação do solo.

São muitas as tentativas de desenvolver sapatos adequados para medir a pressão, mas acabam por se revelarem caros e limitados somente à componente vertical da força de reação da superfície de apoio. Para que se possa obter todas as variáveis necessárias para caracterização do passo indica-se a utilização de plataformas de força, as quais são estáticas.

Dois tipos de plataformas de força comumente utilizados são as plataformas de força com transdutores de força nos quatro cantos, e plataformas de força com um suporte central (Figura 8).

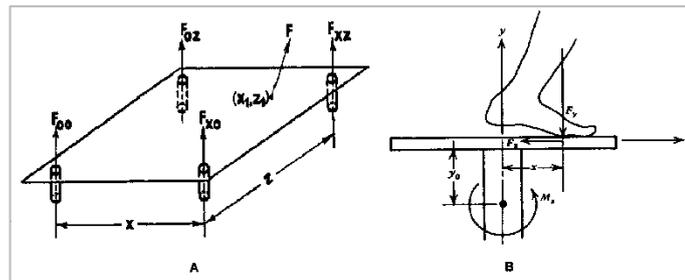


Figura 8. A. Plataforma de Força com transdutores de força nos quatro cantos. B. Tipo de Plataforma de Força com suporte central.

O primeiro caso trata-se de uma placa plana suportada por quatro transdutores triaxial, em que a magnitude e localização da força F de reação do solo podem ser determinadas a partir dos sinais das células de carga em cada uma das bases de suporte. O segundo tipo de plataforma de força tem um pilar central instrumentado que suporta uma placa plana superior, mostrando a localização do CoP do pé e as forças e momentos envolvidos.

Apesar de proporcionar uma completa padronização do andar humano com base nas forças de reação do solo, são sistemas estáticos permitindo

uma menor mobilidade e à-vontade dos sujeitos de teste durante o andar, e restringem o ambiente e superfícies de teste.

Ao longo dos últimos tempos, com a proliferação dos microcontroladores, vêm sendo criados protótipos de sistemas integrados em sapatos desenvolvidos por forma a adquirir o andar humano e a classificá-lo.

Em [6] é apresentado um sistema para detecção de andar humano anormal utilizando uma unidade de medida inercial para medir velocidade angulares e acelerações do pé, e 4 sensores de força e um sensor de flexão instalados na palmilha de cada um dos pés para adquirir informação de força e flexão respetivamente (Figura 9). O sistema também contempla a classificação de múltiplos padrões utilizando *Support Vector Machine* (SVM). Foi concebido especificamente para detetar andar normal, *toe-in* (movimento de adução simultâneo dos pés), *toe-out* (movimento de abdução simultâneo dos pés), sobre supinação, e anormalidades do andar no calcanhar. A avaliação do sistema é feita com base em dados de treino obtidos em 4 adultos saudáveis com IMC (Índice de Massa Corporal) normais, sendo os resultados baseados nas forças individuais de cada sensor e nos valores do acelerómetro e giroscópio.



Figura 9. Vista exterior do Sapato Inteligente e da palmilha.

O sistema apresentado em [7] foi concebido para medir forças de reação do solo utilizando dois sensores de força e momento com 6 graus de liberdade, em cada pé (Figura 10), um sob o calcanhar e outro sobre o antepé. O facto de só haver esses dois sensores acaba por limitar a determinação da localização do CoP em cada instante da fase do andar bem como o comportamento da força de reação noutros pontos de contacto entre o pé e o solo.

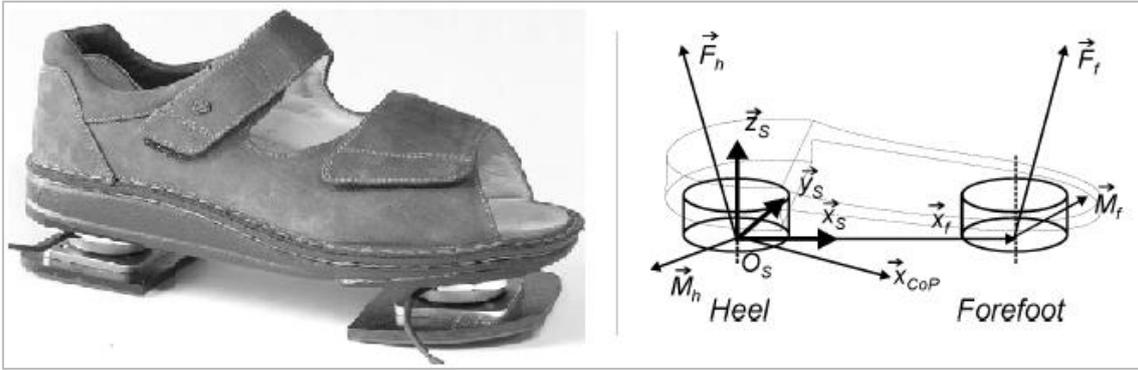


Figura 10. Sistema de medição de Forças de Reação da superfície de apoio e do CoP utilizando dois sensores de força e momento com 6 graus de liberdade.

Outra das soluções, mais completa, é a combinação da cinemática dos segmentos corporais com as forças de reação do solo, e no sistema proposto em [8] são analisados dados dos padrões do andar humano, especialmente no plano sagital, com base num sistema de imagens utilizando uma câmara de vídeo e um sistema de aquisição do CoP, utilizando 8 sensores de força, quatro sobre cada pé. Isso causando a limitação em termos de leitura de forças de tensão tangenciais e maior detalhe da distribuição da pressão sobre o pé, apesar de o âmbito do sistema ser a análise da estabilidade do andar humano para posterior aplicação no controlo de robôs bípedes.

Um dos tipos de sistemas mais utilizados são os sistemas de medição de distribuição de pressão, em forma de palmilha, para monitorização de pressão local entre o pé e o sapato, como por exemplo, o apresentado em [9] (Figura 11). São bastante aplicados em desportos, podendo estudar o comportamento da distribuição da pressão (força vertical) da sola do pé sincronizado com imagens de vídeo do próprio andar.



Figura 11. Sistema de aquisição da distribuição da pressão Pedar da Novel.

O sistema de aquisição do padrão humano descrito neste documento foi concebido com o objetivo de colmatar algumas lacunas nos sistemas existentes, ter uma maior discretização das forças de reação da superfície de apoio e conseqüentemente do CoP, ter disponível através de um dispositivo móvel e flexível as quatro variáveis de caracterização do andar humano, e um sistema completo cujo possível produto final comercializável seja de baixo custo. Também almeja-se melhorar a precisão e confiabilidade na aquisição dos padrões da força de reação do solo.

As especificações de todo o sistema desenvolvido e os detalhes envolvidos na sua construção serão explanados no capítulo 3 que é apresentado de seguida.

3 Arquitetura do Sistema

O sistema desenvolvido para aquisição de dados extraídos a partir das forças de reação do solo resume-se ao protótipo do sapato, o *hardware* e *firmware* de aquisição dos valores dos sensores, o protocolo de comunicação, e o *software* de gestão do sistema e tratamento dos dados do andar humano.

Na Figura 12 é representado um diagrama gráfico contendo a arquitetura do sistema mostrando o fluxo da informação, desde a aquisição feita pelos sensores localizados no sapato até ao computador onde se encontra hospedado o *software* de gestão do sistema e tratamento dos dados.

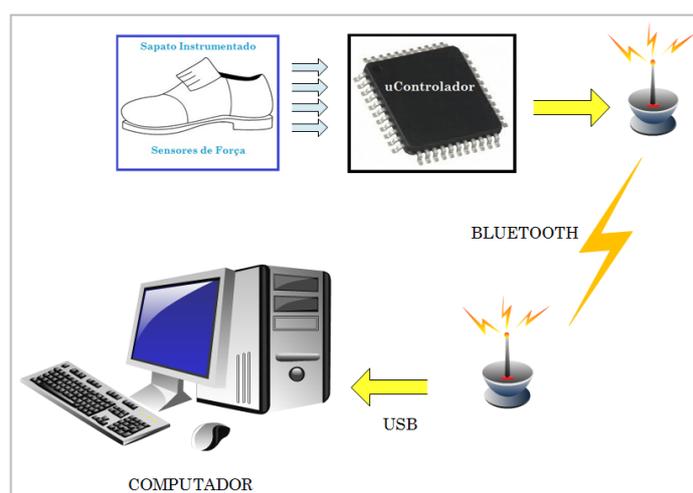


Figura 12. Arquitetura do Sistema.

O sistema todo foi desenvolvido com o intuito de obter um produto final onde a mobilidade e o baixo custo fossem as palavras de ordem.

Um sapato instrumentado leve, placas de aquisição de dados dos sensores de dimensões reduzidas, e comunicação sem fios, pensa-se serem ingredientes essenciais para que o objetivo seja cumprido sem interferir na forma de andar dos sujeitos que venham a utilizar o sistema.

Seguem-se as seções onde são descritos os processos envolvidos na conceção e desenvolvimento do protótipo. Na secção 3.1 são explicados os processos envolvidos na construção do sapato e as características deste, na secção 3.2 é descrito a conceção da placa de aquisição das forças e o envio destes para o computador, na secção 3.3 é explicado o processo de calibração dos sensores por forma a melhorar a precisão do sistema, na secção 3.4 são

apresentadas as instruções operacionais do *firmware*, e por fim na secção 3.5 aborda-se o *software* desenvolvido para gestão do sistema e análise dos dados.

3.1 Protótipo do Sapato

O formato com que o protótipo do sapato foi construído permite a sua utilização em contacto direto com o pé, ou com os pés calçados.

O protótipo do sapato, onde são alojados os sensores, foi construído com peças em acrílico que foram montadas utilizando cola para que no final o aspeto assemelha-se com um sapato, robusto, e permitisse a liberdade dos movimentos dos pés durante o andar.

Foi escolhido o acrílico por ser um material resistente o suficiente para o caso em questão e principalmente pelo peso que possui por unidade de volume comparativamente com outros possíveis materiais. No final da construção e montagem dos sensores o sapato foi revestido de couro por forma a proteger o acrílico dos choques e irregularidades das superfícies de apoio onde podem vir a serem realizados os testes.

As medidas pelas quais o protótipo foi concebido são para os números de calçado até 46 segundo o sistema europeu. As características físicas do sapato encontram-se representadas na Tabela 1.

Tabela 1. Características físicas de cada sapato do protótipo.

CARACTERÍSTICAS	UNIDADES
Comprimento	310 (mm)
Largura	100 (mm)
Altura	20 (mm)
Peso	700 (g)
Número de sensores	16

Na direção horizontal o sapato é constituído por duas partes independentes, sendo a primeira a que entra em contacto com o retro-pé e médio-pé, e o outro com o ante-pé. A ligação entre essas partes é feita com uma palmilha em material de couro funcionando como uma dobradiça

fazendo com que o sapato acompanhe o pé nos movimentos de dorsiflexão e flexão plantar.

Na direção vertical temos duas partes do sapato, uma parte inferior que fica em contacto com o solo, em que foram montados os sensores, e uma parte superior, em contacto com o pé, que encaixa na primeira.

Na Figura 13 são apresentadas as partes do sapato do pé direito nas vistas de cima, frente e lateral, bem como as dimensões das diferentes peças constituintes do sapato. As medidas e estruturas do sapato do pé esquerdo são as mesmas, sendo este simétrico ao da representação da Figura 13.

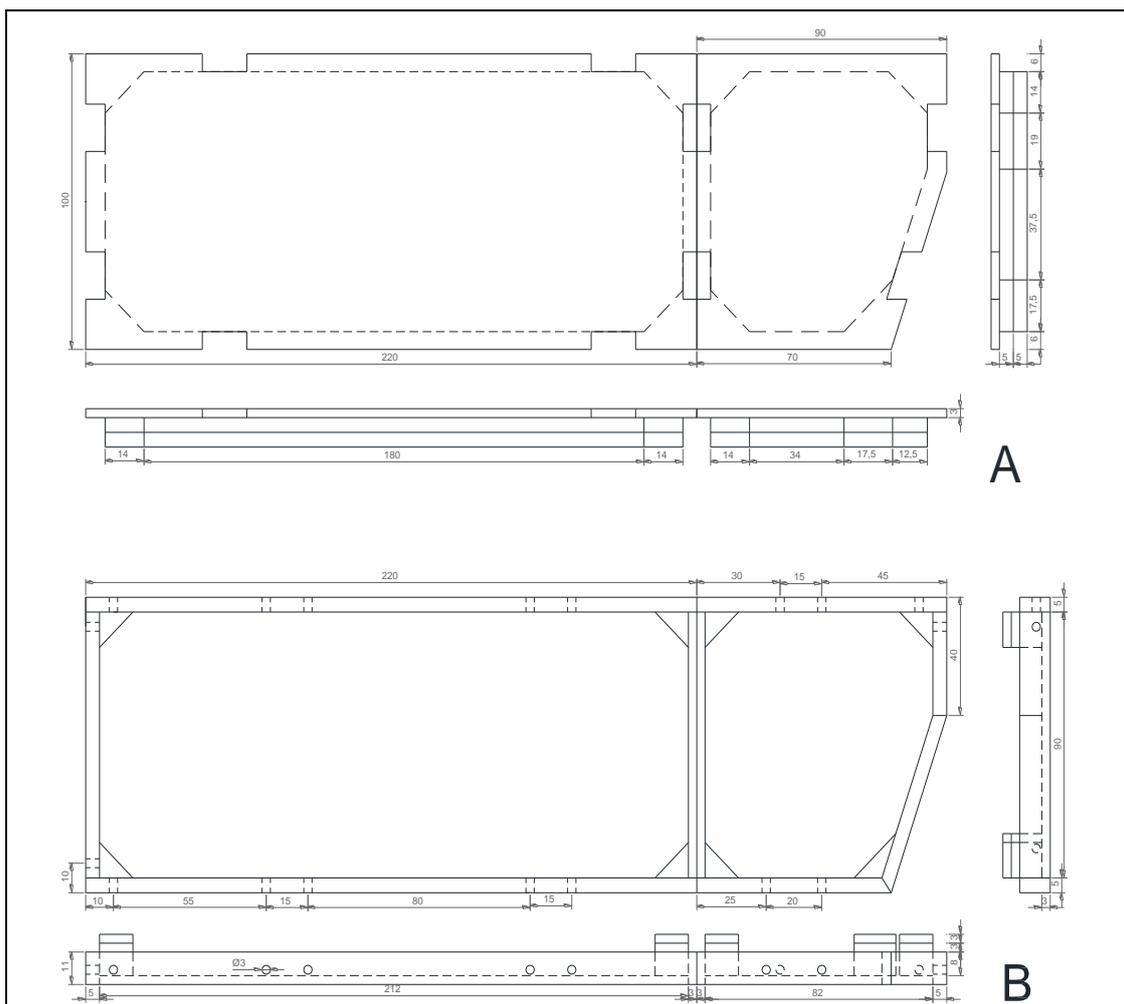


Figura 13. A. Diferentes vistas e dimensões da parte superior do sapato do pé direito do protótipo. B. Diferentes vistas e dimensões da parte inferior do sapato do pé direito do protótipo.

O sistema completo contém 32 sensores de força. Cada sapato do protótipo engloba 16 sensores, 8 colocados com orientação horizontal para medir a componente vertical das forças de reação da superfície de apoio, e daí o cálculo da localização do CoP, e 8 colocados nos cantos das duas partes

do sapato orientados na vertical que levam ao cálculo das componentes horizontais das forças de reação da superfície de apoio.

Nos cantos do sapato foram feitos cortes de 45° por forma a utilizar um único sensor para decompor as forças aplicadas na horizontal em dois componentes distintas. Com as informações das componentes desses 8 sensores são calculadas as forças de tensão tangenciais atuando ao longo da superfície de apoio.

Os sensores de força utilizados são os sensores FlexiForce A201 da Tekscan®, com uma gama de forças de 0-4440 Newtons, que são circuitos impressos ultra finos e flexíveis. Os sensores são construídos por duas camadas de substrato de filme (poliéster). Em cada camada é aplicado um material condutor (cobre), seguido por uma camada de tinta sensível à pressão. Por fim, utilizam-se adesivos para laminar as duas camadas de substrato para formar o sensor de força como mostra a Figura 14.

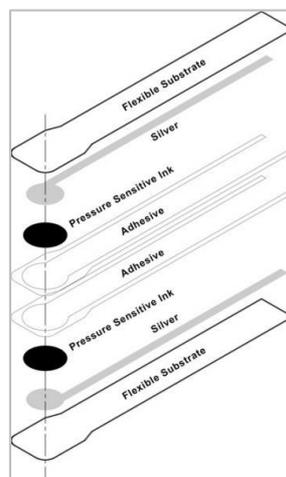


Figura 14. Constituição do sensor FlexiForce A201.

A área ativa de deteção é definida pelo círculo de prata na parte superior da tinta sensível à pressão. A camada de prata estende-se desde a área sensível até os conetores na outra extremidade do sensor, formando os fios condutores. Os sensores são terminados com pinos machos quadrados, em que os dois externos do conetor são ativos e o pino central é inativo. Na Tabela 2 encontram-se as propriedades físicas do sensor.

Sendo a superfície de contacto com o sensor superior ao diâmetro do sensor, utilizou-se discos de suporte e calços, objetos colocados entre a área

de detecção de carga e a superfície de contacto, para assegurarem que o sensor captura 100% da carga aplicada.

Tabela 2. Propriedades físicas do sensor FlexiForce A201.

CARACTERÍSTICAS	UNIDADES
Espessura	0,203 (mm)
Comprimento	152 (mm)
Largura	14 (mm)
Diâmetro Área Sensível	9,53 (mm)
Conectores	3

Por forma a não haver desvios no local de aplicação da força à área sensível do sensor optou-se por utilizar calços com o formato de semiesferas, de material termorígido, com o diâmetro da base igual ao diâmetro da área sensível do sensor, uma vez que tais desvios levam a comportamentos diferentes do sensor, causando erros de leitura.

Os discos foram utilizados na parte inferior da zona sensível dos sensores por forma a permitir que as forças sejam distribuídas somente na área sensível do sensor e não nas partes do sensor circundantes a esta zona. Os discos têm uma espessura de 0,5 mm e diâmetro igual ao da zona sensível dos sensores.

Assim, o sensor fica entre as duas partes do sapato, a semiesfera e o disco, como “queijo entre duas fatias de pão” como mostra a imagem da Figura 15.

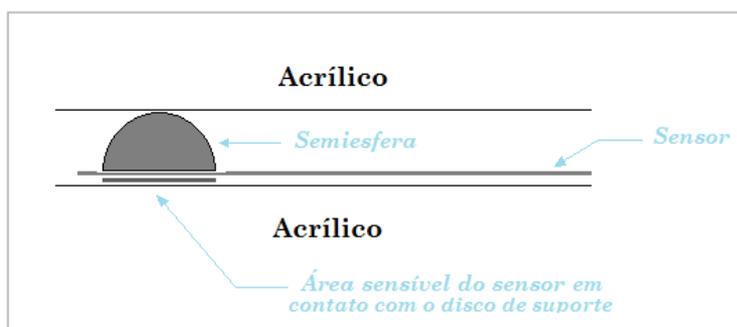


Figura 15. Representação da utilização da semiesfera e do disco no contacto com o sensor por forma a centralizar a força e distribuir 100% da carga à área sensível do sensor.

A localização e enumeração dos sensores pelos sapatos, e os sistemas de referências utilizados para cada pé encontram-se representados na Figura 16 abaixo.

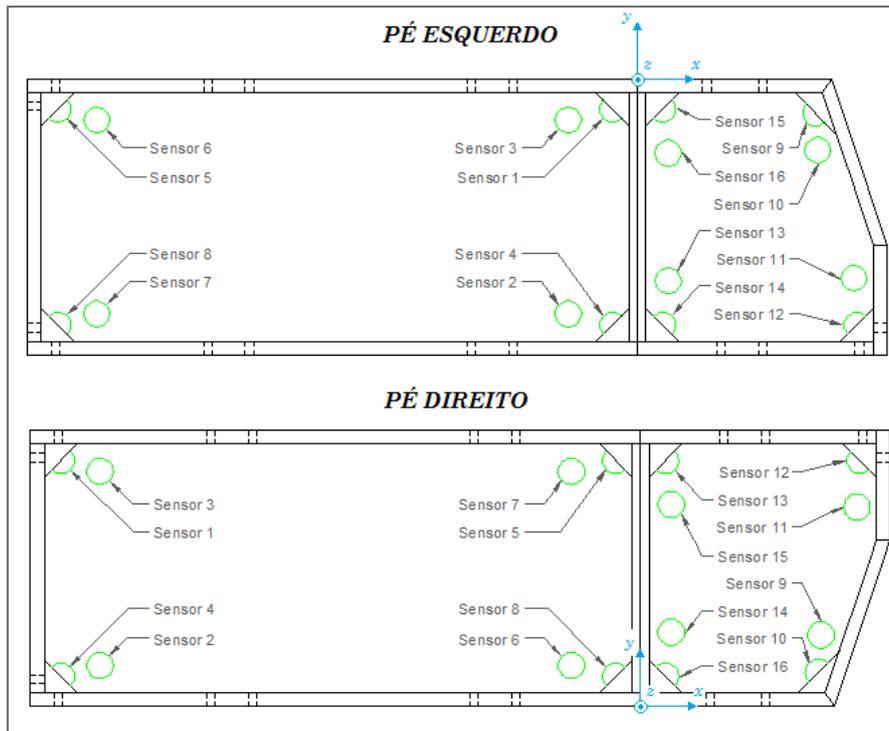


Figura 16. Localização e enumeração dos sensores pelos sapatos, e os sistemas de referências utilizados para cada sapato do protótipo.

