

Diogo Filipe Pereira Remígio

Interface para Equipamento de Análise da Marcha Humana utilizando Sapatos Instrumentados

Dissertação de Mestrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores

Janeiro 2016





Departamento de Engenharia Eletrotécnica e de Computadores
Faculdade de Ciências e Tecnologia
Universidade de Coimbra

Dissertação
para obtenção do Grau de
Mestre em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores

Interface para Equipamento de Análise da Marcha Humana utilizando Sapatos Instrumentados

Diogo Filipe Pereira Remígio

Orientadores

Prof. António Paulo Mendes Breda Dias Coimbra
Prof. João Paulo Morais Ferreira
Prof. Manuel Marques Crisóstomo

Júri

Prof. Pedro Manuel Gens Azevedo de Matos Faia (Presidente)
Prof. António Paulo Mendes Breda Dias Coimbra (Vogal)
Prof. Rui Pedro Duarte Cortesão (Vogal)

Janeiro 2016

Dedico este trabalho à minha família e amigos que sempre me apoiaram nestes últimos 5 anos.

Agradecimentos

Agradeço aos meus orientadores, Prof. João Ferreira, Prof. António Coimbra e Prof. Manuel Crisóstomo pelo apoio e pelas ideias que me foram dadas ao longo da dissertação.

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 também aos investigadores do Instituto de Sistemas e Robótica, Eng. Paulo Ferreira e Eng. Stephane Cruz pela paciência e pela ajuda que contribuiu para a conclusão deste projeto.

Por fim, quero agradecer aos meus pais, Rui Remígio e Sidalina Remígio, ao meu irmão, Bruno Remígio e a todos os meus amigos pelo apoio que me foi dado nesta etapa.

Resumo

A marcha humana é muitas vezes afetada por patologias originadas a partir de lesões neuromusculares e músculo-esqueléticas. Para reabilitação de pacientes que têm a marcha afetada por este tipo de lesões, é conveniente ter um sistema que permita adquirir dados relativos à marcha, para que posteriormente, esta se possa caracterizar, de modo a avaliar a severidade da patologia.

Esta dissertação consiste principalmente numa aplicação para dispositivos móveis com a plataforma *Android*. Esta aplicação permite a comunicação sem fios com um sapato instrumentado, projetado para caracterizar a marcha humana. Esta aplicação móvel permite visualizar os dados tratados relativos aos 16 sensores de força presentes em cada sapato, visualizar as componentes das forças exercidas e obter a localização do centro de pressão (CoP *Center of Pressure*). Estes dados são guardados numa base de dados e são gerados automaticamente ficheiros *excel* para, após a realização do exame, poderem ser consultados para diagnóstico. Para além destas funcionalidades possibilita ainda a utilização do acelerómetro presente no dispositivo móvel (*smartphone* ou *tablet*) para contagem dos passos, determinação da duração dos passos e para determinação da velocidade e posição de uma pessoa a caminhar. Contudo através de testes, verificou-se que este acelerómetro é pouco preciso para determinação da velocidade e posição, no entanto tem a precisão suficiente para determinar o número e a duração dos passos.

Foi ainda implementado um módulo de software que calcula, em modo *offline*, o índice de simetria (IS).

A aplicação *android* desenvolvida para *smartphones* e *tablets* juntamente com o sapato instrumentado torna-se uma plataforma muito útil para profissionais envolvidos na área da medicina física e de reabilitação, e tem um grande potencial interesse na área da biomecânica, jogos interativos por computador e área do desporto.

Palavras-chave: sapato instrumentado, android, sensores de força, marcha humana, diagnóstico médico, dispositivos móveis.

Abstract

The human gait is often affected by pathologies caused by neuromuscular or musculoskeletal injuries. For rehabilitation of patients, who have the gait affected by this type of injuries, it is required a system to acquire data, to characterize the gait and assess the severity of the pathology.

This dissertation consists of an application for mobile devices running in the Android platform. The application allows wireless communication with an instrumented shoe, designed to characterize the human gait. In this mobile application are shown, the data acquired by the 16 force sensors that are contained in each instrumented shoe, the forces components and is determined the location of the center of pressure (CoP). This data are saved in a database, and are automatically generated excel files, that can be consulted for diagnosis afterwards.

Beyond this functionalities, the application uses the accelerometer, that is contained in the mobile device, to determine the velocity and position of the walking human, and to count the number of steps and duration of them. However, the results showed that the accelerometer had too low accuracy to determine the velocity and position, having enough accuracy to count the number of steps.

It was also created an offline software module, to evaluate the simetry index during the gait.

This android application, developed for smartphones and tablets, together with the instrumented shoes, can become a very useful platform for professionals who works on physical medicine and rehabilitation. This platform has also an strong interest in the biomechanical area, interactive computer games and sports.

Keywords: instrumented shoe, android, force sensors, human gait, medical diagnosis, mobile devices.

Conteúdo

Lista de Figuras	vii
Lista de Tabelas	ix
Acrónimos e Símbolos	xi
1 Introdução	1
1.1 Motivação	1
1.2 Objetivos	2
1.3 Contribuições Principais	2
1.4 Estrutura da Tese	3
2 Revisão da Literatura	5
2.1 Marcha Humana	5
2.1.1 Cinemática da Marcha	6
2.1.2 Estrutura e Cinemática do Pé	7
2.1.3 Cinética da Marcha	9
2.1.4 Instrumentos para Análise Cinética e da Cinemática da Marcha	12
2.2 Plataforma Android	13
2.2.1 Arquitetura Android	13
2.2.2 Desenvolvimento de Aplicações na Plataforma Android	14
2.2.3 Sensores nos Dispositivos Móveis Android	14

2.2.4	Aplicações Android para Análise da Marcha	16
2.3	Sapato Instrumentado	17
2.3.1	Estrutura Física do Sapato	17
3	Desenvolvimento	21
3.1	Calibração dos Sensores de Força	21
3.2	Ligação entre o Sapato Instrumentado e o Dispositivo Android	23
3.3	Tratamento dos Dados Adquiridos	25
3.4	Descrição da Aplicação	28
3.4.1	Verificação dos Sensores de Força	29
3.4.2	Base de Dados para Pacientes	30
3.4.3	Descrição da Janela de Visualização dos Dados	32
3.4.4	Determinação da Velocidade, Posição e Número de Passos	35
3.4.5	Índice de Simetria	38
4	Testes e Resultados	41
4.1	Testes usando o Acelerómetro do Dispositivo Móvel Android	41
4.2	Testes usando a Aplicação Android	46
5	Conclusões e Trabalho Futuro	49
5.1	Conclusões	49
5.2	Trabalho Futuro	50
	Bibliografia	55
A	Anexos	57
A.1	Placas de Comunicação e Aquisição do Sapato Instrumentado SANDAL	58
A.2	Coordenadas dos Sensores Colocados na Horizontal	59
A.3	Principais Técnicas usadas pelo Protocolo ZigBee Pro	59