O sentido do eixo do x é do retro-pé para o ante-pé, o do eixo y é do arco longitudinal medial ao arco longitudinal lateral no caso do pé esquerdo e do arco longitudinal lateral ao arco longitudinal medial no caso do pé direito, e o do z para cima, perpendicular a superfície de apoio dos sapatos.

De seguida, na Figura 17 e Figura 18 apresentam-se imagens do aspeto final do protótipo do sapato desenvolvido.



Figura 17. Imagem em perspectiva do protótipo do sapato do pé direito.



Figura 18. Combinação de fotos do protótipo do sapato desenvolvido.

Os fios que vão ligar aos sensores são ligados à conectores fêmeas na outra extremidade, e estes por sua vez conectam-se às régulas de pinos que se encontram soldadas na PCB. Todo o *hardware* encontra-se dentro de uma caixa e os pinos de ligação, o botão de ligar e deligar, e os LEDs indicativos encontram-se à vista. As instruções de ligação das fichas dos sensores à caixa são apresentadas no Anexo A.

3.2 Hardware

As rotinas de controlo são partes fundamentais do sistema, permitindo a aquisição e envio com verificação de erros dos valores dos sensores para o computador. Rotinas essas hospedadas e realizadas por sistemas de microcontroladores.

Escolheu-se utilizar a placa com o microcontrolador incorporado Arduino Mega 2560 (Figura 19) por ser muito flexível, *user friendly*, de dimensões consideravelmente reduzidas, e conter 16 entradas analógicas iguais às necessidades de cada sapato para ler os valores dos sensores.



Figura 19. Placa com microcontrolador incorporado Arduino Mega 2560.

O Arduino Mega 2560 é baseado no microprocessador ATmega2560. Contém 54 pinos de entradas/saídas digitais, 16 entradas analógicas, 4 UARTs (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*), um oscilador de cristal de 16MHz, uma conexão USB, um conector de alimentação e um botão de *reset*, entre outras características que o tornam versátil.

A placa pode ser alimentada via a conexão USB ou com uma fonte de alimentação externa, sendo a fonte de alimentação selecionada automaticamente. A tensão de operação são 5 volts sendo a tensão de entrada recomendada especificada para o intervalo dos 7 aos 12 volts. Para o projeto concebido usam-se pilhas de 9 volts recarregáveis Ni-MH de 200 mAh.

Para adquirir os valores dos sensores e incorporar o módulo Bluetooth para comunicação com o computador foi desenvolvido uma PCB (*Printed Circuit Board*) com as devidas dimensões por forma a encaixar por cima do Arduino Mega 2560. A alimentação da PCB é fornecida a partir da placa Arduino Mega 2560, em que o circuito do módulo Bluetooth é alimentado pelos 3.3 volts fornecidos pelo regulador de tensão do Arduino Mega 2560, e

os circuitos dos sensores alimentados por um regulador de 5 volts que têm à sua entrada a tensão fornecida pela fonte de alimentação externa à placa Arduino Mega 2560. O esquemático do circuito da placa da PCB desenvolvida encontra-se no Anexo B.

Como os sensores utilizados são transdutores passivos requerem uma fonte de energia externa. Os sensores atuam como uma resistência variável num circuito elétrico. Quando o sensor encontra-se descarregado, a sua resistência é muito elevada (maior que 5 M Ω), decrescendo exponencialmente quando aumenta-se a força aplicada à ele.

A saída é medida pela variação da corrente num circuito divisor de tensão, que posteriormente será convertido para valores digitais por um ADC (*Analog-to-Digital Converter*) de 10 bits interno do ATmega2560. A escolha do circuito divisor de tensão (Figura 20) em detrimento do circuito amplificador recomendado pelo fabricante teve em conta o tamanho da PCB que é limitada pelas dimensões do Arduino Mega 2560. Após a calibração do sensor a resistência de referência foi definida para 120 k Ω por forma a obtermos uma maior gama de variação na saída do circuito.

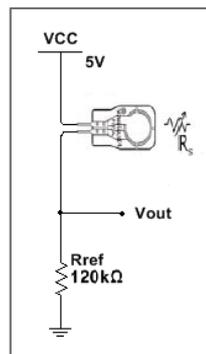


Figura 20. Circuito de medição dos valores dos sensores.

As comunicações entre as placas e o computador são estabelecidas por Bluetooth através de dois módulos Bluetooth RN42-I/RM da Microchip, da classe 2 e versão Bluetooth 2.1 + EDR. A implementação da interface física é por UART, opera sobre a faixa de frequência dos 2.402 GHz aos 2.48 GHz, e uma faixa de recepção de sinal de 20 metros.

Para que seja possível o *reset* de fábrica por *software* dos módulos Bluetooth, o pino PIO4 foi conetado à resistência de 10 k Ω e à entrada

digital 2 do Arduino. Os estados de conexão são indicados pelos pinos PIO2 e PIO5. O PIO5 é ligado a um LED (*light-emitting diode*) vermelho que pisca a várias frequências para indicar os diferentes estados de operação (Tabela 3). O PIO2 é uma saída que diretamente reflete o estado da conexão, aceso quando conectado, e apagado quando desconetado. Os pinos RX e TX do módulo Bluetooth conectam-se aos pinos TX e RX da comunicação UART0 do Arduino Mega 2560 respectivamente.

Tabela 3. Indicação dos modos de estado do Módulo Bluetooth através do piscar do LED vermelho.

MODO	FREQUENCIA DO PISCAR DO LED VERMELHO
Configurando	10 Vezes por segundo
Iniciando/ Temp. Config.	2 Vezes por segundo
Descoberta/Perguntando/Inativo	Uma vez por segundo
Conetando	0 Vezes

A ligação dos sensores às placas são feitas por flat cable que vão ligar às partes superiores através de pinos machos quadrados de ligação. Os *layouts* finais de cima e de baixo da PCB ficaram com os aspetos representados nas Figura 21 e Figura 22 respetivamente, abaixo representados.

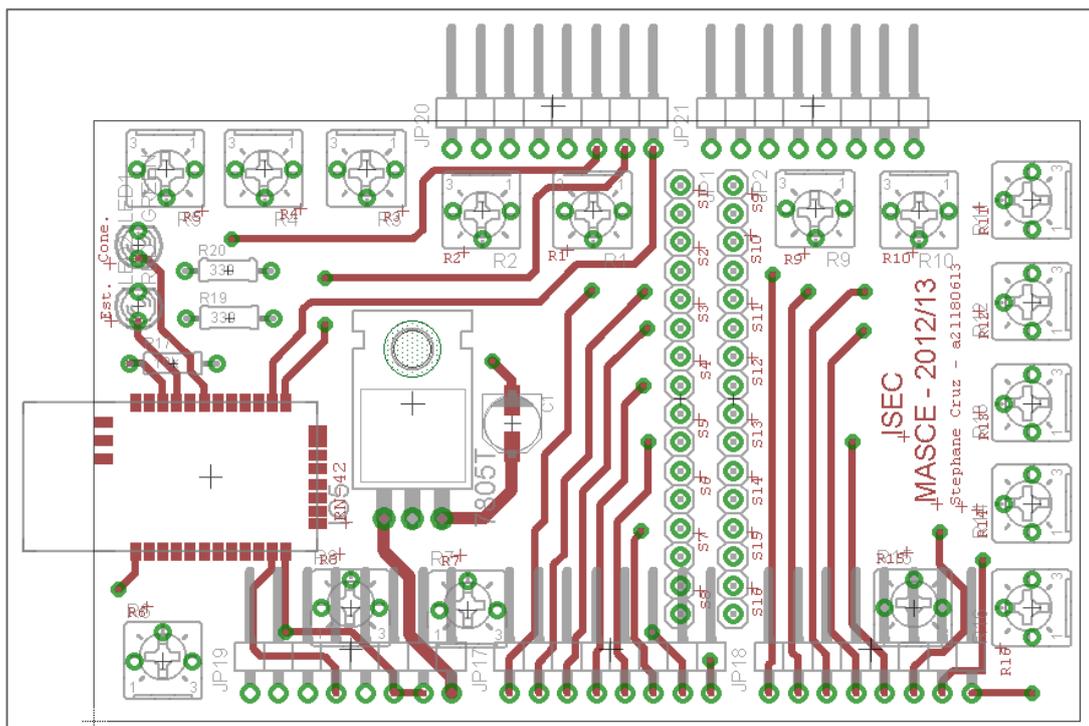


Figura 21. *Layout* de cima do PCB da *shield* para aquisição dos valores dos sensores e incorporação do módulo Bluetooth.

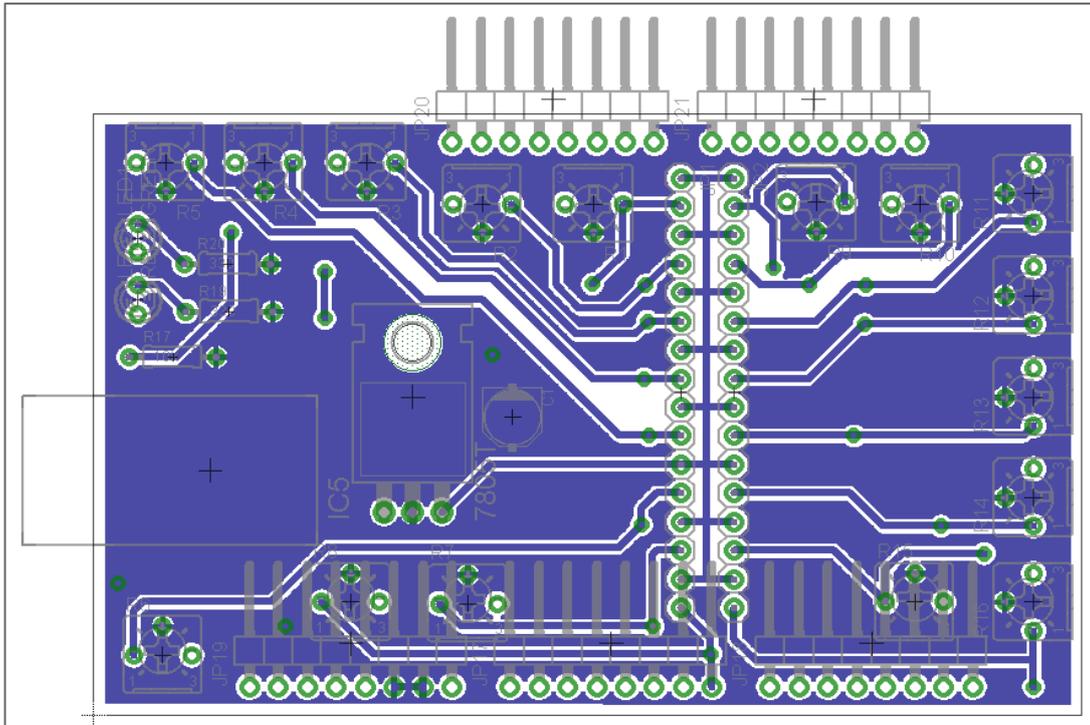


Figura 22. Layout de baixo do PCB da shield para aquisição dos valores dos sensores e incorporação do módulo Bluetooth.

Após a impressão da PCB e a soldadura dos componentes obteve-se a placa resultante que se pode observar na Figura 23, encaixada na parte superior da placa Arduino Mega 2560.

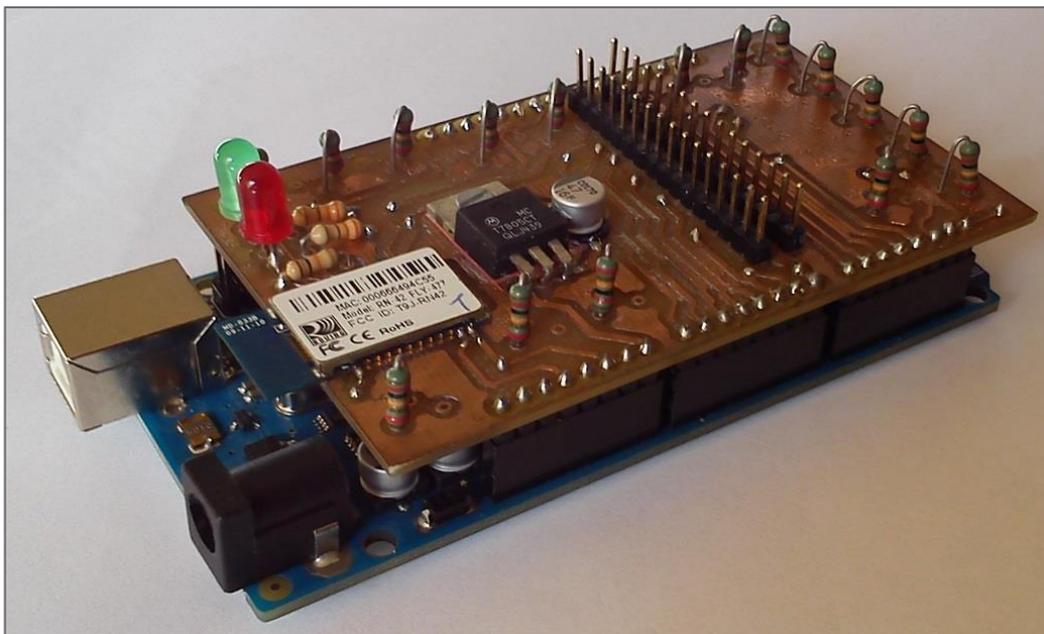


Figura 23. Vista de perfil da PCB de aquisição e transmissão dos dados dos sensores de força.

3.3 Calibração dos Sensores

Os sensores *FlexiForce* utilizados são incorporados num circuito de conversão de resistência em tensão. Então, é estabelecido um meio de calibração para converter a saída para a unidade de força expressa em Newtons.

Antes de proceder a calibração é feita o condicionamento do sensor por forma a melhorar a sua precisão. O processo de condicionamento consiste em colocar 110% do peso de teste no sensor, deixá-lo estabilizar, e depois retirar o peso. Um processo que deve ser repetido quatro ou cinco vezes. Este processo é necessário para sensores novos, e para sensores que não tenham sido utilizados por um longo período de tempo.

Para calibrar, aplica-se um conjunto de forças conhecidas ao sensor e regista-se a saída em tensão para cada uma das forças.

Foi utilizado um suporte mecânico por forma a empilhar e equilibrar os diferentes pesos mortos utilizados na calibração. Assim garantiu-se a centralização de todo o peso sobre a área sensível do sensor (Figura 24). Utilizou-se também o calço e o disco de suporte na calibração, como utilizadas quando da realização dos testes, garantindo assim o mesmo comportamento da tensão em função da força nas duas condições.



Figura 24. Suporte mecânico para empilhar e equilibrar os pesos sobre a zona sensível do sensor.

Calibrou-se um só sensor e a curva de calibração obtida foi considerada igual para todos os outros sensores. Os valores das forças utilizadas vão dos 10 as 110 Newtons com um incremento de 10 Newtons e por fim um peso de

400 Newtons por forma a garantir o comportamento da curva, como apresentado em [26].

Depois de conhecido a relação entre as forças e a tensão, adicionou-se a linha de tendência, exponencial, que corresponde com maior proximidade aos valores de calibração. Os resultados da calibração podem ser visualizados no gráfico da Figura 25.

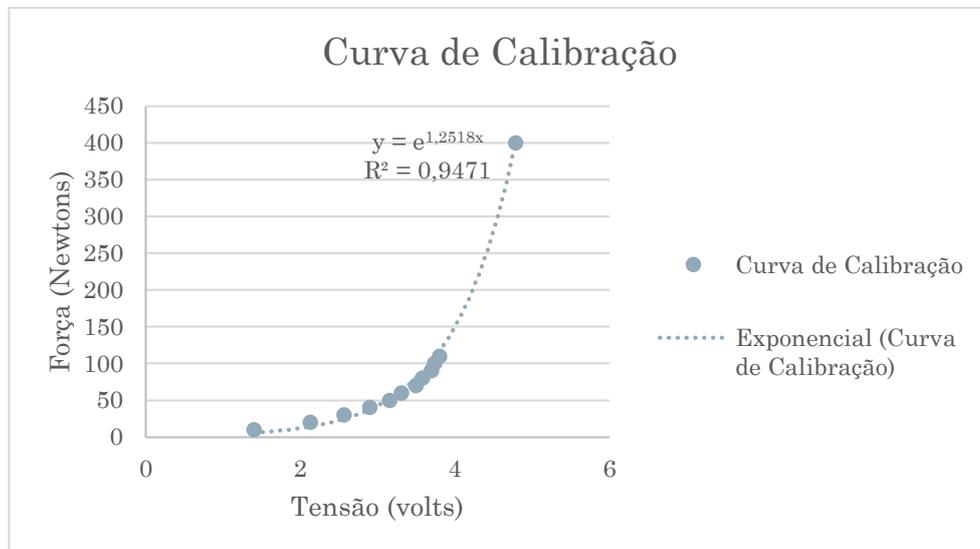


Figura 25. Curva de calibração de sensor de força.

A equação que relaciona a força e a tensão, exponencialmente crescente, representada na Figura 25 encontra-se abaixo:

$$F = e^{1,2518 \cdot T} \quad (1)$$

onde F é a força em Newtons e T a tensão à saída do circuito de cada sensor.

Pela expressão obtida garantimos que, para cada sensor, o valor máximo de força aplicada é de 522,7 Newtons. No *Toe Off*, momento inicial da fase de balanço do andar, o peso do corpo é distribuído pelos dois sensores periféricos em contacto com os dedos. Condição que leva a que o protótipo esteja restringido a pessoas com peso igual ou inferior a 104,5 kg.

Devido ao comportamento exponencial crescente da relação da força em função da tensão, para valores próximos da saturação do sistema, os 5 volts, no máximo temos uma resolução em força de 0,319 Newtons (correspondente aproximadamente a 31,9 gramas).

A estrutura mecânica do protótipo do sapato leva a que as forças aplicadas sobre os sapatos que são distribuídos pelos oito sensores com orientação na horizontal não sejam iguais consoante a localização do CoP.

Por forma a calibrar o valor da força Fz e a localização do CoP no eixo x e y , foi realizado um processo de calibração por *software*. Este processo consiste em utilizar constantes multiplicativas para acertar os valores das forças e do CoP através da leitura das forças dos 8 sensores orientados na horizontal, tendo em conta as suas posições nos eixos de referência respetivos.

A calibração do sapato é feita aplicando forças conhecidas em cada um dos oito pontos (localização dos sensores) de calibração pretendidos, sequencialmente. O mesmo peso é colocado em cada localização dos sensores, e para cada localização são registadas todas as oito forças. Assim, para cada peso, temos uma matriz de forças 8x8 e através dos sistemas de equação (2) e (3), são calculados as constantes de correção de força, e as de correção da localização do CoP no eixo do x e y .

$$\begin{cases} x_{CoP_n} = \frac{\sum_{i=1}^8 k_i \cdot x_i \cdot F_i}{\sum_{i=1}^8 l_i \cdot F_i} \\ F = \sum_{i=1}^8 l_i \cdot F_i \end{cases} \quad (2)$$

$$\begin{cases} y_{CoP_n} = \frac{\sum_{i=1}^8 m_i \cdot y_i \cdot F_i}{\sum_{i=1}^8 l_i \cdot F_i} \\ F = \sum_{i=1}^8 l_i \cdot F_i \end{cases} \quad (3)$$

onde x_{CoP_n} → localização do CoP no eixo x
 y_{CoP_n} → localização do CoP no eixo y
 x_i → localização do sensor i no eixo x
 y_i → localização do sensor i no eixo y
 F_i → força aplicada no sensor i
 F → força de calibração
 l_i → constante de correção do valor da força do sensor i

k_i → constante de correção da localização do CoP no eixo x
do sensor i
 m_i → constante de correção da localização do CoP no eixo y
do sensor i

Por fim, após a extração dos dados de calibração, para cada sensor foi feito uma média dos valores das constantes para o processo de correção por *software* dos valores lidos.

Para o processo de calibração do sapato foi desenvolvido um GUI (*Graphical User Interface*) em MATLAB, cujas funcionalidades encontram-se explicadas no Anexo C. A função em MATLAB que implementa as equações (2) e (3) encontra-se no Anexo D. Quanto as constantes de correção, os valores obtidos da calibração encontraram-se no Anexo E.

3.4 Firmware

A configuração da comunicação serial, leitura dos valores dos sensores a partir do ADC, gerar do código CRC (*Cyclic Redundancy Code*), empacotamento dos dados a transmitir, e envio dos dados para o computador fazem parte do o conjunto de instruções operacionais programadas no Arduino Mega 2560.

A comunicação serial entre as placas de aquisição e o computador é estabelecida seguindo a parametrização seguinte: *Bit Rate*: 115200 bits/segundo; Bits de Dados: 8; Paridade: *none*, *Flow Control*: *none*; e *Stop Bit*: 1. Além de configurado o *bit rate*, foi feito a otimização de latência através da configuração do bit de latência no *firmware* dos módulos Bluetooth, e definido o *Configuration Timer* para 10, que representa a janela temporal, o número de segundos, onde pode-se entrar no modo de configuração remota sobre Bluetooth após ligar a alimentação.

Os valores dos sensores são convertidos de analógicos para digitais através do ADC interno do Arduino Mega 2560 de 10 bits. A tensão de referência utilizada como entrada de referência é configurada para 5 volts. Isso corresponde ao mapeamento de valores de tensão de entrada variando

de 0 a 5 Volts em números inteiros entre 0 e 1023, o que dá uma resolução de 4,9 mV.