A.4 Algoritmos Desenvolvidos	60
--	----

Lista de Figuras

2.1	Ciclo da marcha	6
2.2	Divisão do pé	7
2.3	Vista lateral do sistema esquelético do pé	8
2.4	Movimentos do pé e tornozelo	8
2.5	Componentes da força de reação da superfície de apoio que atuam sobre o pé durante o ciclo da marcha	10
2.6	Reta esperada das forças entre o pé dominante e o pé não dominante para o cálculo do IS (a preto)	11
2.7	Progressão do CoP em função da percentagem do ciclo da marcha	12
2.8	Arquitetura da plataforma Android	13
2.9	Referencial do Dispositivo Android	15
2.10	Circuito do acelerómetro de um smartphone	16
2.11	Sistema LEGSys TM para análise da marcha	17
2.12	Estrutura do sapato instrumentado	18
2.13	Assemblagem dos sensores	19
2.14	Layout do sapato instrumentado	19
2.15	Circuito de acondicionamento dos sensores de força	20
3.1	Suporte para calibração dos sensores de força	22
3.2	Reta de calibração dos sensores verticais	22
3.3	Reta de calibração dos sensores horizontais	22

3.4	Esquema de ligação entre o sapato e a aplicação	23
3.5	Topologia da rede Zigbee Pro implementada	24
3.6	Esquema representativo da aquisição e envio de dados	25
3.7	Ficheiros principais e bibliotecas externas	28
3.8	Layout da janela inicial da aplicação	29
3.9	Layout da janela para verificação dos sensores	30
3.10	Layout da Activity 'insere dados'	30
3.11	Diagrama entidade relacionamento da base de dados desenvolvida	31
3.12	Layout da janela de visualização dos dados com o separador 'Dados'	32
3.13	Layout dos valores dos sensores e localização do CoP	33
3.14	Layout do separador 'Gráficos Pé-Direito'	34
3.15	Vista lateral da colocação do smarthphone na cintura do paciente	35
3.16	Erro acumulativo no cálculo do integral	37
3.17	Integração com o método do trapézio	37
3.18	Layout da janela velocidade	38
3.19	Layout do módulo 'Índice de Simetria'	39
4.1	Aplicação acelerometer frequency	41
4.2	Calibração do sensor de movimento	42
4.3	Teste na passadeira	43
4.4	Teste ao caminhar	43
4.5	Posição, velocidade e aceleração obtidas por gravação de vídeo e através das medidas do acelerómetro durante o teste na passadeira de corrida/marcha.	44
4.6	Posição, velocidade e aceleração obtidas por gravação de vídeo e através das medidas do acelerómetro durante o andar de uma pessoa num percurso linear de 5 metros.	45
4.7	Teste dos sensores de força do sapato direito	47
4.8	Valores dos sensores de força e localização do CoP	47

4.9	Força vertical exercida durante o teste	47
4.10	Curvas das forças verticais do lado direito (a verde) e do lado esquerdo (a vermelho) exercidas por um individuo saudável	48
A.1	Interligação entre o módulo de comunicação e a placa de aquisição	58
A.2	Diagrama de blocos do módulo de comunicação JN-DS-JN5148MO	58
A.3	Algoritmo para o cálculo do índice de simetria no módulo 'índice de simetria' . . .	62

Lista de Tabelas

2.1	Parâmetros da cinética da marcha em condições normais	7
2.2	Características de cada sapato	18
3.1	Campos de cada pacote recebido no dispositivo móvel <i>Android</i>	25
3.2	Coefficientes do filtro Butterworth	36
4.1	Valores esperados e obtidos no teste realizado na passadeira de corrida/marcha . .	44
4.2	Comprimento e duração das passadas obtidas por vídeo e através das leituras do acelerómetro	46
4.3	Tempos de início e fim de cada passada	46
A.1	Coordenadas dos sensores colocados na horizontal, para o sapato direito e para o sapato esquerdo	59

Acrónimos e Símbolos

Abreviatura	Significado
ADC	Analog-to-Digital Converter
AST	Active Space Technologies
CHUC	Centro Hospitalar Universitário de Coimbra
COM	Communication port
CoP	Center of Pressure
DEEC	Departamento de Engenharia Eletrotécnica e de Computadores
FPS	Frames Por Segundo
FTDI	Future Technology Devices International
GPS	Global Positioning System
IDE	Integrated Development Environment
IMC	Índice de Massa Corporal
IS	Índice de Simetria
ISEC	Instituto Superior de Engenharia de Coimbra
ISR	Institute of Systems and Robotics
JAR	Java Archive
MEMS	Micro Electro Mechanical System
OTG	On-The-Go
PCB	Printed Circuit Board
PDF	Portable Document Format
SD	Secure Digital
SPI	Serial Peripheral Interface
SQL	Structured Query Language
UART	Universal Asynchronous Receiver/Transmitter
USB	Universal Serial Bus

Capítulo 1

Introdução

*Os dias prósperos não vêm por acaso,
nascem de muito trabalho e per-
sistência.*
(Henry Ford, Empreendedor)

1.1 Motivação

A marcha humana é muitas vezes afetada por patologias, originadas a partir de lesões neuromusculares ou músculo-esqueléticas. Este tipo de lesões causam fraquezas musculares e perda do controlo de articulações que provocam alterações na marcha humana. Para reabilitação de pacientes que têm a marcha afetada por estas patologias é necessário ter um sistema que permita adquirir dados relativos à marcha humana, para que posteriormente esta se possa caracterizar e avaliar a severidade da patologia.

Com isto surgiu o projeto SANDAL (*Standing AND Adaptive Locomotion*) que consiste no desenvolvimento de um sapato instrumentado para caracterização e análise da marcha humana. Este projeto pretende desenvolver um sistema para auxiliar no diagnóstico de patologias da marcha por profissionais envolvidos no estudo da marcha humana. Para além da área da medicina de reabilitação, esta tecnologia, tem um grande interesse para outras áreas, entre as quais, a biomecânica, os jogos interativos por computador e área do desporto.

Neste projeto inserem-se as seguintes entidades: o Departamento de Engenharia Eletrotécnica e de Computadores da Universidade de Coimbra (DEEC-UC), o Instituto de Sistemas e Robótica

(ISR), o Instituto Superior de Engenharia de Coimbra (ISEC), a *Active Space Technologies* (AST) e o Serviço de Medicina Física e Reabilitação do Centro Hospitalar Universitário de Coimbra (CHUC).

1.2 Objetivos

O objetivo que se pretendia com esta dissertação era adicionar ao projeto SANDAL uma interface entre o sapato instrumentado e um dispositivo móvel equipado com a plataforma *Android* (*smartphone* ou *tablet*). Com isto desejava-se obter uma aplicação *Android* que através de comunicação sem fios com o sapato instrumentado, realizasse o tratamento e visualização dos dados adquiridos pelo sapato. Estes dados incluem as componentes das forças de reação da superfície de apoio: a componente vertical e as forças horizontais exercidas durante a marcha. Estas componentes, juntamente com o (CoP) centro de pressão, obtido a partir das componentes verticais das forças de reação do solo, constituem os padrões de caracterização da marcha humana.

Pretendia-se que a aplicação tivesse a possibilidade de utilizar o acelerómetro presente no dispositivo móvel *Android* para determinação da velocidade e da posição de uma pessoa a caminhar. Pretendia-se ainda uma contagem automática do número de passadas, passos e duração destes.

Para além disto, pretendia-se criar uma interface, que permitisse visualizar o índice de simetria (IS) ao longo das passadas realizadas durante a marcha.

Com tudo isto ambicionava-se criar uma plataforma *Android* para *smartphones* e *tablets*, útil e de fácil uso para profissionais envolvidos no estudo da marcha humana.

1.3 Contribuições Principais

Foi desenvolvida uma aplicação *Android* para dispositivos móveis, *smartphones* e *tablets*, para comunicação com o sapato instrumentado SANDAL, atribuindo-lhe assim uma melhor mobilidade. No dispositivo móvel contendo esta aplicação, é recebida periodicamente uma mensagem contendo a informação relativa aos dados de leitura dos sensores de força de cada sapato (sapato direito e sapato esquerdo). Esta mensagem é interpretada na aplicação obtendo os dados sobre as componentes das forças de reação da superfície de apoio: a componentes vertical e as forças laterais. A partir da componente vertical da força é calculado o CoP.

Estes dados são tratados, exibidos numa interface gráfica e guardados numa base de dados. São ainda gerados automaticamente ficheiros *excel* com a informação relativa ao exame de cada paciente.

Foi analisada através de testes a viabilidade de usar o acelerómetro presente no dispositivo móvel *Android* para obter a velocidade e posição da pessoa durante a marcha. Estes testes comprovaram que o acelerómetro é pouco preciso para determinar a velocidade e posição durante a marcha humana. No entanto com estes testes verificou-se que o acelerómetro presente no dispositivo móvel é útil e tem precisão suficiente para a determinação do número e duração dos passos. Com isto, foi criado um algoritmo que conta automaticamente o número de passos e a sua duração.

Foi ainda criado um módulo de software, que em modo *offline* permite calcular e visualizar o índice de simetria (IS), a partir das forças verticais exercidas durante a marcha do pé direito e pé esquerdo.

1.4 Estrutura da Tese

Esta dissertação encontra-se dividida em 5 capítulos.

Capítulo 1 - Este capítulo introduz o problema existente, estabelece os objetivos pretendidos e apresenta as contribuições principais da dissertação.

Capítulo 2 - Introdução aos conceitos teóricos inerentes ao problema, onde é dada importância ao estudo da marcha humana, às características da plataforma *Android* e é explicada a estrutura do sapato instrumentado utilizado e os seus componentes principais. Neste capítulo são ainda apresentados os desenvolvimentos existentes na área em estudo.

Capítulo 3 - Neste capítulo é apresentada a solução implementada. É aqui explicado em detalhe a ligação entre o sapato e o dispositivo *Android* e é feita uma descrição da aplicação desenvolvida, apresentando todas funcionalidades e os módulos de software criados.

Capítulo 4 - Neste capítulo encontram-se os testes e resultados obtidos a partir da solução desenvolvida.

Capítulo 5 - Por fim, no capítulo 5, encontram-se as conclusões sobre o trabalho desenvolvido e propostas para trabalho futuro.

Capítulo 2

Revisão da Literatura

Neste capítulo é apresentada uma revisão da literatura fundamental para o projeto proposto. Nesta revisão é evidenciada a importância do estudo da marcha e as suas características. São também apresentadas as características da plataforma *Android*. Efetua-se ainda uma análise aos desenvolvimentos existentes na área em estudo, e é apresentado o sapato instrumentado utilizado, indicando a sua estrutura e principais características.

2.1 Marcha Humana

A marcha humana foi objeto de estudo durante muitos anos. A partir do estudo da marcha é possível obter o conhecimento da biomecânica normal, diagnosticar padrões, monitorizar após intervenção terapêutica, corrigir padrões patológicos de marcha e prevenir co-morbilidades [1].

Os padrões de patologia da marcha podem ser divididos em etiologias neuromusculares ou músculo-esqueléticas. As causas músculo-esqueléticas mais comuns são: a discrepância do comprimento das pernas, a patologia do quadril, joelho, pé e do tornozelo. Nas causas neuromusculares, as mais comuns são as condições cerebrovasculares do sistema nervoso central e degeneração cerebelar [2].

Para que um indivíduo possa andar corretamente devem-se verificar as seguintes condições[1]:

- **Integridade músculo-esquelética** - funcionamento dos ossos, articulações e músculos;
- **Controlo neurológico** - receção e integração de mensagens provenientes do cérebro para localizar o corpo no espaço;

- **Equilíbrio** - capacidade de manter a posição vertical;
- **Locomoção** - capacidade de iniciar e manter a marcha rítmica.

2.1.1 Cinemática da Marcha

Nesta secção são apresentadas as definições relativas à cinemática da marcha: passo, cadência da marcha, passada e ciclo da marcha. Por fim, são expostos os parâmetros normais da cinemática da marcha.

Passo

O passo corresponde ao espaço entre o contacto inicial de um pé no solo e o contacto inicial do pé contralateral. Este pode ser expresso em tempo (segundos) ou em comprimento (metros) [3].

Cadência da marcha

A cadência da marcha corresponde ao número de passos por unidade de tempo (passos/min) [3].

Passada

A passada corresponde ao espaço entre o contacto inicial de um pé no solo e o novo contacto inicial do mesmo pé. Pode ser expresso em tempo (segundos) ou em comprimento (metros). Dado isto, uma passada corresponde a dois passos [3].

Ciclo da Marcha

Uma matéria muito importante no estudo da marcha humana é o seu ciclo. Este define-se pelas várias fases existentes no período de tempo desde o contacto de um pé no solo até ao contacto seguinte desse mesmo pé. As várias fases do ciclo da marcha são apresentadas na Figura 2.1.