As operações globais a correrem no Arduino Mega 2560 são representadas nas Figura 26 e Figura 27.

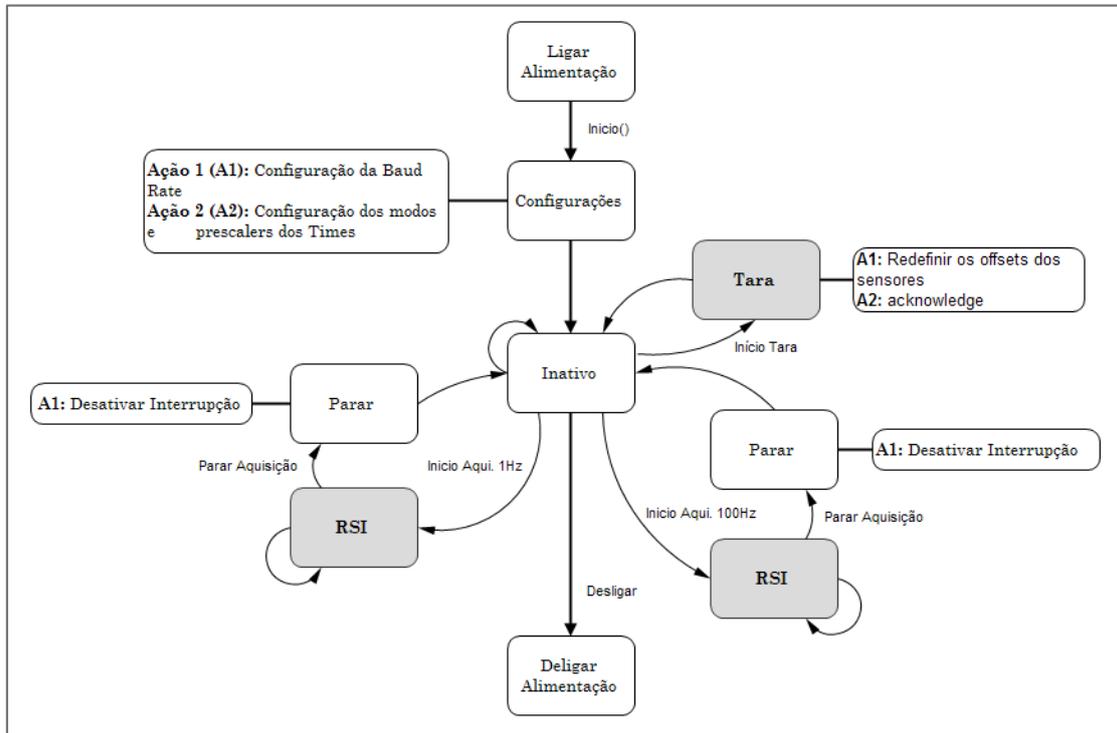


Figura 26. Diagrama de estados das operações do *firmware*.

Existe quatro modos em que o Arduino pode operar, aquisição dos valores dos sensores à frequência de amostragem de 100 Hz, outra a 1 Hz, o modo tara, e o modo inativo (Figura 26).

Em [27] foram examinados os efeitos da pressão plantar utilizando 4 frequências de amostragem e reportou que dados de pressão adquiridos entre 45 e 100Hz são adequados para o andar. Sendo essas frequências dependentes do movimento dos pés, assume-se esse mesmo intervalo de dados para o sistema de aquisição desenvolvido.

Após o comando, a partir do computador, para entrar no modo de aquisição dos valores dos sensores à frequência de amostragem de 100Hz é ativado a interrupção do temporizador 1 de 16 bits funcionando no modo CTC (Clear Timer on Compare Match) e *prescaler* de 1:64.

Na aquisição à frequência de amostragem de 1Hz é ativado a interrupção do temporizador 3 de 16 bits também funcionando no modo CTC e com um *prescaler* de 1:64.

Nesses dois modos anteriores, após a *flag* de interrupção ser ativada é chamada a RSI (Rotina de Serviço à Interrupção), Figura 27, a ser executada.

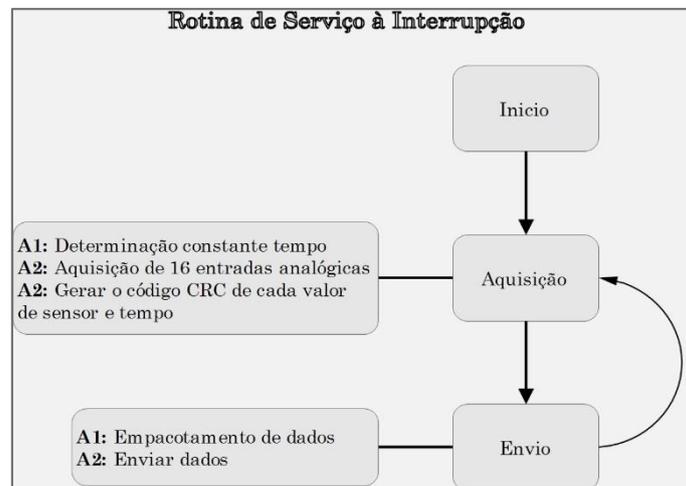


Figura 27. Diagrama de estados da Rotina de Serviço à Interrupção.

Na RSI, para cada instante de amostragem é calculado o tempo diferencial correspondente ao instante da amostragem dos valores dos sensores, baseado no tempo desde que o Arduino começou a correr o programa, e é feita a leitura dos 16 valores dos sensores nesse instante. Depois da aquisição desses valores, são calculados os valores de CRC para cada valor dos sensores e para o tempo que posteriormente são empacotados e enviados ao computador.

No modo tara, o Arduino lê os valores dos sensores e define os offsets para cada sensor, que são enviados e guardados no computador que depois será extraído ao valor da força. O objetivo deste modo é anular o peso intrínseco do protótipo do sapato, não afetando assim os valores à serem lidos.

No modo inativo o sistema fica em espera até receber um comando para iniciar um dos modos anteriormente referidos.

De seguida, na subsecção 3.4.1 é apresentado o código de verificação de erros escolhido para detetar a ocorrência de erros de transmissão, e na

subsecção 3.4.2 é explicado o protocolo de comunicação desenvolvido para a comunicação entre a placa de aquisição e o computador.

3.4.1 Código de Verificação de Erros

Por forma a detetar erros e garantir a integridade dos dados em transmissões de comunicação e armazenamento utilizou-se o CRC que é um código detetor de erros que gera um valor expresso em poucos bits com base num número maior de dados.

Matematicamente, um CRC pode ser descrito como se tratando de uma palavra de dados binários equiparado a um polinómio através de Campo de Galois, em que cada bit corresponde a uma potência de x num polinómio, e realizando uma divisão polinomial por um polinómio gerador $G(x)$ que é comumente chamado de polinómio CRC (um CRC de M-bit baseia-se num polinómio gerador de grau M) [28]. O resultado dessa operação de divisão fornece um valor de deteção de erro que é enviado como um FCS (*Frame Check Sequence*) na rede de mensagens e guardado como um dado de verificação de integridade.

A sua implementação em *software* torna-se numa convolução bit-a-bit (*bitwise*) entre a palavra do dado e uma versão binária do polinómio do CRC.

A deteção de erros é realizada pela comparação entre o FCS computadorizado tende em base a informação transmitida e/ou armazenada e o FCS originalmente computadorizado que foi enviado e/ou guardado juntamente com a informação original. Um erro é detetado quando o valor do FCS computadorizado e o do FCS guardado forem diferentes.

O CRC é considerado a primeira linha na defesa contra a corrupção de dados em redes. Infelizmente muitos polinómios CRC habitualmente utilizados providenciam uma menor capacidade de deteção de erros àquela que deveriam. Em [28] é apresentado um conjunto de métodos para seleção do polinómio CRC com base em varias características inerentes ao CRC, tendo em conta a otimização da deteção de erros. Através dos vários métodos apresentados em [28], para o trabalho em questão foi escolhido o DARC-6

apresentando melhores resultados, cujo polinómio é expresso pela equação abaixo representado:

$$G(x) = (x + 1)(x^5 + x^4 + x^2 + x + 1) \quad (4)$$

A implementação em *software* do CRC é feita com base na divisão Módulo-2, em que o resto dessa divisão da palavra dos dados pela representação binária do polinómio é o valor do CRC.

Como utilizou-se um ADC de 10 bits para aquisição, o CRC foi aplicado somente sobre os 10 primeiros bits menos significativos desses valores por forma a aumentar a eficiência do código. Quanto ao tempo referente a cada leitura, foi gerado o valor do CRC tendo em conta 26 possíveis bits constituintes da palavra binária correspondente.

O facto de serem precisos somente 10 bits dos 16 bits de cada palavra do valor dos sensores, fez também com que se escolhe um CRC de 6-bit, permitindo que através do empacotamento os 6 bits inutilizados do dado fossem aproveitados para enviar o FCS correspondente.

3.4.2 Protocolo de Comunicação

A comunicação entre as placas de aquisição e o computador é estabelecida via Bluetooth substituindo um cabo RS-232, dando maior mobilidade ao protótipo. Cada sapato estabelece uma ligação Bluetooth ao computador, independentes um do outro.

Os dois módulos Bluetooth apresentam-se na diretoria de dispositivos Bluetooth da Windows como um Serviço *Serial Port Profile* (SPP) com os nomes “Pé Direito” e “Pé Esquerdo”. Para emparelhar com os módulos clica-se duas vezes sobre o nome do dispositivo e seguir o menu. Durante o processo inicial de emparelhamento deve-se inserir um código que deve corresponder ao guardado nos módulos Bluetooth, que neste caso é o “1234”.

As operações executadas pelas placas de aquisição são controladas a partir do *software* de controlo executado pelo MATLAB a correr no computador. A mesma ordem de execução de operação é enviada as duas placas e executadas sempre pelas duas placas em simultâneo

O envio do caracter *s* é interpretado pelas placas como o início da aquisição dos valores dos sensores com uma frequência de amostragem de 100 Hz, o caracter *e* dá início à aquisição dos valores dos sensores com uma frequência de amostragem de 1 Hz, o caracter *r* pára as aquisições dos valores dos sensores, e o carater *t* permite executar a operação tara sobre os sapatos.

Os dados são enviados ao computador sob a forma de tramas, ocupando 47 bytes. O início das tramas a transmitir é formado por cinco carateres “A”, e o fim por 5 carateres “U” e pelo CR (*Carriage Return*). A informação a transmitir, localizado entre o início e o fim da trama, é constituída pelo tempo correspondente ao instante de amostragem e os valores da leitura dos 16 sensores, cada um seguido pelo correspondente CRC (Tabela 4).

Tabela 4. Quadro do formato das Tramas de comunicação.

Campo	Início ("A"x5)	Tempo	FCS	Sensor 1	FCS	...	Sensor 16	FCS	Fim ("U"x5)	C R
Bits	40	26	6	10	6	...	10	6	40	8

O processo de empacotamento é realizado com operações bit-a-bit, permitindo assim uma utilização mais eficaz do espectro do canal rádio utilizado.

3.5 Software

O *software* para controlo de todo o sistema e tratamento dos dados adquiridos durante a realização dos testes com o protótipo foi desenvolvido no MATLAB, versão R2013a, da MathWorks®.

A configuração das diretorias e a organização dos ficheiros constituintes do *software* e os provenientes da sua utilização encontra-se representado na Figura 28.

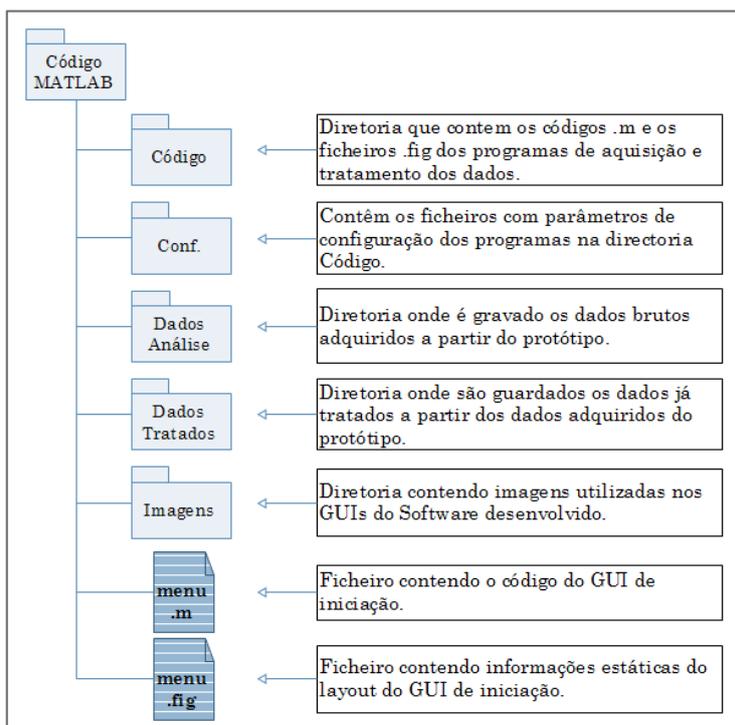


Figura 28. Configuração das diretorias do Software de Aquisição e Análise dos Dados do Protótipo desenvolvido em MATLAB.

O programa inicia-se com um menu permitindo a escolha do módulo de funcionamento, Capturar o Andar ou Caracterizar o Andar, e disponibiliza informações a cerca do *software* desenvolvido (Figura 29).



Figura 29. Layout da janela inicial do Software de aquisição e análise do andar humano desenvolvido.

Nas subsecções a seguir são descritas os dois módulos criados para gerir o sistema e tratar os dados. A subsecção 3.5.1 retrata o Módulo Capturar o Andar enquanto o Módulo Caracterizar o Andar é retratado na subsecção 3.5.2.

3.5.1 Módulo Capturar o Andar

No Módulo Capturar o Andar, há possibilidade de realizar dois modos de aquisição dos valores dos sensores do protótipo, o modo *online* e o modo *offline*.

Independentemente do modo que se pretende operar, pode-se realizar a operação Tara, cujo funcionamento é descrito no subcapítulo 3.4.

Antes de qualquer aquisição deve-se estabelecer a comunicação serial entre o computador e as duas placas de aquisição dos sapatos do protótipo. As ligações são estabelecidas através das duas portas COM emuladas pela comunicação Bluetooth, estabelecidas entre o módulo Bluetooth do computador e cada um dos módulos das placas de aquisição.

Os códigos referentes a abertura da porta COM, leitura da porta COM, e escrita para a mesma são escritos em linguagem C por forma a melhorar a performance dessas operações. Esses códigos em linguagem C são compilados, dando origem a funções MEX (MATLAB *Executable*) podendo ser chamados pelo MATLAB.

Estando no modo *offline* a aquisição dos valores dos sensores é realizado à frequência de amostragem de 100Hz. No final da aquisição os dados podem ser guardados na diretoria Código MATLAB/Dados_Análise mantendo o formato como foram enviados a partir do Arduino Mega 2560. Os ficheiros são guardados em formato *.mat*, que depois serão abertos no módulo Caracterizar o Andar para tratamento dos dados.

O modo *online* permite verificar as condições estáticas do protótipo dos sapatos, permitindo a verificação das forças de tensão tangenciais, forças de reação da superfície de apoio, o CoP no eixo *x* e no eixo *y*, e as forças exercidas em cada um dos sensores em cada instante, para cada pé. A

aquisição das forças neste modo é realizada à frequência de amostragem de 1 Hz.

A enumeração e posicionamento de todos os sensores, e o posicionamento e orientação dos eixos de referência para cada sapato do protótipo, para melhor compreensão dos cálculos aqui representados, podem ser verificados na Figura 16.

O cálculo da força de tensão tangencial ante-posterior, correspondente a força F_x , é calculado com base nas 8 forças exercidas nos sensores orientados na vertical. Esse cálculo, para o pé esquerdo, é expresso pela seguinte equação:

$$F_{x_E} = \left[\left(F_{1,x_E} + F_{4,x_E} + F_{9,x_E} + F_{12,x_E} \right) - \left(F_{5,x_E} + F_{8,x_E} + F_{14,x_E} + F_{15,x_E} \right) \right] \times \frac{\sqrt{2}}{2} \quad (5)$$

O cálculo da força de tensão tangencial ante-posterior para o pé direito é dado pela seguinte equação:

$$F_{x_D} = \left[\left(F_{5,x_D} + F_{8,x_D} + F_{10,x_D} + F_{12,x_D} \right) - \left(F_{1,x_D} + F_{4,x_D} + F_{13,x_D} + F_{16,x_D} \right) \right] \times \frac{\sqrt{2}}{2} \quad (6)$$

Para calcular a força de tensão tangencial medial-lateral, correspondente a força F_y , também utiliza-se o valor das 8 forças exercidas nos sensores orientados na vertical. A equação abaixo representa o referido cálculo para o sapato do pé direito:

$$F_{y_D} = \left[\left(F_{1,y_D} + F_{5,y_D} + F_{12,y_D} + F_{13,y_D} \right) - \left(F_{4,y_D} + F_{8,y_D} + F_{10,y_D} + F_{16,y_D} \right) \right] \times \frac{\sqrt{2}}{2} \quad (7)$$

Para o sapato do pé esquerdo o valor da força de tensão tangencial medial-lateral é expresso pela equação abaixo:

$$F_{y_E} = \left[\left(F_{1,y_E} + F_{5,y_E} + F_{9,y_E} + F_{15,y_E} \right) - \left(F_{4,y_E} + F_{8,y_E} + F_{12,y_E} + F_{14,y_E} \right) \right] \times \frac{\sqrt{2}}{2} \quad (8)$$

Os posicionamentos dos sensores orientados na vertical têm uma rotação de $m \times 45$ graus, sendo m um número inteiro, em torno do eixo z do

sistema de referências de cada pé. Isto porque a parte do protótipo onde foram colocados tem um corte de 45° , como mostra a Figura 30.

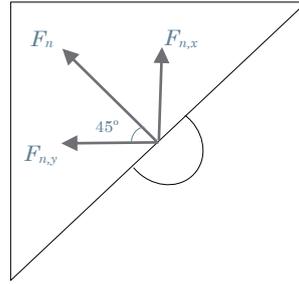


Figura 30. Esquema representativo das duas componentes das forças aplicadas nos sensores orientados na vertical.

Sendo assim, para o cálculo das forças de tensão tangencial considerou-se as componentes das forças aplicadas na horizontal. O cálculo da componente no eixo do x e da no eixo do y dessas forças é representado pelas duas equações abaixo:

$$F_{n,x} = F_n \times \sin 45 = F_n \times \frac{\sqrt{2}}{2}, \text{ sendo } n \text{ o número do sensor} \quad (9)$$

$$F_{n,y} = F_n \times \cos 45 = F_n \times \frac{\sqrt{2}}{2}, \text{ sendo } n \text{ o número do sensor} \quad (10)$$

Assim, de acordo com as equações (9) e (10), explica-se a presença da constante $\frac{\sqrt{2}}{2}$ nas equações (5), (6), (7), e (8).

Para calcular a componente vertical da força de reação da superfície de apoio, correspondendo a força F_z , utiliza-se os valores das forças dos sensores dos sapatos orientados na horizontal. O valor de F_z para o sapato do pé direito e o do pé esquerdo são expressas pelas equações (11) e (12) respectivamente, representadas abaixo.

$$F_{zD} = F_{2D} + F_{3D} + F_{6D} + F_{7D} + F_{9D} + F_{12D} + F_{14D} + F_{15D} \quad (11)$$

$$F_{zE} = F_{2E} + F_{3E} + F_{6E} + F_{7E} + F_{10E} + F_{11E} + F_{13E} + F_{16E} \quad (12)$$

O cálculo do CoP é feito com base nos valores dos sensores que medem as forças verticais de reação da superfície de apoio. As equações (13) e (14), abaixo, representam o cálculo do CoP no eixo x e no eixo y respetivamente,

$$CoP_x = \frac{\sum_{i=1}^8 x_i \times F_i}{\sum_{i=1}^8 F_i} \quad (13)$$

$$CoP_y = \frac{\sum_{i=1}^8 y_i \times F_i}{\sum_{i=1}^8 F_i} \quad (14)$$

onde x_i é a posição do sensor i no eixo x , y_i a posição do sensor i no eixo y , e F_i o valor da força exercida no sensor i .

De seguida é apresentado o aspeto da interface gráfica do Módulo Capturar o Andar e o seu funcionamento.

3.5.1.1 Layout do GUI Módulo Capturar o Andar

Na Figura 31 abaixo é apresentado o *Layout* do GUI do Módulo Capturar o Andar desenvolvido para o utilizador interagir com o sistema de aquisição, permitindo a visualização das variáveis do sistema, e controlo do sistema.