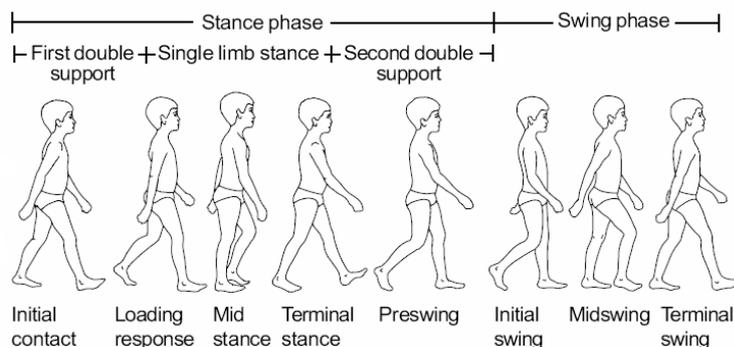


Figura 2.1: Ciclo da Marcha [1]

O ciclo da marcha divide-se em fase de apoio (*stance phase*) e fase de balanço (*swing phase*). A fase de apoio consiste em cinco etapas: contacto inicial (*initial contact*), resposta a carga (*loading response*), apoio médio (*midstance*), apoio final (*terminal stance*) e pré-balanço (*preswing*). Na fase de balanço as etapas são: balanço inicial (*initial swing*), balanço médio (*midswing*) e balanço final (*terminal swing*) [2].

Condições Normais da Cinemática da Marcha

O andar humano nas condições normais tem os parâmetros expostos na tabela 2.1.

Tabela 2.1: Parâmetros da cinética da marcha em condições normais

Velocidade	82 m/min
Comprimento do passo	0.75 m
Comprimento da passada	1.4 m
Cadência	113 passos/min

Relativamente ao ciclo da marcha num andar considerado normal, a fase de apoio engloba 62% do ciclo e a fase de balanço 38% do ciclo [2].

2.1.2 Estrutura e Cinemática do Pé

Um outro dado muito importante no estudo da marcha humana é o pé humano. Este proporciona ao corpo humano uma base estável que confere o suporte e equilíbrio numa fase de apoio e uma estabilidade adequada durante o processo da marcha. O pé, na maioria das vezes, é dividido em 3 unidades funcionais: o retro-pé, o médio-pé e ante-pé [4].

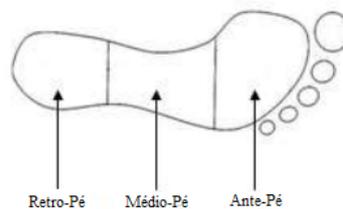


Figura 2.2: Divisão do pé [4]

Relativamente ao sistema esquelético do pé humano, no retro-pé situa-se o tálus e o calcâneo, no médio pé encontram-se os ossos do tarso, e no ante-pé encontram-se os metatarsos e falanges.

O sistema esquelético do pé encontra-se representado na Figura 2.3.

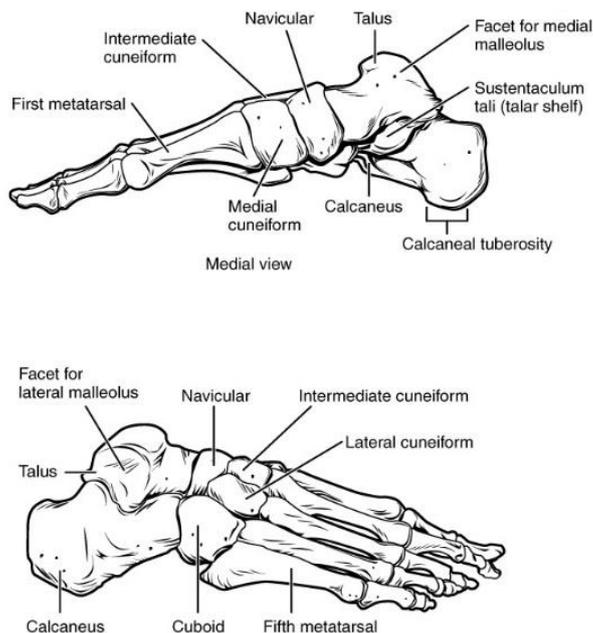


Figura 2.3: Vista lateral do sistema esquelético do pé [2]

Na Figura 2.4 são apresentados os movimentos das articulação do pé e do tornozelo.

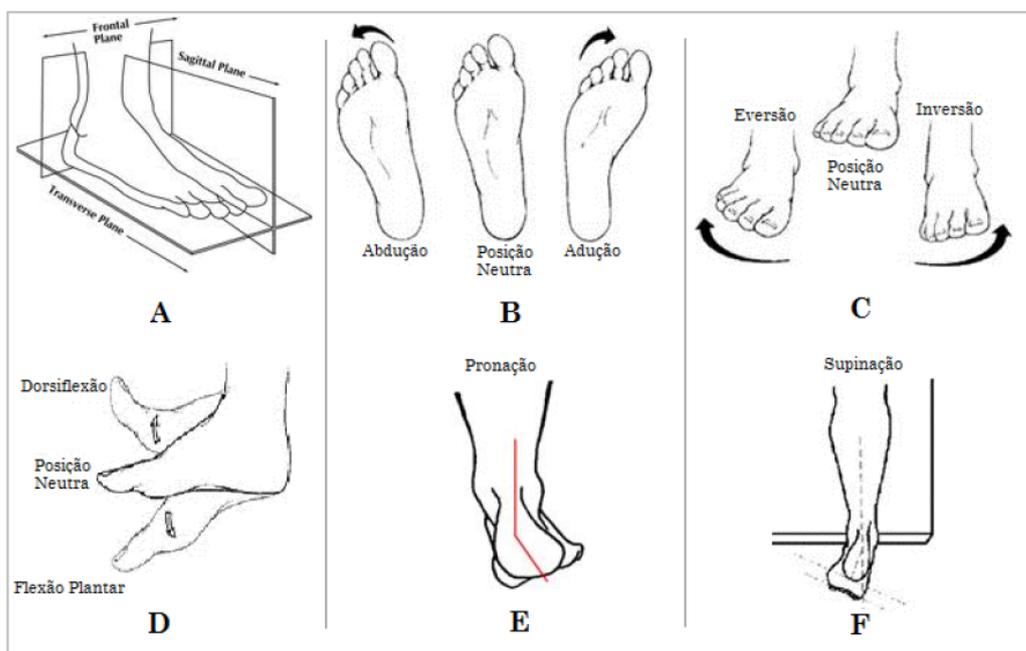


Figura 2.4: Movimentos do pé e tornozelo [2]

Estes movimentos indicados na Figura 2.4 são: abdução, adução, inversão, eversão, dorsiflexão,

flexão plantar, pronação e supinação. De seguida estes movimentos são explicados com um maior detalhe.

- **Abdução** - movimento do pé que ocorre no plano transversal, onde os dedos dos pés são apontados para fora.
- **Adução** - corresponde ao movimento contrário da abdução, onde os dedos dos pés são apontados para dentro.
- **Inversão** - movimento que ocorre no plano frontal, quando a borda medial do pé move-se em direção à parte lateral medial da perna. A amplitude máxima deste movimento é de 20°.
- **Eversão** - ocorre quando a borda lateral do pé move-se em direção à parte lateral da perna.
- **Dorsiflexão** - movimento de aproximação do dorso do pé à parte anterior da perna.
- **Flexão plantar** - movimento que procura alinhar o pé com o eixo da perna.
- **Pronação** - movimento em torno de um eixo oblíquo do pé criando um único grau de liberdade. 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.
- **Supinação** - movimento oposto do movimento de pronação, onde existe uma inversão do calcâneo, abdução, e flexão planar.

2.1.3 Cinética da Marcha

Nesta secção é feita uma análise cinética da marcha humana em condições normais. Esta análise consiste numa descrição das forças existentes no movimento do pé. Estas forças englobam a componente vertical e as forças laterais (forças de tensão tangencial) exercidas durante a marcha. Estas forças juntamente com o centro de pressão (CoP), determinado a partir das componentes verticais das forças de reação do solo, são elementos importantes para caracterizar a marcha.

Força Vertical e Forças de Tensão Tangencial

Durante o andar atuam entre o pé e a superfície de apoio: a força vertical, a força de tensão tangencial ante-posterior e a força de tensão tangencial medial-lateral [2]. Na Figura 2.5 são

apresentadas as componentes da força de reação da superfície de apoio que atuam sobre o pé durante o ciclo da marcha.

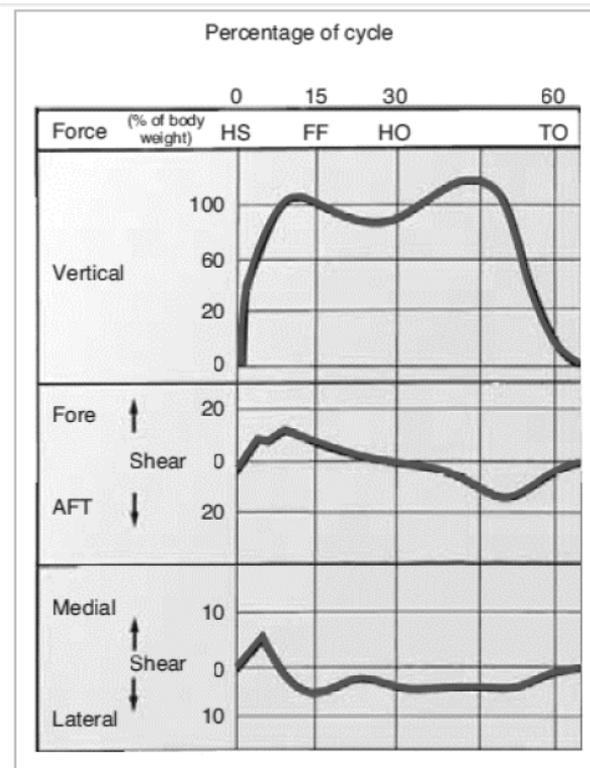


Figura 2.5: Componentes da força de reação da superfície de apoio que atuam sobre o pé durante o ciclo da marcha [2]

A força vertical de reação do solo apresenta dois picos, o primeiro pico encontra-se no contacto inicial da fase de apoio, e o segundo pico ocorre mais tarde antes do início da fase de balanço do ciclo da marcha.

A tensão tangencial ante-posterior demonstra uma travagem inicial pelo pé, que consiste numa força de tensão tangencial para a frente sobre o solo. Posteriormente ocorre uma tensão tangencial para trás sobre o solo para se chegar à posição final.

A maior parte da tensão tangencial medial-lateral é direcionada lateralmente devido ao centro de gravidade do corpo ser orientado medialmente sobre o pé.

Índice de Simetria

A marcha humana apresenta assimetrias distintas em condições normais/saudáveis e em condições patológicas. Com base nos valores da força vertical exercida durante o andar, é possível quantificar a simetria da força exercida entre o pé esquerdo e o pé direito. Assim é determinado o

índice de simetria (IS) com base no declive da reta (em graus) obtida com o ajuste dos pontos da curva média das forças verticais do pé dominante e do pé não dominante, como mostra na Figura 2.6 [5].

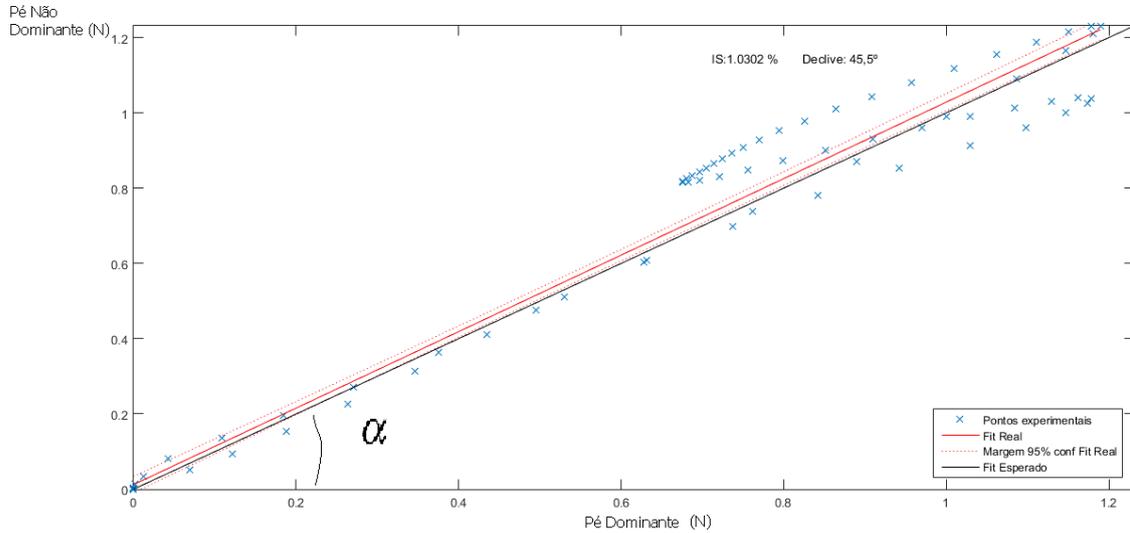


Figura 2.6: Reta esperada das forças entre pé dominante e o pé não dominante para o cálculo do IS (a preto)[5]