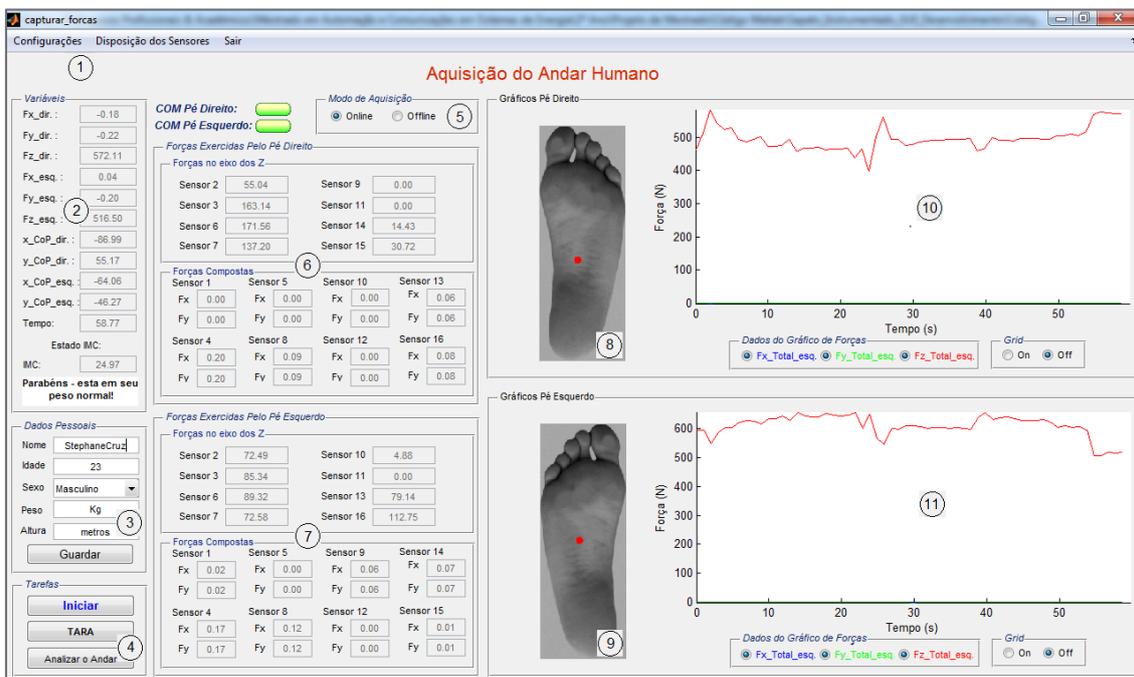


Figura 31. Layout do GUI do módulo Capturar o Andar.

De seguida, seguindo a enumeração apresentada na Figura 31, são descritas as funcionalidades do GUI do Módulo Capturar o Andar:

1. Na barra de menus encontra-se a Configuração, a Disposição dos Sensores, e o botão Sair. No menu configurações pode-se alterar parâmetros do próprio programa e principalmente estabelecer as comunicações serial com os sapatos. O botão de disposição dos sensores abre uma janela apresentando os sapatos, e o posicionamento e enumeração dos sensores. Por último tem-se o botão de Sair que permite sair do GUI e voltar ao GUI inicial do *software*.
2. Bloco de visualização numérica e instantânea das diferentes componentes da força de reação da superfície de apoio, a localização do CoP nos eixos x e y , o decorrer do tempo da aquisição, e também o IMC do sujeito de teste.
3. Menu de inserção dos dados do sujeito de teste, nome, idade, sexo, peso, e altura, permitindo calcular o IMC e identificar os ficheiros contendo os dados de teste depois de os gravar.
4. Menu de tarefas onde temos os botões Iniciar, Tara, e Analisar o Andar. O Botão Iniciar permite o início da aquisição dos valores das forças dos sapatos, o botão Tara permite realizar a operação Tara sobre os sapatos, e o botão Analisar o Andar permite mudar de módulo, abrindo a janela do módulo Caraterizar o Andar.
5. Conjunto de *Radio Button* permitindo escolher o modo de aquisição. Modos de funcionamento *Online* e *Offline* cujas funcionalidades são anteriormente descritas.
6. Visualização numérica e instantânea dos valores das forças dos 16 sensores do sapato do pé direito.
7. Visualização numérica e instantânea dos valores das forças dos 16 sensores do sapato do pé esquerdo.
8. Visualização gráfica da localização instantânea do CoP do pé direito.

9. Visualização gráfica da localização instantânea do CoP do pé esquerdo.
10. Visualização gráfica do histórico dos valores das três componentes da força de reação da superfície de apoio, permitindo selecionar individualmente ou em simultâneo a representação das forças F_x , F_y e F_z do pé direito.
11. Visualização gráfica do histórico dos valores das três componentes da força de reação da superfície de apoio, permitindo selecionar individualmente ou em simultâneo a representação das forças F_x , F_y e F_z do pé esquerdo.

3.5.2 Módulo Caracterizar o Andar

O Módulo Caracterizar o Andar foi desenvolvido tendo como objetivos a visualização e análise dos dados da aquisição a partir dos testes utilizando o protótipo dos sapatos.

Os dados antes de começarem a ser utilizados são verificados por forma a detetar existência de erros que tenham ocorridos durante a transmissão a partir do Arduino. Na existência de erros, devido ao formato das tramas, é possível os dados serem corrigidos através da interpolação utilizando o método *spline*. Na interpolação *spline* os valores interpolados são baseados numa interpolação cúbica dos valores dos pontos da vizinhança em cada dimensão respetiva.

Neste módulo há visualização gráfica, para cada pé, das forças de reação da superfície de apoio, as forças de tensão tangencial ante-posterior, as forças de tensão tangencial medial-lateral em função do tempo, e a localização do CoP. É visualizado também os valores dos sensores, em cada instante de tempo, bem como as forças de reação da superfície de apoio, as forças de tensão tangencial ante-posterior, as forças de tensão tangencial medial-lateral, e a localização do CoP. Também são representados graficamente as 3 componentes da força de reação da superfície de apoio e a localização do CoP num gráfico tridimensional.

A visualização dos dados é acompanhada por ferramentas que possibilitam uma melhor análise dos dados, tais como as operações de *zoom* e *pan*, e operações de deslocamento ao longo do tempo gradualmente ou diretamente ao instante que se pretende visualizar os dados.

Aos dados já tratados, pela correção dos erros de transmissão ou gravação através da verificação do código CRC, é-lhes aplicado o filtro Butterworth digital de segunda ordem. Além da visualização, esses dados, já tratados, também podem ser exportados com a extensão *.mat*. Isso permite que os dados sejam trabalhados noutros ambientes do MATLAB exteriores ao Módulo Caraterizar o Andar.

De seguida é descrito as características do filtro utilizado e a sua implementação em *software* (3.5.2.1), e também é apresentada a interface gráfica do Módulo Caraterizar o Andar e o seu funcionamento (3.5.2.2).

3.5.2.1 Filtro Butterworth Digital

Por forma a diminuir as componentes de ruído dos sinais dos sensores, antes de utilizá-los para calcular as variáveis desejadas, é utilizado um filtro Butterworth passa baixo de 2ª ordem.

Originalmente descritos pelo Eng.º S. Butterworth (1885 – 1958 d.C.) em 1930, os filtros Butterworth têm como objetivo serem filtros de resposta em frequência o mais plano (sem *ripple*, ou ondulações) o quanto matematicamente possível.

A função de transferência para todos os géneros de filtros passa baixo é representada pela seguinte equação

$$|H_n(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + (\omega/\omega_c)^{2n}}} \quad (15)$$

onde n é a ordem do filtro, ω é a frequência angular do filtro e ω_c a frequência de corte. O circuito do filtro eletrónico correspondente ao filtro Butterworth de segunda ordem passa-baixo é representado na Figura 32.

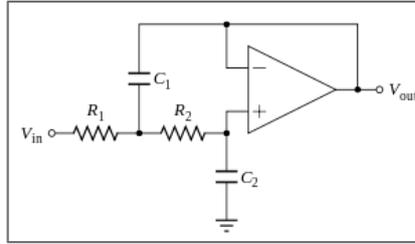


Figura 32. Analogia do Filtro Butterworth digital de segunda ordem com o filtro eletrônico de segunda ordem.

A resposta em frequência do filtro implementado varia em -12dB por oitava, possuindo uma queda linear na sua magnitude em função de ω .

O formato de um filtro digital recursivo que processa os dados brutos no domínio do tempo é a seguinte:

$$X^1(nT) = a_0X(nT) + a_1X(nT - T) + 2X(nT - 2T) + b_1X^1(nT - T) + b_2X^1(nT - 2T) \quad (16)$$

- onde X^1 → coordenadas de saídas filtradas
 X → coordenada da informação não filtrada
 nT → n -ésima amostra
 $(nT - T)$ → $(n-1)$ -ésima amostra
 $(nT - 2T)$ → $(n-2)$ -ésima amostra
 a_0, \dots, b_0, \dots → coeficientes do filtro

Os coeficientes do filtro a_0, a_1, a_2, b_1 e b_2 são constantes que dependem do tipo e ordem do filtro, a frequência de amostragem, e a frequência de corte. De uma forma simples, a saída $X^1(nT)$ é uma versão ponderada dos dados brutos imediatos e anterior mais o peso da contribuição da saída filtrada anterior.

As equações para calcular os coeficientes para um filtro Butterworth são as seguintes:

$$\omega_c = \frac{(\tan(\pi f_c / f_s))}{C} \quad (17)$$

onde C é um fator de correção para o número de passagens requerido. Para uma única passagem $C = 1$.

$$K_1 = \sqrt{2}\omega_c$$

$$K_2 = \omega_c^2, \quad a_0 = \frac{K_2}{1+K_1+K_2}, \quad a_1 = 2a_0, \quad a_2 = a_0$$

$$K_3 = \frac{2a_0}{K_2}, \quad b_1 = -2a_0 + K_3, \quad b_2 = 1 - 2a_0 - K_3$$

Para dados extraídos a partir do andar é recomendado a utilização de uma frequência de corte de 6 Hz [14]. Para o caso em questão, com a frequência de amostragem de 100Hz e uma frequência de corte de 6 Hz, temos as seguintes constantes:

Tabela 5. Constantes do filtro digital Butterworth de segunda ordem, para a frequência de amostragem de 100 Hz e uma frequência de corte de 6 Hz.

a_0	a_1	a_2	b_1	b_2
0,0279	0,0557	0,0279	1.4755	-0.5869

Em *software* o filtro foi implementado através de um ciclo que para cada elemento dos vetores de força era-lhes aplicado a expressão da equação (16). Os parâmetros da Tabela 5 são calculados automaticamente com base nos valores das frequências de amostragem e de corte guardadas em ficheiros de configuração.

3.5.2.2 Layout do GUI Módulo Caracterizar o Andar

De seguida, na Figura 33 abaixo apresentada, encontra-se o *Layout* do GUI desenvolvido para o Módulo Caracterizar o Andar.

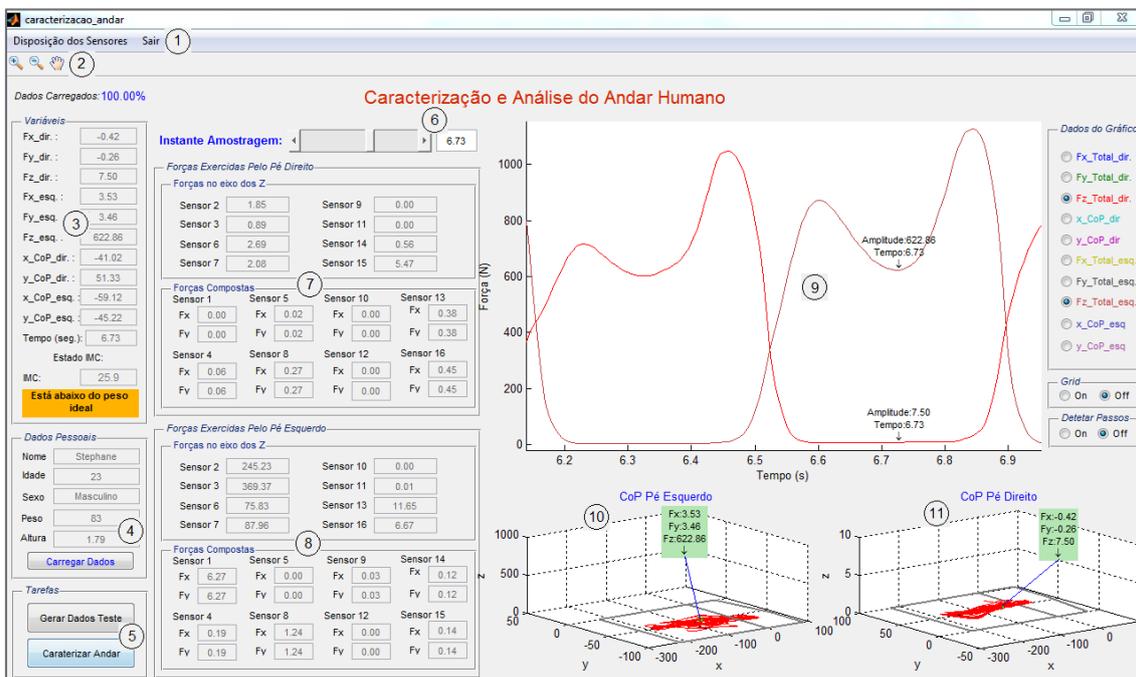


Figura 33. Layout do GUI do módulo Caracterizar o Andar.

Nesse GUI o utilizador pode carregar os dados de teste obtidos a partir do Módulo Capturar o Andar, pode analisar esses dados já tratados, e esses mesmos dados serem exportados.

Abaixo encontra-se a explicação das funcionalidades do GUI do módulo Caraterizar o Andar segundo a enumeração representada na Figura 33:

1. Na barra de menus encontram-se a Disposição dos Sensores, e o botão Sair. O botão de disposição dos sensores abre uma janela representando os sapatos, e o posicionamento e enumeração dos sensores. O botão de Sair permite sair do GUI e voltar ao GUI inicial do *software*.
2. O menu de ferramentas apresenta as ferramentas *Zoom out* e *Zoom in* para fazer *zoom* sobre os gráficos apresentados em 9, e a ferramenta *Pan* para mover os mesmos.
3. Bloco de visualização numérica e instantânea das diferentes componentes da força de reação da superfície, a localização do CoP nos eixos x e y , o tempo correspondente aos dados atualmente representados, e também o IMC do sujeito de teste.
4. Menu contendo a informação do sujeito de teste cujos dados são referentes. O botão carregar dados permite escolher os dados de um determinado sujeito de teste que se pretendam analisar.
5. Menu de tarefas onde se encontram os botões Gerar Dados Teste e Caracterizar o Andar. O botão Gerar Dados de Teste permite guardar os dados já processados por forma a estes serem trabalhados noutras plataformas em MATLAB. O botão Caraterizar o Andar será relacionado com a utilização de redes neuronais em futuras aplicações.
6. Bloco composto por um *Slider* e um *Edit Text* que permitem o navegar ao longo do tempo atualizando todo o GUI consoante o instante de tempo selecionado.
7. Visualização numérica e instantânea dos valores das forças dos 16 sensores do sapato do pé direito.

8. Visualização numérica e instantânea dos valores das forças dos 16 sensores do sapato do pé esquerdo.
9. Visualização gráfica dos históricos dos valores das três componentes da força de reação da superfície de apoio, e a localização do CoP para cada sapato, permitindo selecionar individualmente ou em simultâneo a representação das forças F_x , F_y , F_z , x_{CoP} e y_{CoP} de cada sapato. Para cada gráfico representado há um texto identificativo do instante de tempo e amplitude do dado representado pelo gráfico. Também, ao clicar sobre um ponto de um dos gráficos, é automaticamente selecionado o instante de tempo correspondente a esse ponto e todo o GUI é atualizando com base nesse instante. Para os dados representados é possível selecionar a opção *grid*, e a separação visual dos diferentes passos tanto para o pé direito como para o pé esquerdo.
12. Visualização gráfica tridimensional da localização instantânea do CoP e das três componentes da força de reação da superfície de apoio do pé esquerdo.
13. Visualização gráfica tridimensional da localização instantânea do CoP e das três componentes da força de reação da superfície de apoio do pé esquerdo.

4 Experiências e discussão de resultados

Depois da construção do protótipo do sapato, concepção e desenvolvimento do *hardware*, *firmware*, e *software*, foi realizada uma série de testes de aquisição do andar humano cujos resultados serão descritos neste capítulo.

Para todos os testes realizados, segue-se abaixo os procedimentos executados:

- Andar durante 4 minutos com os sapatos calçados numa passareira por forma ao sujeito de teste se adaptar ao protótipo;
- Posicionar-se no sítio onde se quer iniciar a marcha, estando de lado ou virado de frente para o computador;
- Após o início da aquisição a partir do Módulo Capturar o Andar o sujeito deve começar a andar.
- A aquisição é terminada ao clicar no botão Parar.

Para cada teste, o tempo de aquisição é determinado pelo clicar no botão Iniciar e o clicar no botão Parar do Módulo Capturar o Andar.

Todos os resultados aqui presentes resultam dos testes realizados com o protótipo desenvolvido e com os pés do sujeito de teste calçados.

Por forma a verificar se o sistema funciona bem e se os comportamentos das variáveis que almejam-se têm o comportamento desejado, realizou-se um conjunto de testes com um sujeito de teste de 23 anos, 1,77 metros de altura e 81 Kg.

Nas seções seguintes são apresentadas as experiências realizadas e as respetivas discussões de resultados. Na secção 4.1 é apresentado a experiência do andar sobre o solo e discutidos os resultados das quatro variáveis necessárias à caracterização completa do andar humano baseado na força de reação da superfície de apoio, as três componentes da força de reação da superfície de apoio e o CoP provenientes dessa experiência. Na secção 4.2 são discutidos os resultados das experiências realizadas sobre a passareira a várias velocidades e sobre o solo. Por último, na secção 4.3 são

apresentadas sugestões para definição de parâmetros para caracterização do padrão do andar humano.

4.1 *Experiência a andar sobre o solo*

Os resultados das experiências para a componente vertical da força de reação do solo, da força de tensão tangencial ante-posterior, da força de tensão tangencial medial-lateral, e do CoP são de seguida apresentados e discutidos.

Na Figura 34 é representada a componente da força de reação do solo sobre o pé direito durante um passo. O comportamento da componente vertical da força de reação do solo F_z é semelhante aos referenciados pela literatura. A força F_z mostra uma subida rápida no contacto do calcanhar para valores superiores ao peso do corpo, sendo a massa do corpo acelerado para frente. Depois na flexão do joelho, durante a fase de apoio médio, o sapato está parcialmente descarregado levando a uma queda do valor de F_z para valores abaixo do peso do corpo. Durante o movimento de flexão plantar ocorre um segundo pico maior do que o peso do corpo. Por fim, o peso cai para zero e o peso do corpo é transferido para o pé oposto.

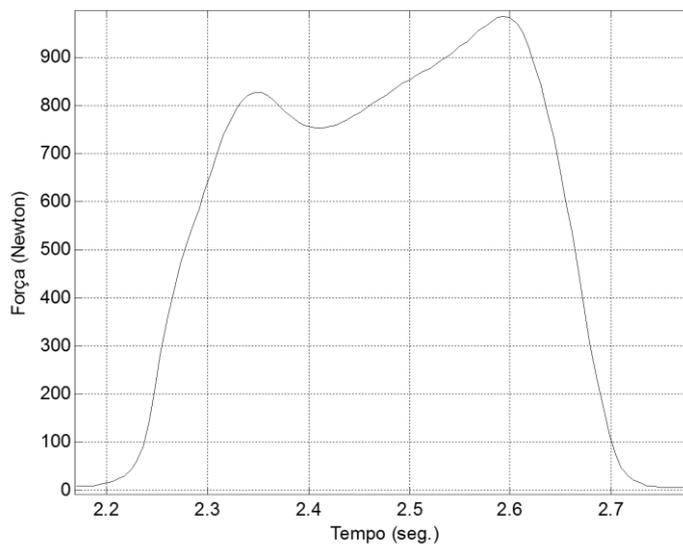


Figura 34. Gráfico da componente vertical F_z da força de reação do solo.

A força de tensão tangencial ante-posterior F_x , representado na Figura 35, imediatamente após o contacto do calcanhar, é positiva, indicando uma força de fricção horizontal para frente entre o pé e o sapato. Perto da fase de apoio médio F_x torna-se negativo, a força é aplicada no sentido do ante-pé para o reto-pé.

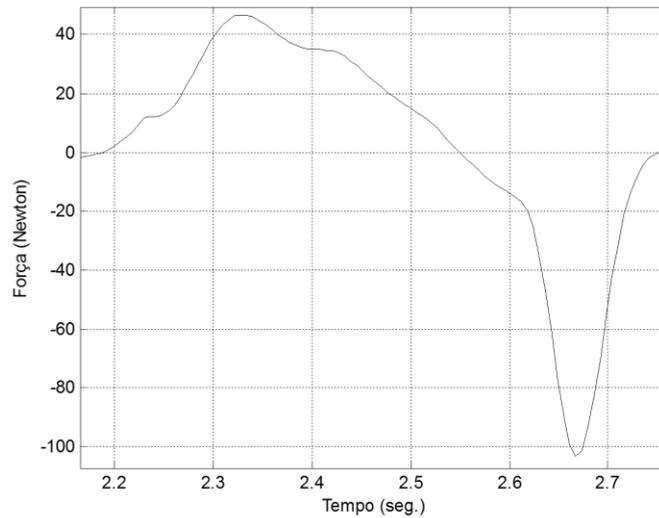


Figura 35. Força de Tensão Tangencial Ante-Posterior F_x .

Na Figura 36 é representado o comportamento da força de tensão tangencial medial-lateral F_y . Logo após o contacto do calcanhar, a força é positiva, ocorre um pico de menor duração do que o apresentado no comportamento do F_x e a partir daí a força decai para valores negativos onde permanece até ao final do passo.