Assim, o IS corresponde à diferença relativa percentual entre o declive obtido e o declive esperado, onde 45° indica uma simetria perfeita entre os dois lados [5].

$$IS = \frac{\alpha - 45}{45} \quad (2.1)$$

Centro de Pressão (CoP)

Um outro elemento necessário para o estudo da marcha é o centro de pressão (CoP - *Center of Pressure*). Este define-se como o ponto de aplicação da resultante das forças verticais aplicadas na superfície de apoio. Em [6] é apresentado o comportamento do CoP durante o andar normal. Este é inicialmente localizado no centro do calcanhar e acelera rapidamente em todo o médio-pé para chegar à parte dianteira do pé, onde 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. Na Figura 2.7 é apresentada a progressão do CoP em função da percentagem do ciclo da marcha em condições normais.

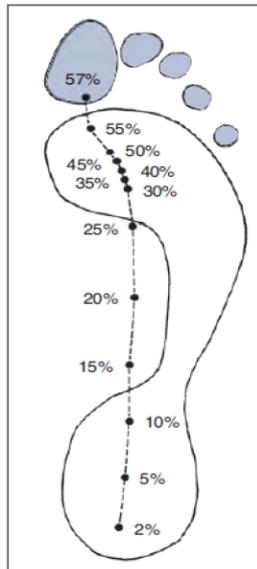


Figura 2.7: Progressão do CoP em função da porcentagem do ciclo da marcha [2]

2.1.4 Instrumentos para Análise Cinética e da Cinemática da Marcha

Existem alguns instrumentos para medir a pressão exercida no solo durante o andar e para caracterizar a marcha humana, mas estes acabam por ter algumas limitações sobretudo por apenas conseguirem adquirir a componente vertical da força de reação da superfície de apoio.

Em [2] são apresentados dois tipos de plataformas que são habitualmente utilizadas para caracterização do passo: plataforma de força com transdutores de força nos quatro cantos e plataforma de força com suporte central. Na primeira plataforma a magnitude e localização da força de reação do solo podem ser determinadas a partir das células de carga presentes em cada uma das bases de suporte. Na segunda plataforma existe um pilar central instrumentado que suporta uma placa plana superior, permitindo determinar a localização do CoP, forças e momentos envolvidos. Ambas as plataformas são estáticas o que limita a mobilidade dos pacientes durante o andar e restringem o ambiente de medição. Para além desta restrição, estas plataformas adquirem apenas a componente vertical da força de reação da superfície de apoio.

Em [7] é apresentado um sapato inteligente para deteção da marcha humana anormal. Este sapato possui 4 sensores de força e um sensor de flexão para medir a força e a flexão exercida durante o andar. Utiliza ainda uma unidade de medida inercial para medir velocidades angulares e acelerações do pé.

2.2 Plataforma Android

O Android é uma plataforma *open source* suportada atualmente pela empresa *Google Inc.* para desenvolvimento de aplicações móveis. Esta plataforma inclui um sistema operativo baseado no núcleo *Linux* (Linux Kernel), um *middleware* e aplicações nativas [8].

Esta plataforma móvel é muito popular entre empresas de tecnologia, visto que é um software de baixo custo e personalizável [9]. As aplicações desenvolvidas para a plataforma *Android* são escritas na linguagem *Java*, compiladas em *bytecodes Dalvik* e por fim executadas usando a máquina virtual *Dalvik*. Esta máquina consiste numa máquina virtual especialmente desenvolvida para uso em dispositivos móveis, permitindo que os programas possam ser executados em qualquer dispositivo *Android*, independentemente do processador utilizado. Para armazenamento de informação, o sistema *Android* utiliza o *SQLite*, que consiste numa biblioteca em linguagem C que implementa uma base de dados SQL embutida [10].

2.2.1 Arquitetura Android

Na Figura 2.8 é apresentada a arquitetura da plataforma *Android*. Esta encontra-se dividida em 5 camadas: aplicações, framework de aplicações, bibliotecas nativas (*Libraries*), *Runtime* do *Android* e *Linux Kernel*.



Figura 2.8: Arquitetura da plataforma Android [8]

A primeira camada localizada no topo, corresponde ao conjunto de aplicações desenvolvidas em *Java*.

A segunda camada disponibiliza a *framework* de aplicações. Aqui o programador tem acesso ao *hardware* do dispositivo *Android* através de métodos/funções do sistema. Este hardware pode ser o GPS, câmara, acelerómetro, etc.

Na terceira camada encontram-se as bibliotecas nativas (C/C++).

A quarta camada possui o *Runtime* do *Android*. Este contém as bibliotecas *core* da linguagem *Java* e a máquina virtual *Dalvik*

Por fim, a última camada corresponde ao *Linux Kernel*. Aqui são tratadas as funcionalidades nucleares como a gestão de processos, memória e segurança.

2.2.2 Desenvolvimento de Aplicações na Plataforma Android

Nesta secção são apresentados resumidamente os conceitos mais importantes no desenvolvimento de aplicações *Android*.

- **Segurança e Permissões** [11] - No ficheiro de configuração *AndroidManifest.XML* são definidas as permissões da aplicação usando a *tag uses-permission*. Um exemplo pode ser uma permissão para acesso à internet, permissão para escrita no cartão SD, etc.
- **Interface** [12] - Uma aplicação *Android* é composta por uma ou mais atividades (*Activity class*). Uma *Activity* corresponde a uma "janela" de uma aplicação *Android*. Todas as *Activity class* devem ser declaradas no ficheiro *AndroidManifest.XML*. As classes que herdam de *Activity* implementam o método *onCreate(bundle)* para inicializar a atividade. Este método invoca o método *setContentView(int)* para receber o *id* do *layout* correspondente à sua interface e associa o *id* dos *Widgets* através do método *findViewById(int)*.
- **Intent** [13] - Um *intent* é usado para lançar uma nova atividade a partir da atividade atual e para passar dados entre atividades.