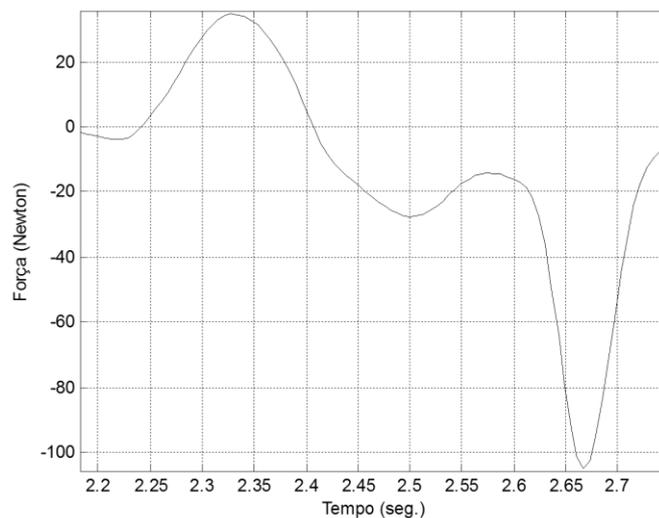


Figura 36. Força de Tensão Tangencial Medial-Lateral F_y .

O CoP no pé direito, Figura 37, começa no calcanhar, assumindo que o contacto inicial é feito pelo calcanhar, e progride para a frente em direção aos dedos do pé. No fim do passo o CoP encontra-se localizado sob o hálux. Nas figuras do CoP, os tracejados representam o limite do sapato utilizado aquando dos testes.

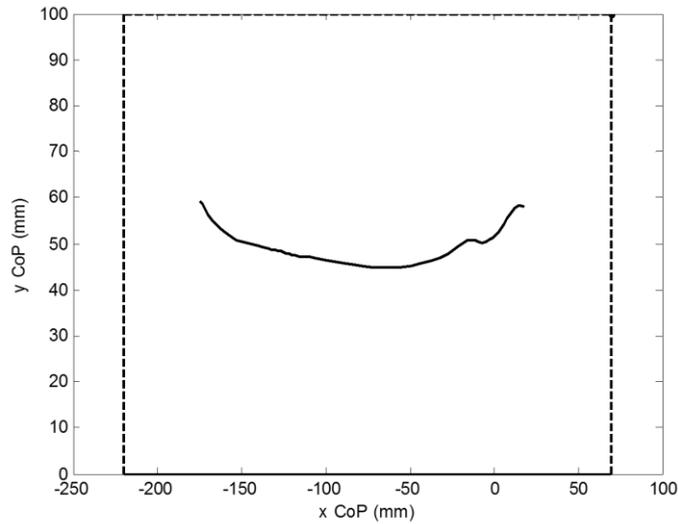


Figura 37. CoP do pé direito.

Em baixo, na Figura 38, é representado o CoP do pé esquerdo.

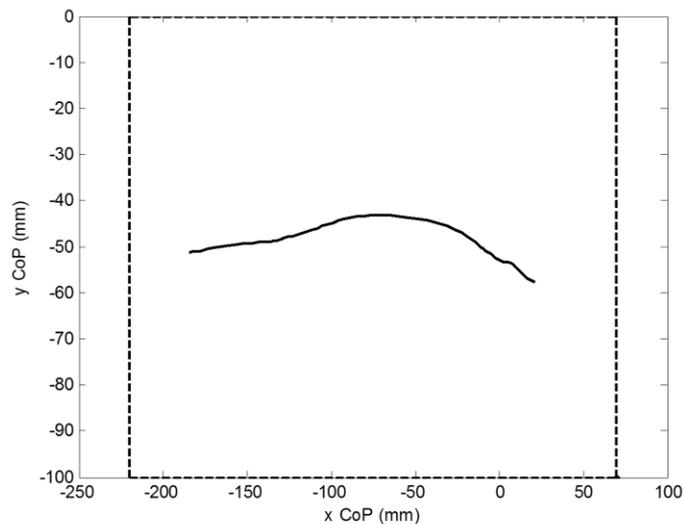


Figura 38. CoP do pé esquerdo.

Na Figura 39 pode-se ver a delimitação das várias fases do andar sobre as duas componentes verticais da força de reação do solo F_z , do pé direito e esquerdo, sob o ponto de vista do pé direito.

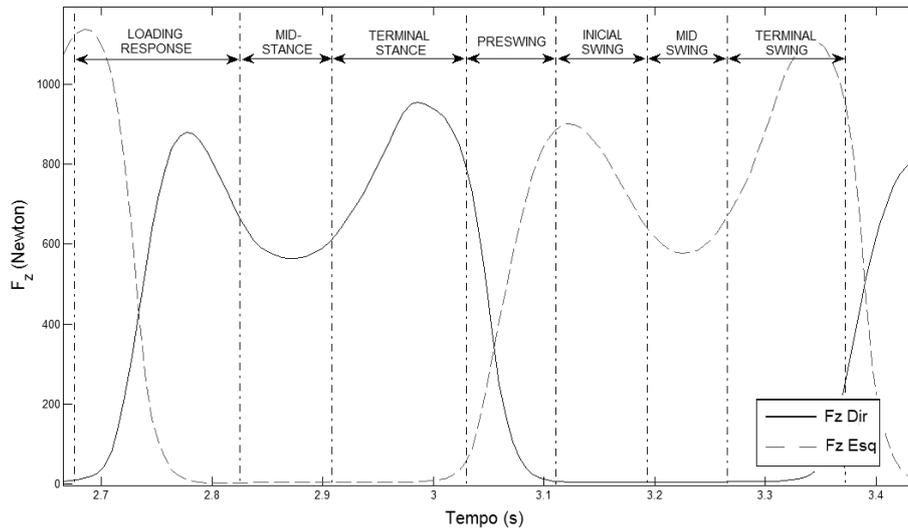


Figura 39. Ciclo do andar sobre F_z do pé direito.

Uma das outras características do protótipo do sapato desenvolvido que o torna mais flexível em termos de disponibilização de informações sobre o andar é a capacidade da componente vertical da força de reação do solo F_z poder ser particionada em duas partes, uma referente ao retro-pé, F_z trás, e a outra ao ante-pé, F_z frente, como pode-se verificar na Figura 40 apresentada em baixo.

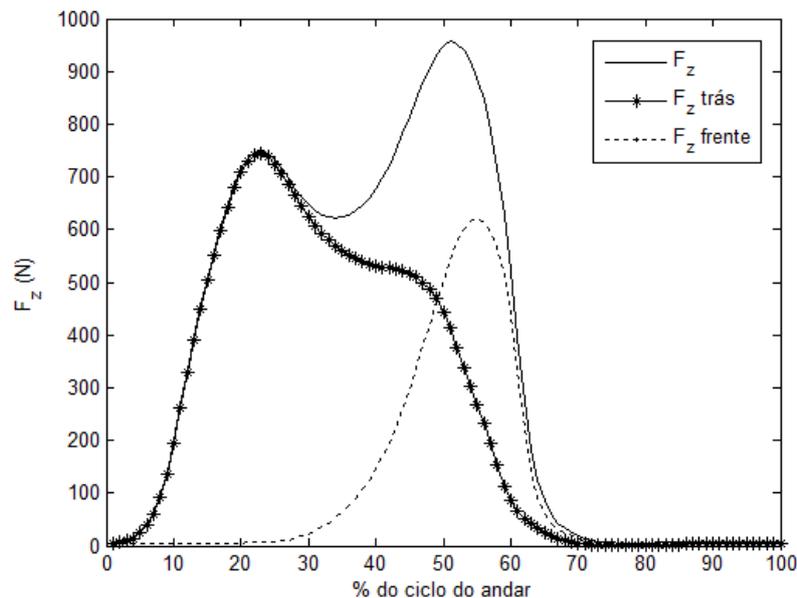


Figura 40. Decomposição da componente vertical da força de reação do solo F_z .

Através dos resultados apresentados acima e das análises desses mesmos, afirma-se que o protótipo desenvolvido consegue disponibilizar as 4

variáveis necessárias à caracterização completa do andar humano baseado na força de reação da superfície de apoio, as 3 componentes da força de reação da superfície de apoio e o CoP.

4.2 *Experiências a andar sobre o solo e sobre a passadeira a diferentes velocidades*

Também foi realizado testes do mesmo sujeito andando sobre uma passadeira a diferentes velocidades (1,63 km/h, 2,23 km/h, 3,09 km/h e 4,07 km/h) e sobre o solo. Esses andares foram analisados por forma a ver as diferenças entre o andar sobre o solo e a passadeira e também a variação do seu comportamento perante diferentes velocidades. Os dados a serem apresentados são derivados das médias dos vários passos realizados durante cada andar.

Na Figura 41 é representado o comportamento das forças F_x , F_y e F_z do pé direito do sujeito de teste andando normalmente sobre o solo. No caso de F_z , o valor do primeiro pico é inferior ao peso do corpo. A força F_x comporta-se de forma expectável. Já no caso do F_y permanece negativo desde o início do passo até ao intervalo de tempo onde ocorre o momento de flexão plantar registando dois picos.

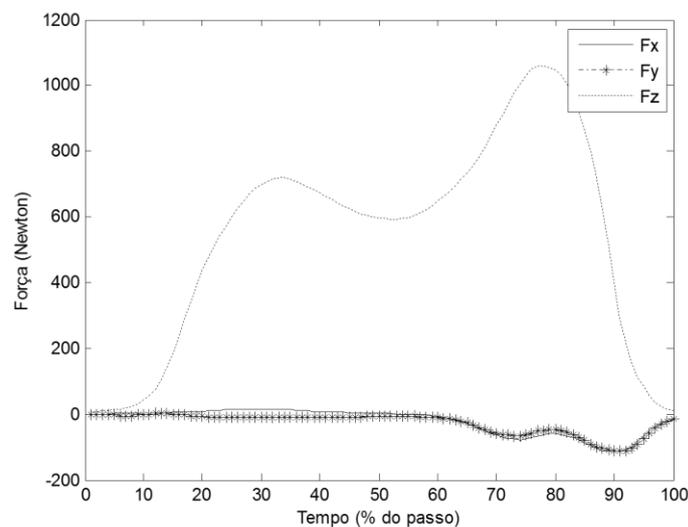


Figura 41. Comportamento do F_x , F_y e F_z do pé direito do sujeito de teste andando sobre o solo.

No caso do pé esquerdo, Figura 42, F_x e F_z têm o comportamento expetável, mas o pico positivo de F_x é mais prolongado. O comportamento do F_y do pé esquerdo é simétrico ao do pé direito já que o sentido do eixo y dos dois sapatos é oposto. O primeiro pico de F_y é negativo, depois a força torna-se positivo mantendo-se assim até ao final do passo.

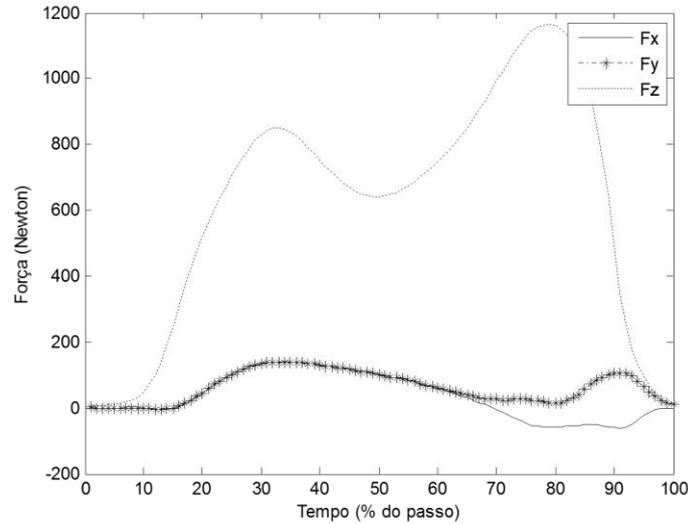


Figura 42. Comportamento do F_x , F_y , e F_z no pé esquerdo do sujeito de teste andando sobre o solo.

O CoP do pé direito encontra-se representado na Figura 43, enquanto o do pé esquerdo é representado na Figura 44. Em ambos os casos o CoP descreve uma curva semelhante a um arco virado para a parte lateral exterior dos pés.

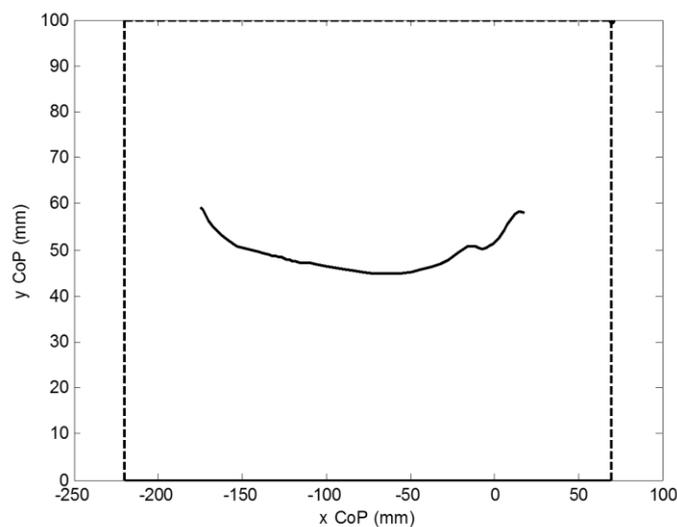


Figura 43. CoP do pé direito do sujeito de teste andando sobre o solo.

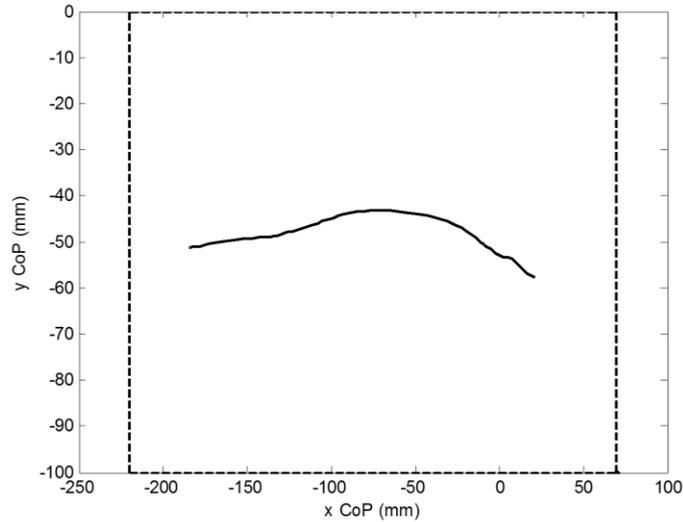


Figura 44. CoP do pé esquerdo do sujeito de teste andando sobre o solo.

O tempo médio dos passos durante o andar sobre o solo é de 0,519 segundos.

Os dados do pé direito referentes ao andar realizado a uma velocidade de 1,63 km/h na passadeira encontram-se representados na Figura 45. Neste caso o primeiro pico da curva de F_z é abaixo do peso do corpo, havendo outro pico durante a fase de apoio médio, o F_x apresenta um comportamento espetável, já o F_y permanece sempre negativo tendo um único pico durante a fase de pré-balanço.

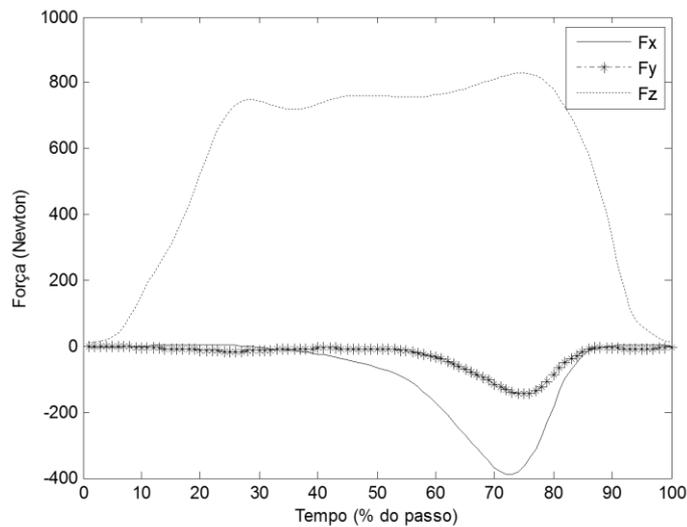


Figura 45. Comportamento do F_x , F_y , e F_z do pé direito do sujeito de teste andando sobre a passadeira a uma velocidade de 1,63 km/h.

Já no pé esquerdo, Figura 46, o primeiro pico de F_z é superior ao peso, existindo outro pico durante a fase de apoio médio. Em F_x , depois de dois picos negativos, os valores da força tornam-se positivo, havendo um terceiro pico, e assim mantêm-se até ao final do passo. O comportamento de F_y é quase todo ele semelhante ao do F_x .

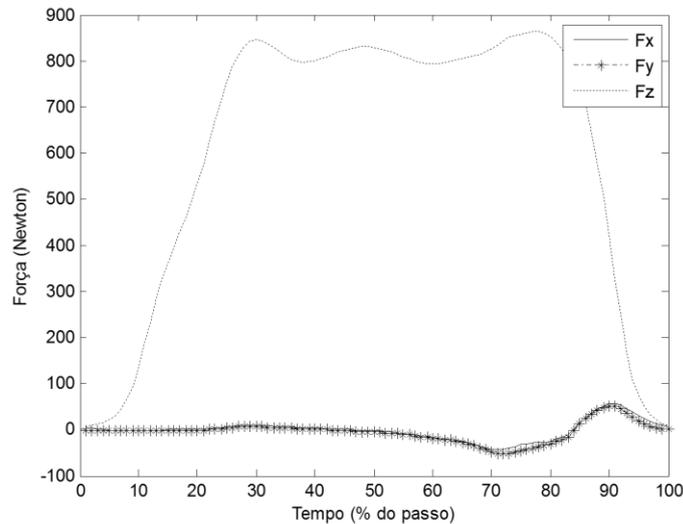


Figura 46. Comportamento do F_x , F_y , e F_z do pé esquerdo do sujeito de teste andando sobre a passadeira a uma velocidade de 1,63 km/h.

A Figura 47 e a Figura 48 representam, respetivamente, o CoP do pé direito e do pé esquerdo, sendo o comportamento ao longo do pé um pouco irregular.

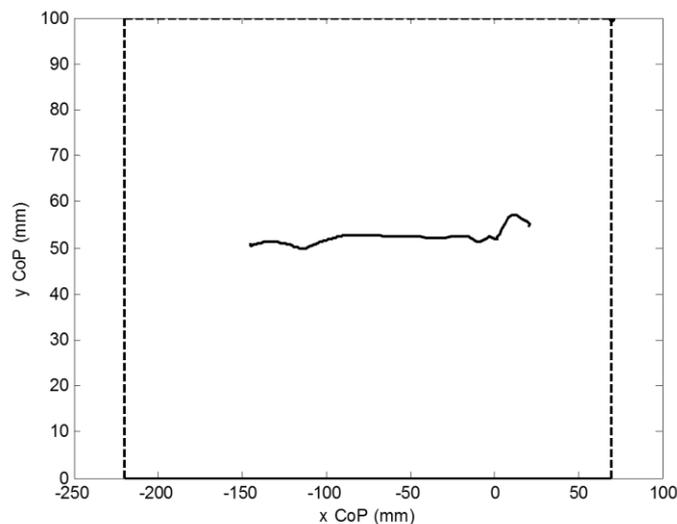


Figura 47. CoP do pé direito do sujeito de teste andando a uma velocidade de 1,63 km/h.

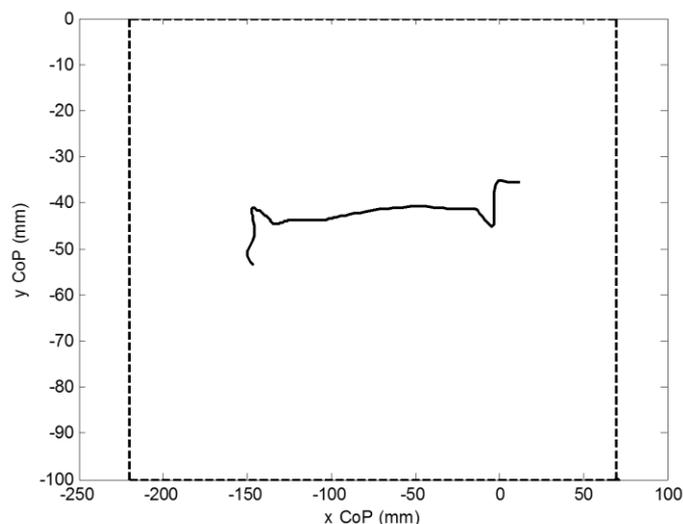


Figura 48. CoP do pé esquerdo do sujeito de teste andando a uma velocidade de 1,63 km/h.

Para o andar a velocidade de 1,63 km/h o tempo médio do passo é de 0,852 segundos.

Aumentando para uma velocidade de 2,23 km/h, para o pé direito (Figura 49), o comportamento de F_z já é mais próximo do expectável apesar do valor do primeiro pico continuar abaixo do peso do corpo. O comportamento de F_x é parecido com o F_x do pé esquerdo na experiência a velocidade de 1,63 km/h, sendo menor o valor do pico positivo registado durante a fase do pré-balanço. Já o F_y permanece sempre negativo tendo um único pico durante a fase de pré-balanço.

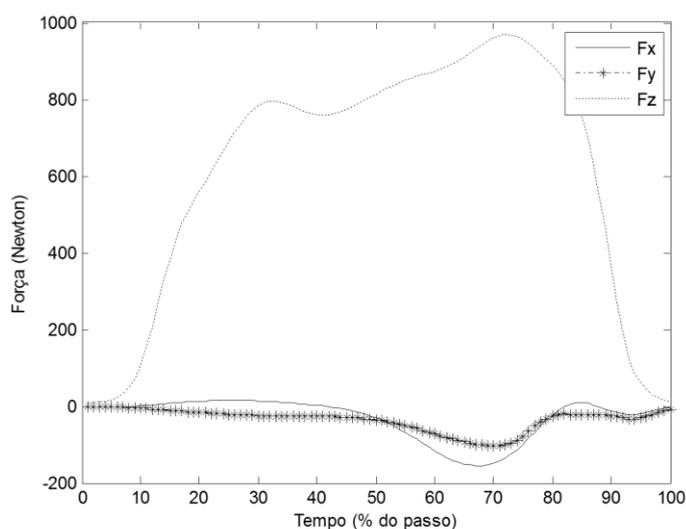


Figura 49. Comportamento do F_x , F_y , e F_z do pé direito do sujeito de teste andando sobre a passadeira a uma velocidade de 2,23 km/h.

Na Figura 50 é representado as três componentes da força de reação do solo no pé esquerdo. O comportamento de F_z já é mais próximo do expectável, o de F_x também, apesar de alguns valores positivos apresentados durante a fase de pré-balanço, enquanto o F_y mantém-se positivo durante todo o passo.

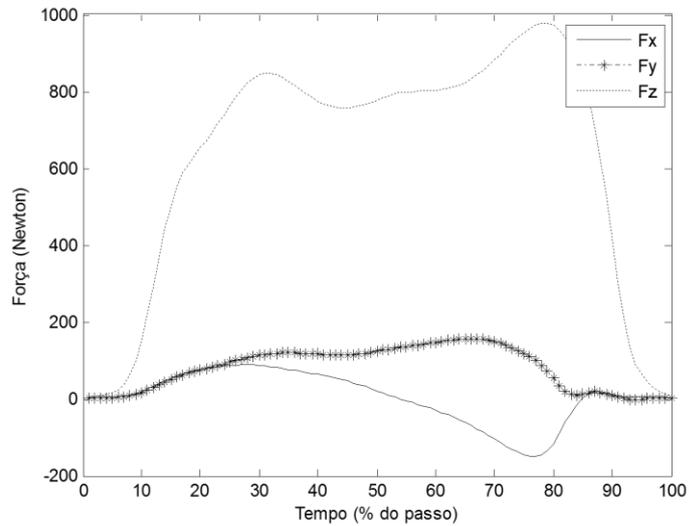


Figura 50. Comportamento do F_x , F_y , e F_z do pé esquerdo do sujeito de teste andando sobre a passareira a uma velocidade de 2,23 km/h.

O CoP do pé direito e do pé esquerdo são representados na Figura 51 e Figura 52 respetivamente, apresentando ainda algumas irregularidades.

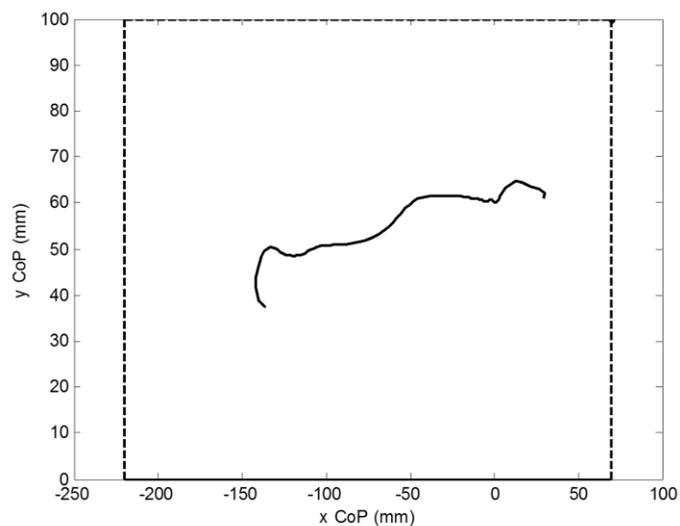


Figura 51. CoP do pé direito do sujeito de teste andando a uma velocidade de 2,23 km/h.

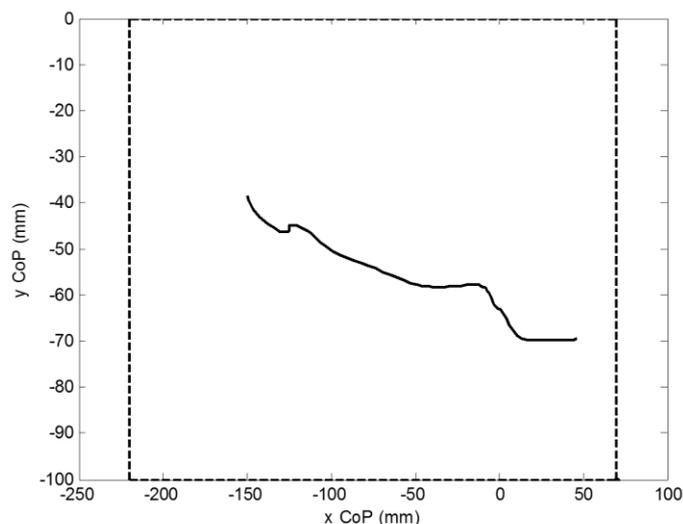


Figura 52. CoP do pé esquerdo do sujeito de teste andando a uma velocidade de 2,23 km/h.

O tempo médio do passo correspondente ao andar na passareira a uma velocidade de 2,23 km/h é de 0,602 segundos.

Na Figura 53 é representado as componentes das forças de reação do solo do pé direito à experiência do andar sobre a passareira, a velocidade de 3,09 km/h. O comportamento de F_z é mais parecido com o do pé direito da experiência do andar sobre o solo. Os comportamentos de F_x e F_y são semelhantes aos correspondentes do pé esquerdo na experiência do andar sobre a passareira a uma velocidade de 1,63 km/h.

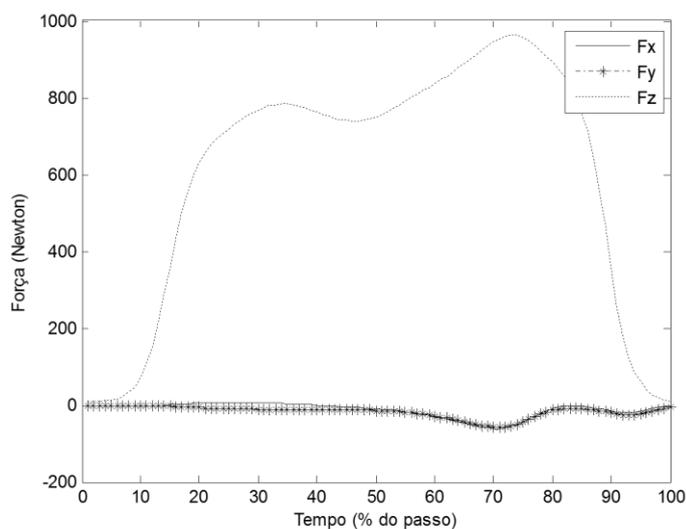


Figura 53. Comportamento do F_x , F_y , e F_z do pé direito do sujeito de teste andando sobre a passareira a uma velocidade de 3,09 km/h.

Andando a uma velocidade de 3,09 km/h, F_x , F_y e F_z encontram-se representados na Figura 54 para dados do pé esquerdo. F_z é mais parecido com o do pé esquerdo da experiência do andar sobre o solo. Em relação aos dados do pé esquerdo na experiência do andar sobre a passareira a uma velocidade de 2,23 km/h, F_x e F_y são semelhantes aos seus correspondentes apesar da gama de variação dos valores neste caso serem menores.

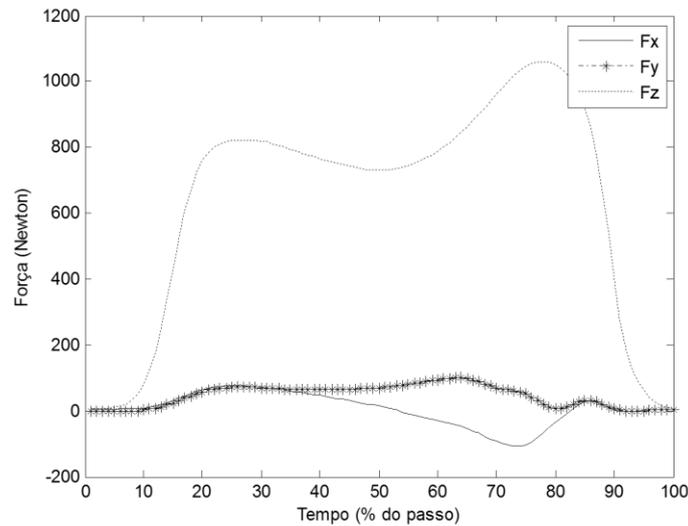


Figura 54. Comportamento do F_x , F_y , e F_z do pé esquerdo do sujeito de teste andando sobre a passareira a uma velocidade de 3,09 km/h.

O CoP do pé direito e do pé esquerdo são representados na Figura 55 e Figura 56 respectivamente, apresentando, ambas, ainda algumas irregularidades.

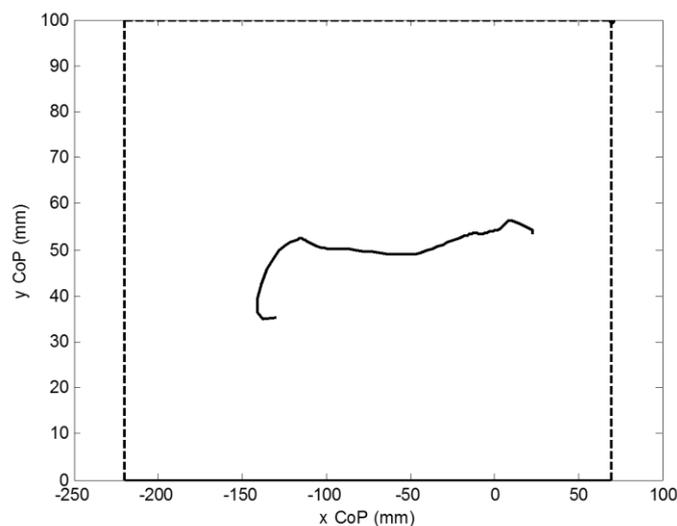


Figura 55. CoP do pé direito do sujeito de teste andando a uma velocidade de 3,09 km/h.

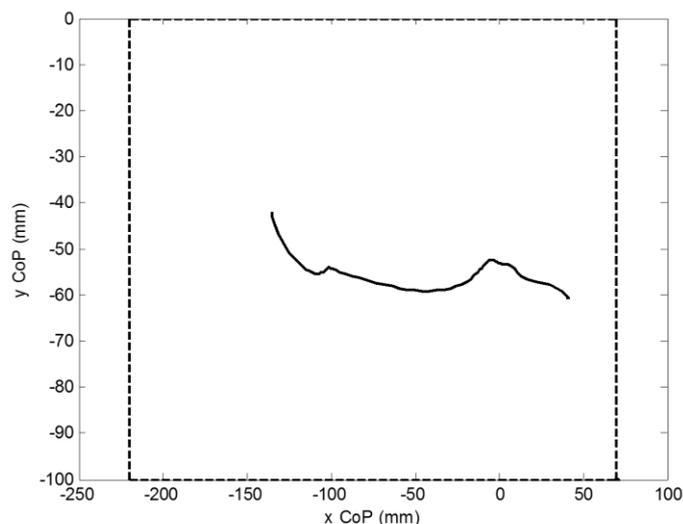


Figura 56. CoP do pé esquerdo do sujeito de teste andando a uma velocidade de 3,09 km/h.

Andando na passarela a velocidade de 3,09 km/h, o tempo médio do passo é de 0,513 segundos.

Na Figura 57 encontram-se os comportamentos de F_x , F_y , e F_z do pé direito no andar sobre a passarela a velocidade de 4,07 km/h. O comportamento de F_z é o espetável, registando o primeiro pico superior ao peso do sujeito de teste, o que não acontece nos outros casos para o pé direito. O comportamento de F_x também é quase o espetável se não fosse alguns dos valores positivos apresentados durante o início da fase de resposta a carga. O comportamento de F_y é em quase todo semelhante ao correspondente na experiência a velocidade de 3,09 km/h.

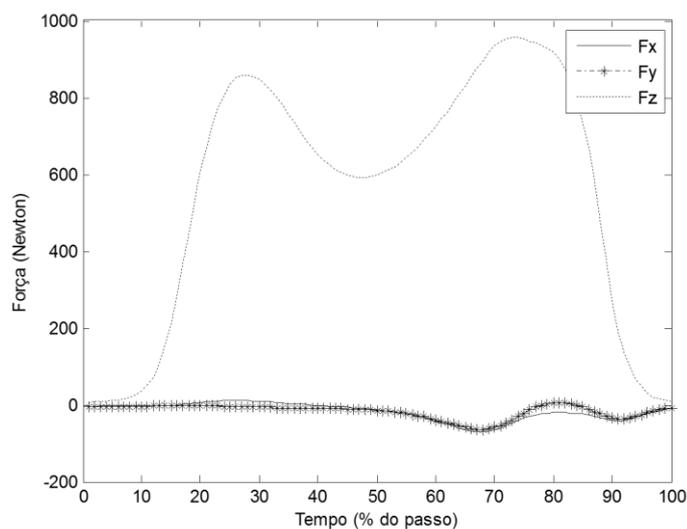


Figura 57. Comportamento do F_x , F_y , e F_z do pé direito do sujeito de teste andando sobre a passarela a uma velocidade de 4,07 km/h.

Para a velocidade de 4,07 km/h, F_x , F_y , e F_z do pé esquerdo encontram-se representadas na Figura 58. O comportamento de F_z é o espectável, o comportamento de F_x também era quase o espetável se na fase de resposta a carga não apresentasse valores negativos. Quanto a F_y , o seu comportamento é semelhante ao correspondente para a velocidade de 3,09 km/h.

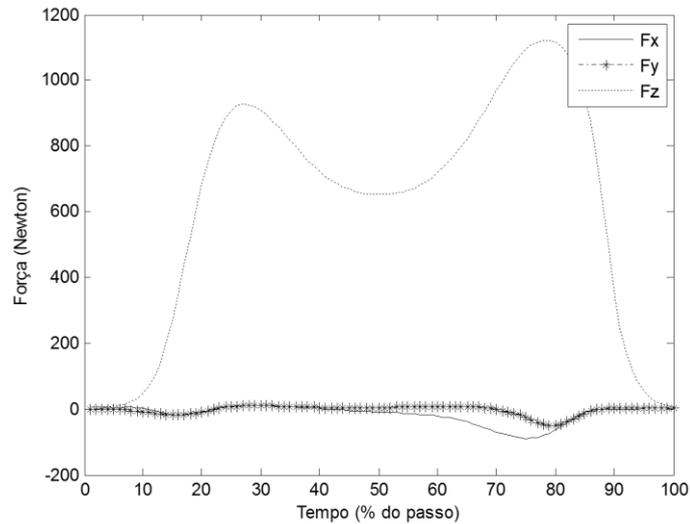


Figura 58. Comportamento do F_x , F_y , e F_z do pé esquerdo do sujeito de teste andando sobre a passarela a uma velocidade de 4,07 km/h.

O CoP do pé direito e do pé esquerdo são representados na Figura 59 e Figura 60 respetivamente, apresentando ainda algumas irregularidades, mas menos do que nos casos anteriores.

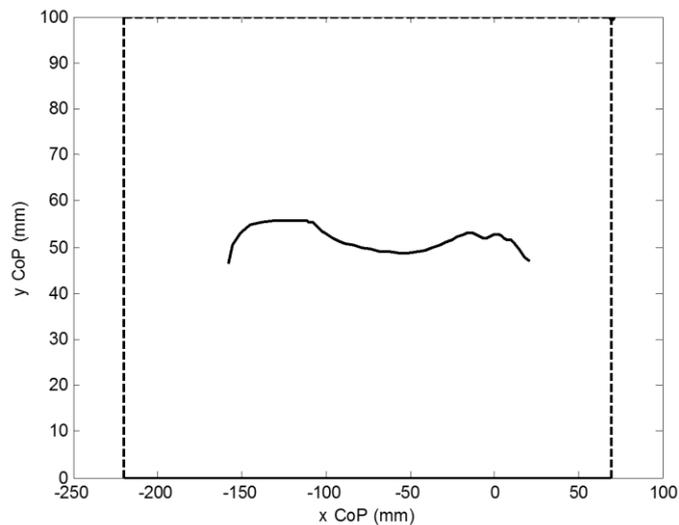


Figura 59. CoP do pé direito do sujeito de teste andando a uma velocidade de 4,07 km/h.

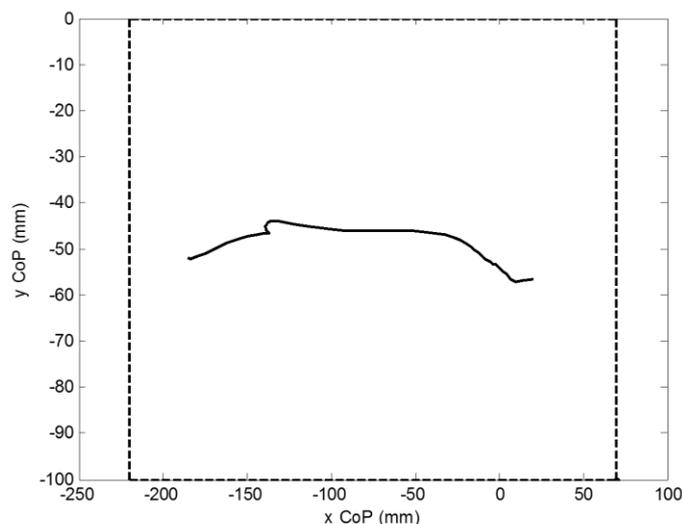


Figura 60. CoP do pé esquerdo do sujeito de teste andando a uma velocidade de 4,07 km/h.

O tempo médio do passo, andando sobre a passadeira a velocidade de 4,07 km/h, é de 0,452 segundos.

Pelas experiências realizadas, acima apresentadas, andando sobre o solo e sobre a passadeira a várias velocidades vê-se que o comportamento das variáveis (F_x , F_y , F_z e CoP) de um caso para outro não são em todos semelhantes. Para F_z , os melhores comportamentos, relativamente a literatura, foram registados para as experiências sobre o solo e andando sobre a passadeira as velocidades de 3,09 km/h e 4,09 km/h. Os comportamentos de F_x e F_y , de uma experiência para outra, apresentaram maiores variações comparativamente as que ocorreram em F_z . Os comportamentos do CoP foram mais estáveis a quando do andar do sujeito de teste sobre o solo do que no andar sobre a passadeira.

Nota-se também que aumentando a velocidade, o tempo médio do passo vai diminuindo, como era expectável [29]. Assim, pelo tempo médio dos passos, pode-se afirmar que a velocidade do sujeito de teste andando sobre o solo enquadra-se entre as velocidades de 2,23 km/h aos 4,07 km/h.

Comparou-se a similaridade entre os dados das diferentes componentes das forças de reação da superfície de apoio das experiências realizadas sobre a passadeira com as sobre o solo utilizando os valores dos cálculos do DTW (*Dynamic Time Warping*), encontrando-se os valores representados na Tabela 6. O DTW é um algoritmo que permite quantificar similaridade entre

duas sequências temporais que podem variar no tempo ou velocidade, sendo o valor igual a zero quando as duas sequências temporais são totalmente similares [30].

Tabela 6. Valores do cálculo do DTW das experiências a várias velocidades em relação ao andar sobre o solo.

EXPERIÊNCIAS NA PASSADEIRA A VELOCIDADE:	VALORES DO CÁLCULO DO DTW					
	DIREITO			ESQUERDO		
	F_x	F_y	F_z	F_x	F_y	F_z
1,64 km/h	4.8820	0.5878	6.0192	1.7963	2.4447	8.5833
2,23 km/h	0.8742	0.4181	3.6226	3.8282	1.6213	5.1517
3,09 km/h	1.0302	0.9304	3.9263	2.1344	1.0139	3.3920
4,07 km/h	0.7878	1.0393	3.5976	0.4059	3.6410	1.5421

No geral, tendo em conta os dois pés e todos os valores dos cálculos do DTW das três componentes das forças de reação da superfície de apoio, os dados que apresentam maior similaridade com as experiências do sujeito de teste andando sobre o solo são as da experiência realizada sobre a passadeira a velocidade de 4,07 km/h. A pior correspondência é com os valores do sujeito de teste andando na passadeira a velocidade de 1,64 km/h.

De seguida é apresentado uma comparação entre os dados da média dos passos do sujeito de teste andando sobre a passadeira a uma velocidade de 4,07 km/h e os dados da literatura. Para tal, os dados dos testes foram normalizados e calculou-se o DTW entre estes e os dados da literatura.

Na Figura 61 é apresentado as comparações para a componente F_z .

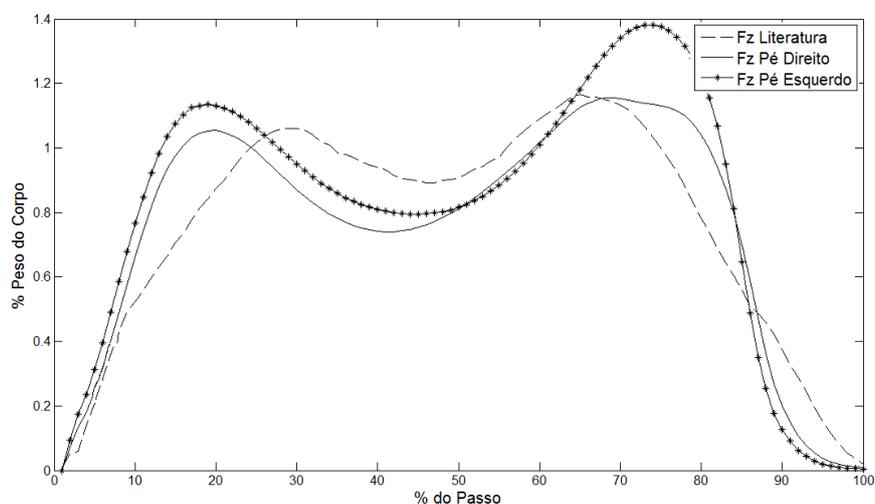


Figura 61. Comportamentos de F_z entre dados da literatura, e os dados do pé direito e pé esquerdo do sujeito de teste andando a uma velocidade de 4,07 km/h.