2.2.3 Sensores nos Dispositivos Móveis Android

A maioria dos dispositivos *Android* têm sensores que detetam o movimento, determinam a orientação do dispositivo e indicam diversas condições ambientais. Estes sensores são capazes de

fornecer dados úteis para monitorizar o movimento e posição de um dispositivo. A plataforma *Android* possui 3 categorias de sensores[14]:

- **Sensores de movimento** - Estes sensores medem a aceleração e rotação em 3 eixos (representados na Figura 2.9). Esta categoria inclui acelerómetros, sensores de gravidade, giroscópios e sensores de rotação.
- **Sensores de ambiente** - Estes sensores medem a temperatura, pressão, iluminação e humidade. Esta categoria inclui barómetros, fotómetros, termómetros e higrómetros.
- **Sensores de posição** - Estes sensores obtêm a orientação de um dispositivo. Esta categoria inclui sensores de orientação e magnetómetros.

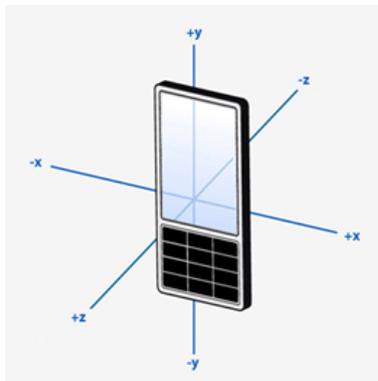


Figura 2.9: Referencial do dispositivo móvel Android [14]

Relativamente ao acelerómetro atualmente presente nos dispositivos móveis, este contém um circuito baseado em MEMS (*Micro Electro Mechanical System*) que mede a aceleração. Esta pode ser causada pela força da gravidade ou pelo movimento do dispositivo.

De acordo com a Figura 2.10 (a), este circuito presente no acelerómetro é composto por um elemento móvel (feito de Silício), *Seismic Mass* que vibra sobre o *Housing*(base) em caso de movimento. Este movimento provoca uma alteração na capacitância que é medida pelo sensor

(Figura 2.10 (b)) [15].

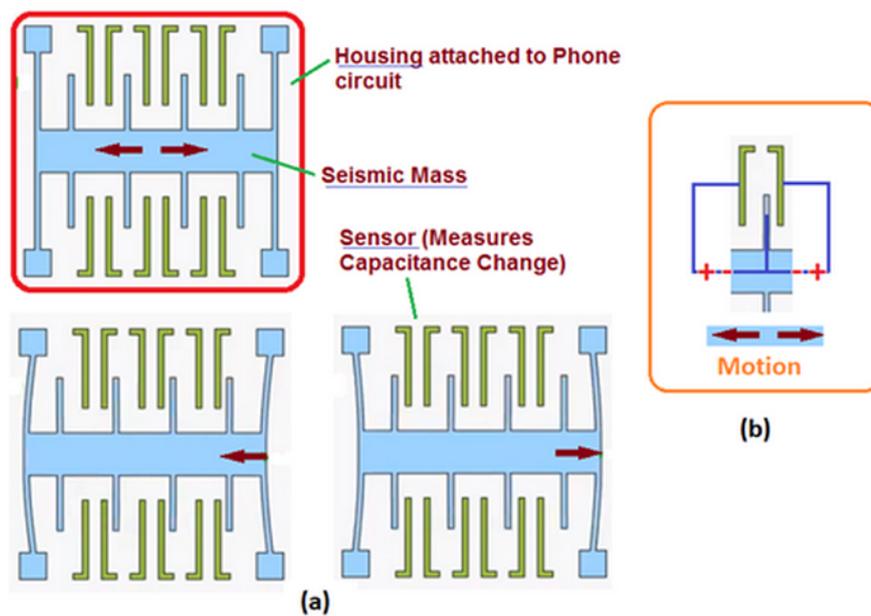


Figura 2.10: Circuito do acelerômetro de um smartphone [15]

2.2.4 Aplicações Android para Análise da Marcha

Existem diversas aplicações para a plataforma *Android* disponíveis para download na loja online *Google play* que permitem adquirir dados relacionados com a marcha humana e possibilitam fazer um estudo sobre marcha. Mas estas aplicações têm algumas limitações, sobretudo devido ao facto de ser necessário o uso de GPS (não é conveniente o seu uso em ambientes *indoor* devido ao problema do bloqueio de sinal) para determinação da velocidade e posição e por não terem disponíveis dados relativos à pressão exercida no solo durante a marcha. Algumas dessas aplicações encontram-se abaixo:

- **Pedometer** [16] – Esta aplicação regista durante o caminhar de uma pessoa, através do acelerómetro existente no dispositivo, o número de passos, número de calorias gastas, distância percorrida em metros, tempo gasto e velocidade em km/h. Para apresentar a distância e velocidade corretamente, é necessário que o utilizador insira o seu comprimento da passada com rigor.
- **Runtastic Pedometer** [17] - Nesta aplicação é feita uma contagem automática dos passos (funcionamento independente da posição do dispositivo móvel), determinação das

calorias gastas, velocidade e distância percorrida. Para estes cálculos a aplicação utiliza o acelerómetro e o GPS presente no dispositivo.

- **LEGSysTM** [18] – Esta aplicação funciona em comunicação com sensores de movimento vendidos separadamente (Figura 2.11) que são colocados nos membros inferiores. É um sistema sem fios com sensores inerciais com 9 graus de liberdade. Destina-se à medição de parâmetros da marcha com base no movimento dos membros inferiores. Permite medir o comprimento e duração do passo, determinar a cadência da marcha, calcular a velocidade (sem recurso a GPS) e obter em percentagem a duração da fase de apoio e da fase de balanço no ciclo da marcha.



Figura 2.11: Sistema LEGSysTM para análise da marcha [18]

2.3 Sapato Instrumentado

Nesta secção é apresentada a estrutura física do sapato utilizado, e são indicados os seus componentes principais.

2.3.1 Estrutura Física do Sapato

Este equipamento, apresentado na Figura 2.12 proporciona uma aquisição dinâmica das forças verticais e horizontais exercidas pelo pé no solo durante a marcha, garantindo a liberdade e mobilidade dos pés durante o andar dos pacientes.

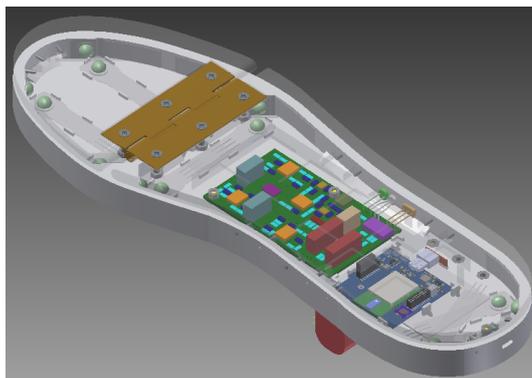


Figura 2.12: Sapato instrumentado utilizado, sem a parte superior [19]

O formato do sapato permite a sua utilização diretamente em contacto com o pé sem recorrer a nenhum calçado. As medidas do sapato são adaptáveis a vários tamanhos através de um calço móvel, sendo concebido no máximo para o número de calçado 46.