A similaridade dos dados normalizados da componente vertical das forças de reação do solo F_z da literatura, e do pé direito e pé esquerdo obtidos das experiências a velocidade de 4,07 km/h foram quantificadas pelo cálculo do DTW. O valor do cálculo do DTW entre os dados do F_z do pé direito e os da literatura é 3,79 e o do cálculo do DTW entre os dados do F_z do pé esquerdo e os da literatura é 6,14.

Os comportamentos dos dados normalizados da força de tensão tangencial ante-posterior F_x da literatura, e do pé direito e pé esquerdo obtidos das experiências a velocidade de 4,07 km/h estão representados na Figura 62. Entre os dados da literatura e os dados do pé direito o valor do cálculo do DTW é 2,93, e entre os dados da literatura e os dados do pé esquerdo é 2,71, isto para os dados do F_x .

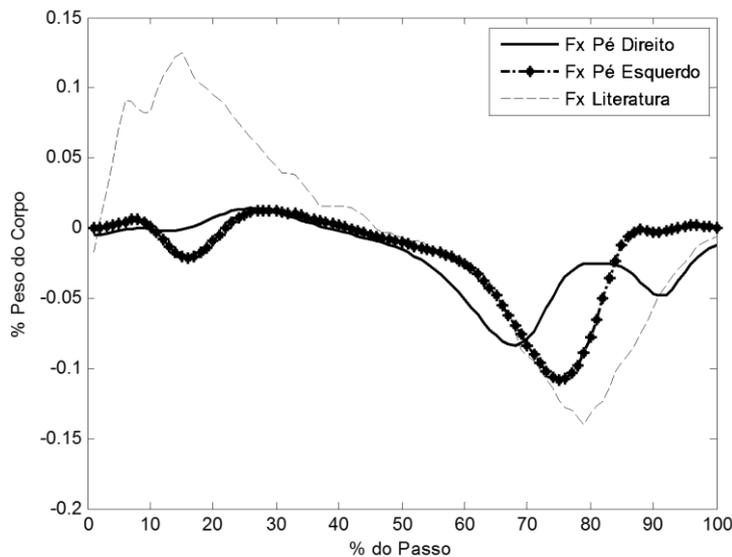


Figura 62. Comportamentos de F_x entre dados da literatura, e os dados do pé direito e pé esquerdo do sujeito de teste andando a uma velocidade de 4,07 km/h.

A Figura 63 representa as forças de tensão tangencial medial-lateral F_y da literatura, e do pé direito e pé esquerdo obtidos das experiências a velocidade de 4,07 km/h. Para os dados do F_y do pé direito, o valor do cálculo do DTW com os da literatura é 1,07 enquanto o cálculo do DTW entre os dados do F_y do pé esquerdo e os da literatura é 1,02.

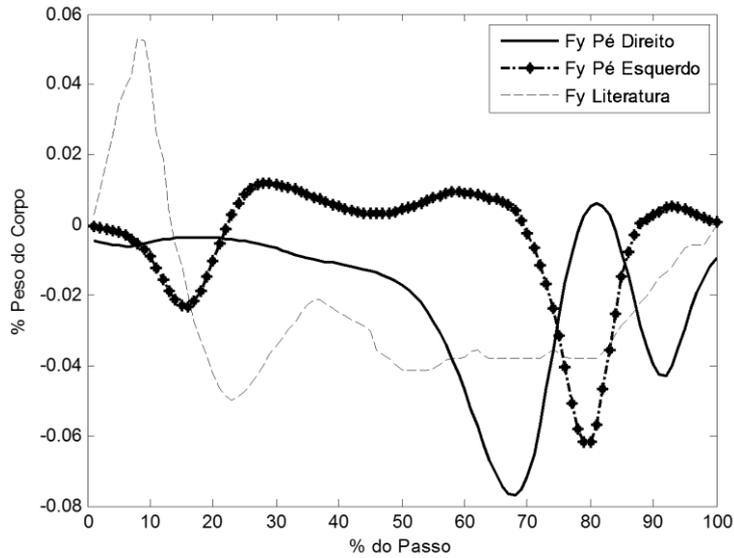


Figura 63. Comportamento de F_y entre dados da literatura, e os dados do pé direito e pé esquerdo do sujeito de teste andando a uma velocidade de 4,07 km/h.

Comparando os valores dos cálculos do DTW para as três componentes das forças de reação do solo entre os dados da experiência do sujeito de teste andando a uma velocidade de 4,07 km/h e os da literatura, para F_x e F_y , os dados do pé esquerdo apresentam melhores resultado enquanto para F_z são os dados do pé direito a apresentarem melhores resultados.

Na subsecção seguinte serão apresentadas sugestões para caracterização do andar humano.

4.3 Definição de parâmetros para a caracterização do padrão do andar humano

Para que se possa proceder à classificação dos diferentes tipos de andar é preciso que antes tenha-se um conjunto de características próprio de cada andar de cada sujeito, permitindo assim poder definir tipos de andares, reconhecer o andar considerado normal, e distinguir diferentes patologias do andar.

As caracterizações aqui apresentadas são com base nas informações fornecidas pelos padrões da componente vertical da força de reação do solo, da força de tensão tangencial ante-posterior, da força de tensão tangencial

medial-lateral, e do CoP. Os parâmetros aqui sugeridos para os padrões que caracterizam o andar humano são os seguintes:

1. Área do padrão médio da componente vertical da força de reação do solo F_Z durante a fase de apoio (A_{F_z});
2. Densidade espectral [31] do padrão médio da componente vertical da força de reação do solo F_Z durante a fase de apoio (DE_{F_z});
3. Área definida pelo padrão médio da componente vertical da força de reação do solo F_Z durante a fase de apoio e sua derivada ($A_{F_z-dF_z}$);
4. Valor médio do padrão médio da componente vertical da força de reação do solo F_Z durante a fase de apoio (M_{F_z});
5. Valor médio da derivada do padrão médio da componente vertical da força de reação do solo F_Z durante a fase de apoio (M_{dF_z});
6. Área do CoP (A_{CoP});

Na Figura 64 pode-se ver um exemplo, referente ao andar sobre o solo, dos gráficos de caracterização do andar humano para o pé direito, cujas descrições encontram-se feitas nas legendas.

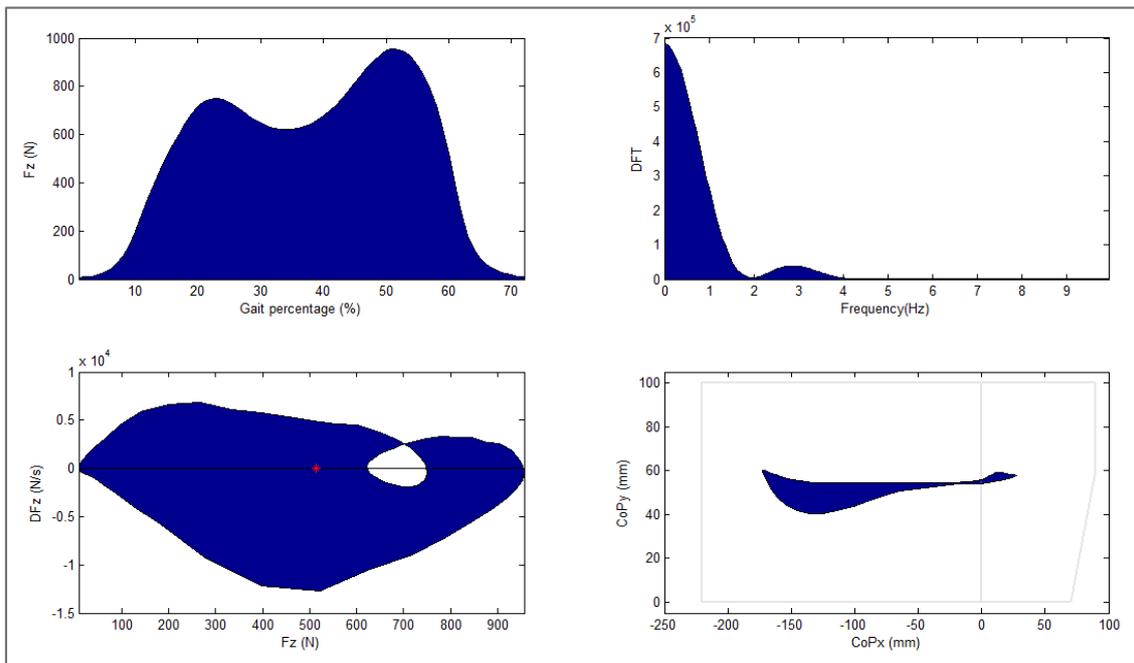


Figura 64. Caracterização do andar humano. A – Área da componente vertical da força de reação do solo em função da percentagem do ciclo do andar. B – Densidade espectral da componente vertical da força de reação do solo. C - Área definida pelo padrão médio da componente vertical da força de reação do solo F_Z durante a fase de apoio e sua derivada. D – Área do CoP delimitado pelo sapato.

Por forma a obter uma melhor padronização para caracterização do andar humano deve-se calcular os parâmetros para diferentes velocidades.

De seguida é apresentado na Tabela 7 os valores característicos de 5 experiências realizadas, cujas análises foram anteriormente proferidas, andar sobre o solo, e andar sobre a passadeira a diferentes velocidades com o mesmo sujeito de teste.

Tabela 7. Tabela das características do andar humano para uma série de testes do andar sobre o solo e uma passadeira a diferentes velocidades.

EXPERIÊNCIAS		VALORES DE CARACTERIZAÇÃO					
		A_Fz	DE_Fz	$\frac{A_Fz}{dFz}$	M_Fz	M_dFz	A_CoP
Andando sobre o solo	Pé Direito	3,63E+04	2,74E+06	1,21E+07	5,13E+02	9,06E-01	1,28E+03
	Pé Esquerdo	4,17E+04	3,57E+06	2,14E+07	6,02E+02	7,49E-02	1,30E+03
Andando sobre passadeira a 1,63km/h	Pé Direito	3,97E+04	3,27E+06	1,34E+07	6,13E+02	6,52E+00	1,40E+03
	Pé Esquerdo	4,28E+04	3,82E+06	1,48E+07	6,28E+02	3,34E+00	9,73E+01
Andando sobre passadeira a 2,23km/h	Pé Direito	4,13E+04	3,56E+06	1,28E+07	6,08E+02	1,96E+00	1,73E+03
	Pé Esquerdo	4,15E+04	3,56E+06	1,51E+07	6,18E+02	3,92E+00	2,08E+02
Andando sobre passadeira a 3,09km/h	Pé Direito	3,82E+04	3,03E+06	1,37E+07	5,62E+02	-4,70E-01	1,67E+03
	Pé Esquerdo	4,21E+04	3,64E+06	2,22E+07	6,16E+02	6,29E-01	7,36E+02
Andando sobre passadeira a 4,07km/h	Pé Direito	3,82E+04	3,01E+06	1,71E+07	5,53E+02	1,25E+00	2,11E+03
	Pé Esquerdo	4,13E+04	3,48E+06	2,50E+07	6,14E+02	2,89E+00	7,26E+02

Pelos valores apresentados na tabela em cima, pode-se ver que para o mesmo parâmetro os valores encontram-se na mesma ordem de grandeza, apesar da superfície de apoio ter-se alterado bem como as velocidades do andar.

A padronização do andar é feita através da média dos padrões para vários passos, e nessa média só entra os passos em que a componente vertical da força de reação do solo se aproxima, dentro duma janela pré-definida, da média à qual corresponde. A média dos quatro padrões de cada pé, componente vertical da força de reação do solo, força de tensão tangencial ante-posterior, força de tensão tangencial medial-lateral, e o CoP, e mais uma variável auxiliar, Toe-off (instante do fim da fase de apoio e início da fase de balanço), são utilizados para definir os padrões para caracterizar o andar.

Os parâmetros aqui sugeridos para os padrões que caracterizam o andar humano juntamente com outros parâmetros que com o avançar das experiências possam vir a fazer parte são adequadas como entradas para treino de redes neuronais bem como para a classificação de pacientes ou sujeitos de teste, permitindo assim o diagnóstico de patologias do andar.

5 Conclusões e Sugestões para trabalho futuro

Chegando ao fim deste projeto, através das pesquisas feitas e do permanente contacto com o tema andar, ficou mais claro o sofrimento das pessoas cujas mobilidades foram afetadas e das restrições às quais estão sujeitas na sociedade que hoje vivemos. Isso mostra a real importância da Biomecânica para a sociedade em diversas áreas, principalmente na saúde pública.

Os sistemas de aquisição dos padrões do andar humano com base nas forças de reação da superfície de apoio constituem uma importante ajuda na caracterização do andar humano e daí melhorar desempenhos de atletas, ajudar os especialistas no diagnóstico de patologias que afetam o andar humano e acompanhar a evolução dos pacientes. As soluções existentes que melhor caracterizam o andar são estáticas, o que relança o interesse na investigação e desenvolvimento de soluções para este caso que sejam dinâmicas e maleáveis a diferentes ambientes.

Das experiências realizadas e dos resultados obtidos, pôde-se detetar alguns problemas do protótipo como, por exemplo, o contacto ríspido entre o protótipo do sapato e a superfície de apoio, e a instabilidade posicional entre a parte de frente e trás do protótipo, e entre estes e o pé, que ocorre a cada ciclo do andar. Dos dados extraídos, pode-se também ver que os comportamentos de F_x e F_y em vários ciclos do andar não são corretos, principalmente no processo de resposta a carga da fase de apoio em que há uma atenuação dos valores da força e às vezes dá-se a inversão do sentido, isso devendo-se aos sensores orientados na vertical serem de uma gama muito superior aos valores das forças de tensão tangencial ante-posterior e medial-lateral, e também devido àquela instabilidade posicional entre as duas partes dos sapatos referida, o que leva ao não reposicionamento inicial entre o sapato e o pé. Outro problema que verificou-se, poucas vezes, foi a ocorrência de picos de força em alguns sensores devido a relação entre a força e a tensão dos sensores ser exponencialmente crescente.

O sistema aqui desenvolvido veio trazer novas valias na aquisição do andar humano, principalmente no que toca a dinâmica, mobilidade e custo dos sistemas do gênero, tendo em conta a leitura das quatro variáveis de caracterização do andar humano, componente vertical da força de reação do solo, força de tensão tangencial ante-posterior, força de tensão tangencial medial-lateral, e CoP. Também ficou provado que os valores das variáveis obtidas pelo protótipo e os seus comportamentos, com as alterações a produzirem nas direções de F_x e F_y do protótipo, são os espectáveis de acordo com a literatura.

Dadas as potencialidades da área e a sua importância numa sã vivência, no âmbito preciso deste projeto, sugerem-se alterações para futura implementação por forma a aumentar a precisão, fiabilidade e versatilidade do sistema: colocar uma sola mais maleável e um material elástico a unir as solas da parte de frente e de trás do sapato; implementação de um circuito de monitorização das pilhas; mecanizar todo o processo de construção do sapato; construção de raiz de toda a placa de aquisição utilizando SMDs por forma a reduzir ainda mais as dimensões do sistema e poder utilizar o circuito de aquisição dos valores dos sensores recomendado pelo fabricante, obtendo assim um comportamento linear entre a força e a tensão; substituição dos sensores orientados na vertical por sensores com uma gama de forças de 0-111 Newtons que se aproximam mais da gama de variação das componentes horizontais da força de reação do solo; desenvolver um sistema físico de calibração dos sapatos; realização de uma série de testes utilizando o protótipo com os pés descalçados e calçados por forma a ver a influência da utilização do protótipo com os pés calçados sobre os dados; realização de testes em pacientes com diferentes patologias por forma a criar uma base de dados para o sistema com as várias patologias; e utilização de redes neuronais, que com base em dados de treino extraídos dos pacientes consiga identificar e diagnosticar patologias do andar.

6 Referências Bibliográficas

1. Mather, G. and L. Murdoch, *Gender discrimination in biological motion displays based on dynamic cues*. Proceedings of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences, 1994. **258**(1353): p. 273-279.
2. Powers, C.M., et al., *Are patellofemoral pain and quadriceps femoris muscle torque associated with locomotor function?* Physical Therapy, 1997. **77**(10): p. 1063-1075.
3. Zhang, B.-l., Y. Zhang, and R.K. Begg, *Gait classification in children with cerebral palsy by Bayesian approach*. Pattern Recognition, 2009. **42**(4): p. 581-586.
4. Grabiner, P.C., S.T. Biswas, and M.D. Grabiner, *Age-related changes in spatial and temporal gait variables*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2001. **82**(1): p. 31-35.
5. Frykberg, G.E., et al., *Impact of stroke on anterior-posterior force generation prior to seat-off during sit-to-walk*. Gait & Posture, 2012. **35**(1): p. 56-60.
6. Chen, M., B. Huang, and Y. Xu. *Intelligent shoes for abnormal gait detection*. in *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on*. 2008. IEEE.
7. Veltink, P.H., et al., *Ambulatory measurement of ground reaction forces*. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2005. **13**(3): p. 423-427.
8. Ferreira, J.P., M.M. Crisostomo, and A.P. Coimbra, *Human gait acquisition and characterization*. Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on, 2009. **58**(9): p. 2979-2988.
9. *Pedar, Sensole System*. 2010 [14-10-2013]; Pressure distribution measuring system for monitoring local loads between the foot and the shoe.]. Available from: <http://www.novel.de/novelcontent/pedar>.
10. Neumann, D.A., *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation*. 2013: Elsevier Health Sciences.
11. *Cinesiologia*. WIKIPÉDIA: a enciplopédia livre [cited 2013 10-12-2013]; Available from: <http://pt.wikipedia.org/wiki/Cinesiologia>.
12. Nussbaum, M.C., *Aristotle's De Motu Animalium: Text with translation, commentary, and interpretive essays*. 1985: Princeton University Press.
13. RASCH, P.J., *Cinesiologia e Anatomia Aplicada*, ed. G. Koogan. 1991, Rio de Janeiro.
14. Winter, D.A., *Biomechanics and motor control of human movement*. 2009: Wiley. com.
15. *Gait and Clinical Movement Analysis Society (GCMAS)* [cited 2013 26-10-2013]; Available from: <http://www.gcmas.org/>.
16. Saunders JBCM, I.V., Eberhart HD, *The major determinants in normal and pathological gait*. J Bone Joint Surg [Am], 1953: p. 35:543.

17. Cuccurullo, S., *Physical medicine and rehabilitation board review*. 2009: Demos Medical Publishing.
18. Nordin, M. and V.H. Frankel, *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Fourth ed. 2001: Wolters Kluwer Health.
19. Perry, J. and J.M. Burnfield, *Gait analysis: normal and pathological function*. 1993: Slack.
20. Bojsen-Møller, F. and L. Lamoreux, *Significance of free dorsiflexion of the toes in walking*. *Acta Orthopaedica*, 1979. **50**(4): p. 471-479.
21. Perry, J., *Anatomy and biomechanics of the hindfoot*. *Clinical orthopaedics and related research*, 1983. **177**: p. 9-15.
22. FALOPPA, F. and W. ALBERTONI, *Ortopedia e Traumatologia*. 2008, São Paulo, Manole.
23. Hutton, W.C., Scott, J.R.R., Stokes, I.A.F. *The mechanics of the foot*. The mechanics of the foot. In L. Klenerman (Ed.). 1973; Oxford, UK:[Blackwell Science].
24. Malanga, G. and J.A. DeLisa, *SECTION ONE*. *Gait Analysis In The Science Of Rehabilitation*, 1998. **2**: p. 1.
25. Cavanagh, P.R. and M.M. Rodgers, *Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing*. *Foot & Ankle International*, 1987. **7**(5): p. 262-278.
26. Tekscan, *FlexiForce® Sensors - User Manual*. 2010.
27. Mittlemeier TWF, M.M., *Pressure distribution measurements in gait analysis: dependency on easurement frequency*. Abstract presented at: 39th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, 1993.
28. Koopman, P. and T. Chakravarty. *Cyclic redundancy code (CRC) polynomial selection for embedded networks*. in *Dependable Systems and Networks, 2004 International Conference on*. 2004. IEEE.
29. Tanawongsuwan, R. and A. Bobick, *A study of human gaits across different speeds*. 2003, Georgia Tech, Tech. Rep.
30. Müller, M., *Dynamic time warping*. *Information retrieval for music and motion*, 2007: p. 69-84.
31. Stoica, P. and R.L. Moses, *Introduction to spectral analysis*. Vol. 1. 1997: Prentice hall Upper Saddle River, NJ. 3 - 4.

7 Anexos

7.1 Anexo A: Como ligar os sensores à caixa do hardware

A aparência da caixa que aloja o *hardware* é ilustrada na Figura 65. A orientação para conexão das fichas fêmeas às caixas é indicada na caixa por uma numeração de 1 até 4 como se pode ver nas etiquetas escritas a vermelho como mostra a Figura 65.



Figura 65. Caixa que aloja o *hardware*.

Cada sapato tem 4 fichas que vai ligar à caixa correspondente, e para cada ficha há uma etiqueta indicando a sua posição de encaixe na placa como pode-se observar no exemplo da Figura 66 apresentada em baixo.



Figura 66. Ficha de conexão aos sensores.

Por fim, depois de feita as conexões, obtemos as ligações apresentadas pela Figura 67.

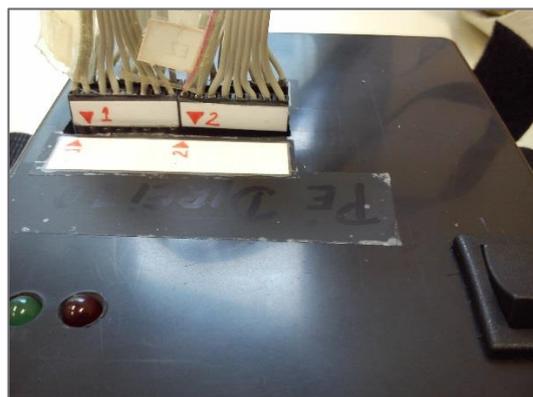


Figura 67. Conexão das fichas dos sapatos à caixa.

7.2 Anexo B: Esquemático do circuito de aquisição dos valores dos sensores

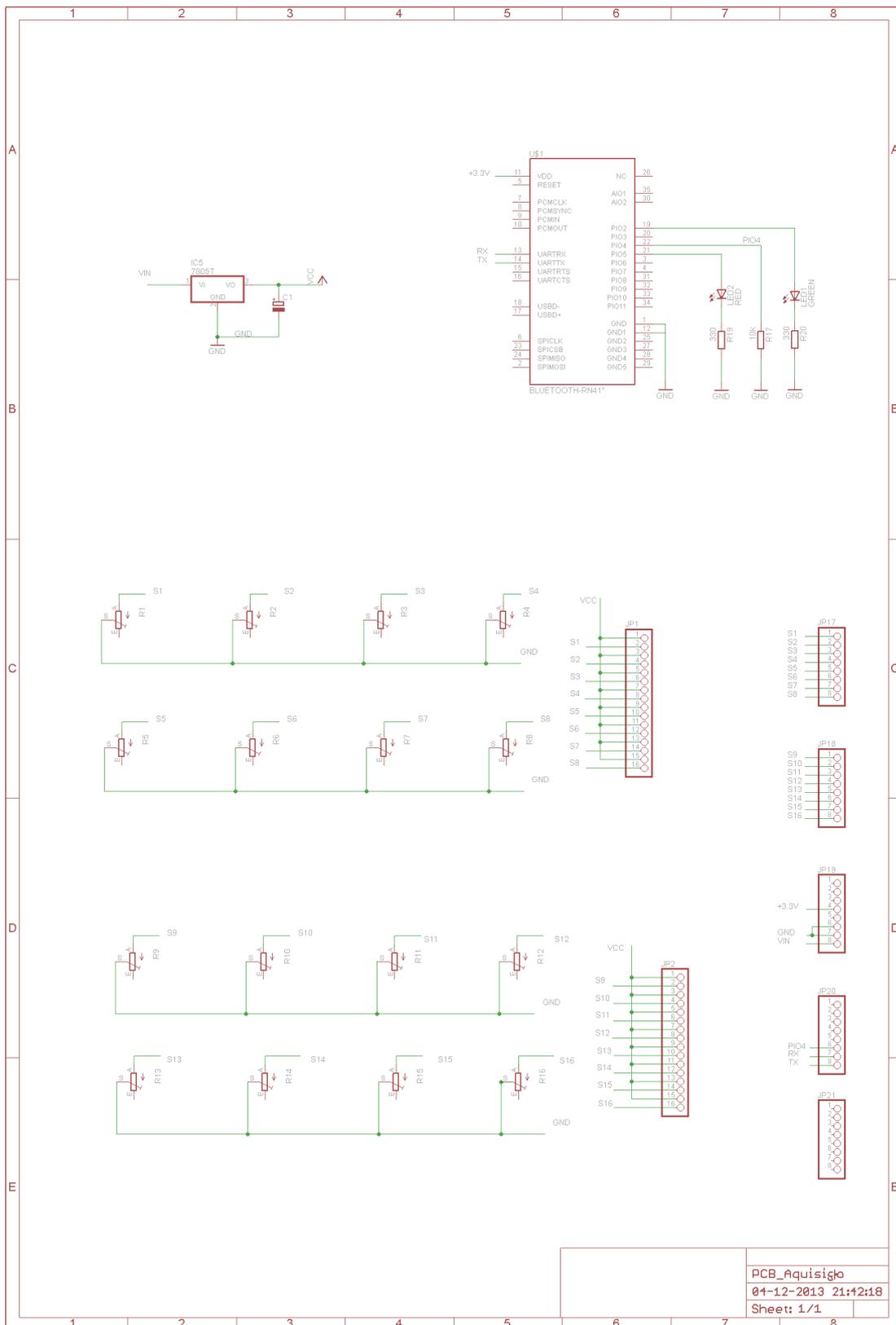


Figura 68. Esquemático da PCB de Aquisição dos valores dos sensores.

7.3 Anexo C: GUI de calibração dos sapatos

Na Figura 69, abaixo, é apresentado o GUI de calibração do sapato e a sua funcionalidade.

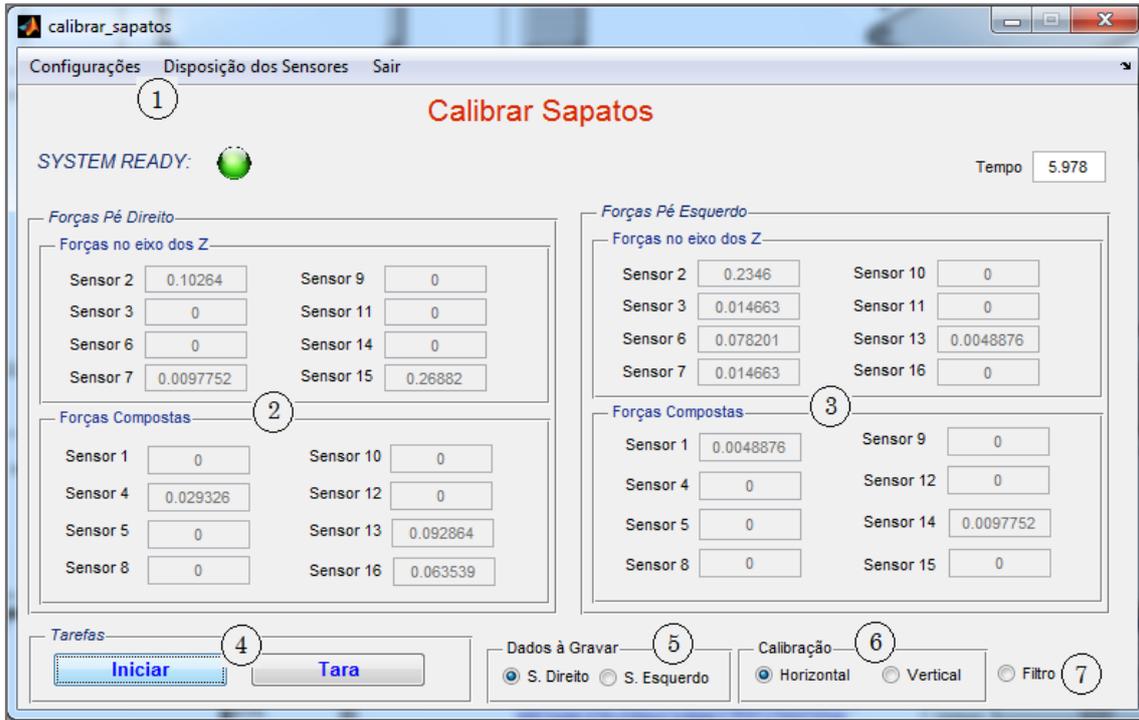


Figura 69. Layout do GUI de calibração dos Sapatos

As funcionalidades do Software são descritas de seguida:

1. Na barra de menus encontram-se a Configuração, a Disposição dos Sensores, e o botão Sair. No menu configurações estabelece-se as comunicações serial com os sapatos. O botão de disposição dos sensores abre uma janela apresentando os sapatos, e o posicionamento e enumeração dos sensores. Por último tem-se o botão de Sair que permite sair do GUI.
2. Visualização numérica e instantânea dos valores das forças dos 16 sensores do sapato do pé direito.
3. Visualização numérica e instantânea dos valores das forças dos 16 sensores do sapato do pé esquerdo.
4. Menu de tarefas onde temos os botões Iniciar e Tara. O Botão Iniciar permite o início da aquisição dos valores das forças dos sapatos. Após dar início à aquisição, quando se quiser parar a

aquisição, dependendo da parte do sapato que se quer calibrar, os dados desses sensores são guardados num ficheiro Excel. O botão Tara permite realizar a operação Tara sobre os sapatos, esses valores são guardados num ficheiro Excel para que posteriormente esses valores sejam subtraídos dos valores de calibração.

5. Grupo de botões que permitem escolher o sapato cujos dados de calibração serão guardados.
6. Grupo de botões que permitem, no sapato escolhido, quais os sensores a calibrar, os com orientação na horizontal ou na vertical.
7. *Radio Button* permitindo a seleção ou não da utilização do filtro.

7.4 Anexo D: Função em MATLAB que calcula as constantes de calibração

```

function resol = calibracaoSensores_desenvolvimento(lado,modo,peso)
% lado -> sapato a calibrar: d- direito, e- esquerdo
% modo -> cálculo de constantes de calibração: y- no eixo y,x- no eixo x,
% h- sensores orientados na horizontal
% peso -> peso À qual se pretende obter as constantes de calibração

filename = 'dadosCalibração.xlsx';
F = xlsread(filename);

switch (lado)
case 'd'
% ----- Retro-pé e Médio-pé direito & Ante-pé direito -----
x1=78; x2=65; x3=11; x4=11; x5=-25; x6=-25; x7=-195; x8=-195;
xcop = zeros(8);
xcop(1,:) = [x1 x1 x1 x1 x1 x1 x1 x1];
xcop(2,:) = [x2 x2 x2 x2 x2 x2 x2 x2];
xcop(3,:) = [x3 x3 x3 x3 x3 x3 x3 x3];
xcop(4,:) = [x4 x4 x4 x4 x4 x4 x4 x4];
xcop(5,:) = [x5 x5 x5 x5 x5 x5 x5 x5];
xcop(6,:) = [x6 x6 x6 x6 x6 x6 x6 x6];
xcop(7,:) = [x7 x7 x7 x7 x7 x7 x7 x7];
xcop(8,:) = [x8 x8 x8 x8 x8 x8 x8 x8];

y1=72; y2=26; y3=73; y4=27; y5=85; y6=15; y7=85; y8=15;% pé direito
ycop = zeros(8);
ycop(1,:) = [y1 y1 y1 y1 y1 y1 y1 y1];
ycop(2,:) = [y2 y2 y2 y2 y2 y2 y2 y2];
ycop(3,:) = [y3 y3 y3 y3 y3 y3 y3 y3];
ycop(4,:) = [y4 y4 y4 y4 y4 y4 y4 y4];
ycop(5,:) = [y5 y5 y5 y5 y5 y5 y5 y5];
ycop(6,:) = [y6 y6 y6 y6 y6 y6 y6 y6];
ycop(7,:) = [y7 y7 y7 y7 y7 y7 y7 y7];
ycop(8,:) = [y8 y8 y8 y8 y8 y8 y8 y8];
% ~~~~~
case 'e'
% ----- Retro-pé e Médio-pé esquerdo & Ante-pé esquerdo -----
x1=65; x2=78; x3=11; x4=11; x5=-25; x6=-25; x7=-195; x8=-195;
xcop = zeros(8);
xcop(1,:) = [x1 x1 x1 x1 x1 x1 x1 x1];
xcop(2,:) = [x2 x2 x2 x2 x2 x2 x2 x2];
xcop(3,:) = [x3 x3 x3 x3 x3 x3 x3 x3];
xcop(4,:) = [x4 x4 x4 x4 x4 x4 x4 x4];
xcop(5,:) = [x5 x5 x5 x5 x5 x5 x5 x5];
xcop(6,:) = [x6 x6 x6 x6 x6 x6 x6 x6];
xcop(7,:) = [x7 x7 x7 x7 x7 x7 x7 x7];
xcop(8,:) = [x8 x8 x8 x8 x8 x8 x8 x8];

y1=-26; y2=-72; y3=-27; y4=-73; y5=-15; y6=-85; y7=-15; y8=-85;% pé direito
ycop = zeros(8);
ycop(1,:) = [y1 y1 y1 y1 y1 y1 y1 y1];
ycop(2,:) = [y2 y2 y2 y2 y2 y2 y2 y2];
ycop(3,:) = [y3 y3 y3 y3 y3 y3 y3 y3];
ycop(4,:) = [y4 y4 y4 y4 y4 y4 y4 y4];
ycop(5,:) = [y5 y5 y5 y5 y5 y5 y5 y5];
ycop(6,:) = [y6 y6 y6 y6 y6 y6 y6 y6];
ycop(7,:) = [y7 y7 y7 y7 y7 y7 y7 y7];
ycop(8,:) = [y8 y8 y8 y8 y8 y8 y8 y8];
% ~~~~~
end

b = [0;0;0;0;0;0;0;0;peso;peso;peso;peso;peso;peso;peso;peso];

switch (modo)
case 'y'
y = zeros(8,8); %posição y de cada sensor
y(1,:) = [y1 y2 y3 y4 y5 y6 y7 y8];
y(2,:) = [y1 y2 y3 y4 y5 y6 y7 y8];
y(3,:) = [y1 y2 y3 y4 y5 y6 y7 y8];
y(4,:) = [y1 y2 y3 y4 y5 y6 y7 y8];
y(5,:) = [y1 y2 y3 y4 y5 y6 y7 y8];
y(6,:) = [y1 y2 y3 y4 y5 y6 y7 y8];

```

```

y(7,:) = [y1 y2 y3 y4 y5 y6 y7 y8];
y(8,:) = [y1 y2 y3 y4 y5 y6 y7 y8];
% Cálculo com base no xCoP
A11=F.*ycop;
A12=-F.*y;
A21=F;
A22=zeros(8);
A = [A11 A12;
      A21 A22];
case 'x'
x = zeros(8,8); %posição x de cada sensor
x(1,:) = [x1 x2 x3 x4 x5 x6 x7 x8];
x(2,:) = [x1 x2 x3 x4 x5 x6 x7 x8];
x(3,:) = [x1 x2 x3 x4 x5 x6 x7 x8];
x(4,:) = [x1 x2 x3 x4 x5 x6 x7 x8];
x(5,:) = [x1 x2 x3 x4 x5 x6 x7 x8];
x(6,:) = [x1 x2 x3 x4 x5 x6 x7 x8];
x(7,:) = [x1 x2 x3 x4 x5 x6 x7 x8];
x(8,:) = [x1 x2 x3 x4 x5 x6 x7 x8];
% Cálculo com base no xCoP
A11=F.*xcop;
A12=-F.*x;
A21=F;
A22=zeros(8);
A = [A11 A12;
      A21 A22];
case 'h'
b=[peso;peso;peso;peso]
A=F;
end

resol = (A\b);
%verificação da solução
teste_resol = A*resol

xlswrite('constantesCalibração.xlsx', resol);

```

7.5 Anexo E: Constantes de calibração por software dos sensores

Tabela 8. Constantes de correção dos valores das forças dos sensores do pé direito orientados na vertical.

CONSTANTES DE FORÇA (Pé Direito)								
Força	l1 (s11)	l2 (s9)	l3 (s15)	l4 (s14)	l5 (s7)	l6 (s6)	l7 (s3)	l8 (s2)
110	1,400629	1,507069	2,208898	2,501521	1,787182	1,283105	1,164296	1,551655
150	1,226695	1,597019	2,612293	4,306947	1,666253	1,110641	1,081198	1,321681
210	1,337875	1,312569	1,730547	1,413267	1,447367	1,190429	1,162969	1,323461
310	1,494555	1,516288	1,315379	1,052585	1,590776	1,298866	1,241641	1,441069
350	1,422295	1,946781	1,30704	1,129024	1,499687	1,325219	1,317509	1,534198
410	1,515289	1,906515	1,078338	0,724192	1,714281	1,454575	1,362454	1,596869
Média	1,399556	1,63104	1,708749	1,854589	1,617591	1,277139	1,221678	1,461489

Tabela 9. Constantes de correção dos valores do CoP no eixo x do pé direito.

CONSTANTES DE x_CoP (Pé Direito)								
Força	k1 (s11)	k2 (s9)	k3 (s15)	k4 (s14)	k5 (s7)	k6 (s6)	k7 (s3)	k8 (s2)
110	1,479464	1,588959	2,863578	2,731388	1,787182	1,213022	1,178214	1,56163
150	1,307785	1,56967	4,366094	0,521095	1,780645	1,192916	1,086509	1,340769
210	1,48544	1,384604	-1,29133	3,817663	1,588426	1,254123	1,1747	1,339343
310	1,571427	1,584681	2,496621	3,125521	1,553313	1,48952	1,242219	1,448588
350	1,639957	1,947381	3,37449	0,00606	2,097813	1,358692	1,329646	1,599683
410	1,873726	1,789863	1,265123	0,377588	1,763066	1,257116	1,390304	1,612555
Média	1,559633	1,644193	2,179096	1,763219	1,761741	1,294231	1,233599	1,483761

Tabela 10. Constantes de correção dos valores do CoP no eixo y do pé direito.

CONSTANTES DE y_CoP (Pé Direito)								
Força	m1(s11)	m2 (s9)	m3(s15)	m4(s14)	m5(s7)	m6 (s6)	m7 (s3)	m8 (s2)
110	1,498539	1,250181	2,099092	2,782866	1,787182	1,12188	1,164296	1,373487
150	1,233242	1,363552	2,437652	4,457875	1,715438	0,954591	1,089762	1,020156
210	1,36338	1,248878	1,865264	1,655522	1,46834	1,0282	1,201685	1,189192
310	1,598532	1,543048	1,103074	0,769756	1,769819	1,237369	1,311792	0,704302
350	1,466732	1,93767	1,141933	1,228317	1,663511	1,250746	1,344198	1,214941
410	1,702037	1,273334	0,876507	1,485923	1,782142	1,215183	1,508405	1,031316
Média	1,477077	1,43611	1,587254	2,063377	1,697738	1,134662	1,270023	1,088899

Tabela 11. Constantes de correção dos valores das forças dos sensores do pé esquerdo orientados na vertical.

CONSTANTES DE FORÇA (Pé Esquerdo)								
Força	l1 (s10)	l2 (s11)	l3 (s16)	l4 (s13)	l5 (s3)	l6 (s2)	l7 (s6)	l8 (s7)
110	1,431662	0,796911	1,255125	2,143613	1,116014	1,140581	1,187524	1,446607
150	1,35121	0,807345	1,247175	1,555654	0,993679	1,063172	1,076246	1,357363
210	1,238988	0,919771	1,03522	1,139964	1,033439	1,129231	1,111019	1,527431
310	1,20155	1,014567	1,068332	1,031406	1,100745	1,273639	1,207793	1,582023
350	1,106069	1,07058	1,166372	0,793363	1,167506	1,2947	1,203383	1,673586
410	1,44637	1,170557	0,780161	0,928164	1,349763	1,335085	1,255404	1,839232
Média	1,295975	0,963288	1,092064	1,265361	1,126858	1,206068	1,173561	1,57104

Tabela 12. Constantes de correção dos valores do CoP no eixo x do pé esquerdo.

CONSTANTES DE x_CoP (Pé Esquerdo)								
Força	k1 (s10)	k2 (s11)	k3 (s16)	k4 (s13)	k5 (s3)	k6 (s2)	k7 (s6)	k8 (s7)
110	1,462876	0,818758	1,795794	3,565899	1,171204	1,065286	1,204556	1,463919
150	1,532887	0,827422	1,26332	1,206801	1,001832	1,041619	1,079812	1,383883
210	1,2266	0,941716	1,778662	1,560941	1,036151	1,346909	1,127825	1,564656
310	1,210528	1,120952	1,288746	2,713563	1,121744	0,884313	1,211481	1,588388
350	1,261496	1,210571	0,958514	2,11641	1,135296	1,563658	1,239894	1,673241
410	1,396615	1,326428	3,091114	2,388336	1,256112	1,126273	1,299204	1,848276
Média	1,3485	1,040974	1,696025	2,258658	1,12039	1,171343	1,193795	1,587061

Tabela 13. Constantes de correção dos valores do CoP no eixo y do pé esquerdo.

CONSTANTES DE y_CoP (Pé Esquerdo)								
Força	m1 (s10)	m2(s11)	m3(s16)	m4(s13)	m5 (s3)	m6 (s2)	m7 (s6)	m8 (s7)
110	1,242214	0,799221	1,150373	2,004317	0,691231	1,151658	1,081064	1,446416
150	1,289336	0,808882	0,998624	1,473958	0,947655	1,065976	1,030315	1,357283
210	1,106474	0,934507	0,987972	0,874524	0,626178	1,283281	1,091293	1,55675
310	0,508757	1,026062	1,210059	0,96264	-0,05576	1,282866	0,878339	1,667859
350	0,548001	1,129299	0,838265	0,563601	0,260676	1,343688	0,380024	1,684337
410	1,130705	1,281897	0,243161	0,598447	0,871154	1,505777	0,422729	1,844009
Média	0,970915	0,996645	0,904742	1,079581	0,556856	1,272208	0,813961	1,592776