As principais características físicas do sapato são apresentadas na Tabela 2.2.

Tabela 2.2: Características de cada sapato

Comprimento	315 (mm)
Largura	107 (mm)
Altura	28.7 (mm)
Peso	650 (g)
Número de Sensores de Força	16

O sistema no seu todo contém 32 sensores de força. Cada sapato possui 16 sensores, 8 colocados na horizontal para medir a componente vertical das forças de reação da superfície de apoio que permite o cálculo da localização do CoP, 8 colocados na vertical nos cantos das duas partes do sapato que permitem o cálculo das componentes horizontais das forças de reação da superfície de apoio.

De acordo com o apresentado na Figura 2.13, de forma a centralizar e capturar 100% das forças aplicadas aos sensores, são utilizadas semi-esferas com um diâmetro igual a 70% do diâmetro da área sensível do sensor entre a carga e o sensor. De modo a distribuir corretamente a força apenas pela área sensível do sensor são utilizados discos com um diâmetro igual ao diâmetro da área

sensível do sensor e com uma espessura de 1mm, servindo de base de apoio aos sensores.

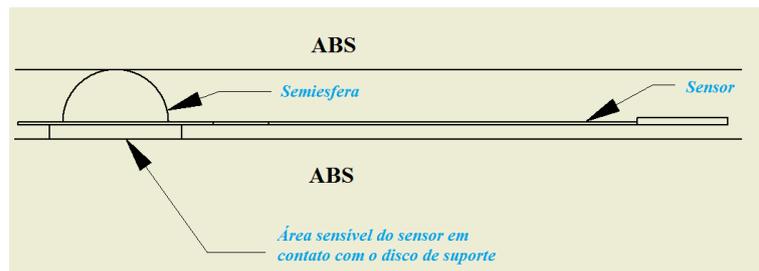


Figura 2.13: Assemblagem dos sensores [19]

Os referenciais escolhidos para cada pé, bem como a posição e numeração dos sensores de ambos os pés estão apresentados na Figura 2.14.

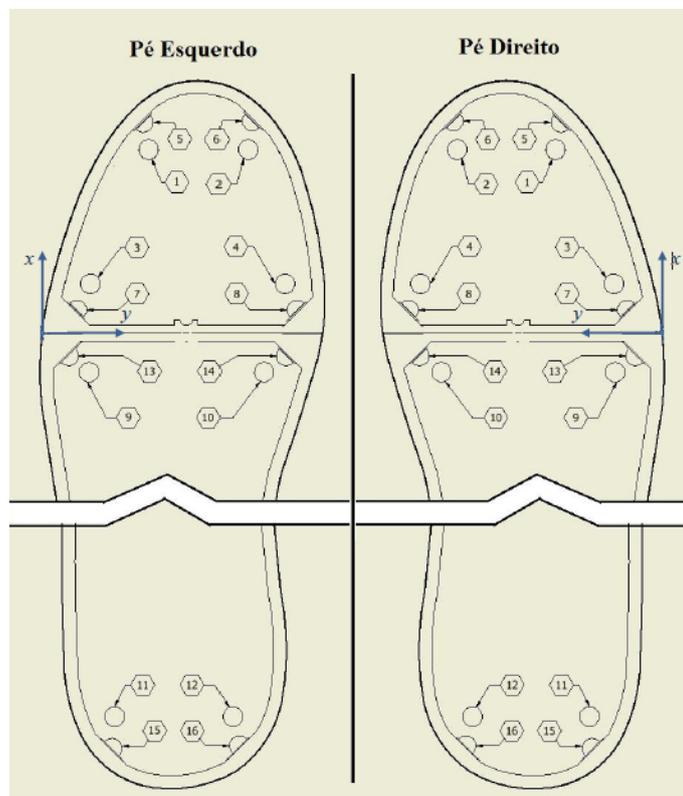


Figura 2.14: Layout do sapato instrumentado [19]

Para além dos sensores de força, cada sapato possui *Printed Circuit Boards*(PCBs) de aquisição e de comunicação. Os valores de saída dos sensores são adquiridos pelo ADC (constituído por 16 canais de 12 bits) da placa de aquisição que por sua vez é controlada através de um protocolo *Serial Peripheral Interface* (SPI) do microcontrolador presente no módulo de comunicação. Este módulo é constituído pelo microcontrolador JN-DS-JN5148MO da *Jennic*, pela alimentação e

uma porta USB. A alimentação da placa de aquisição e do módulo de comunicação é feita por uma bateria carregada através de uma porta USB existente no módulo de comunicação [19]. Para mais informações consultar a secção A.1.

O circuito de acondicionamento do sinal dos sensores presente na placa de aquisição é um circuito amplificador inversor recomendado pelo fabricante do sensor de força. Este circuito é apresentado na Figura 2.15.

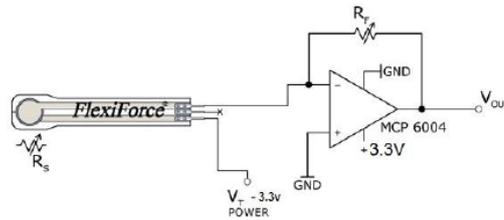


Figura 2.15: Circuito de acondicionamento dos sensores de força[19]

A partir deste circuito é produzida uma tensão de saída com base na resistência do sensor (R_s) e uma resistência de referência (R_f), dada pela equação 2.1.

$$V_{out} = -V_t \left(\frac{R_f}{R_s} \right) \quad (2.2)$$

Esta tensão de saída é convertida através do ADC para uma saída digital. A tensão de referência do ADC é de 2.5V, saturando o circuito para um valor de tensão de saída superior a este valor.

Capítulo 3

Desenvolvimento

Este capítulo aborda o trabalho desenvolvido ao longo do projeto. Começa por apresentar o procedimento utilizado para calibração dos sensores de força do sapato instrumentado utilizado, bem como as retas de calibração obtidas. É apresentada a ligação entre o sapato e o dispositivo móvel *Android*, é apresentado o tratamento dos dados enviados a partir do sapato, e é descrita a aplicação *Android* desenvolvida.

3.1 Calibração dos Sensores de Força

Os sensores de força utilizados são da marca FlexiForce® Sensors [20]. Para calibração destes sensores foi utilizado um circuito para conversão da resistência em tensão que de seguida obtinha a saída na unidade de força expressa em Newtons. Foi usado um suporte mecânico para colocar os diferentes pesos utilizados para calibração. Com este suporte, apresentado na Figura 3.1 foi possível centrar todo o peso na área sensível do sensor.

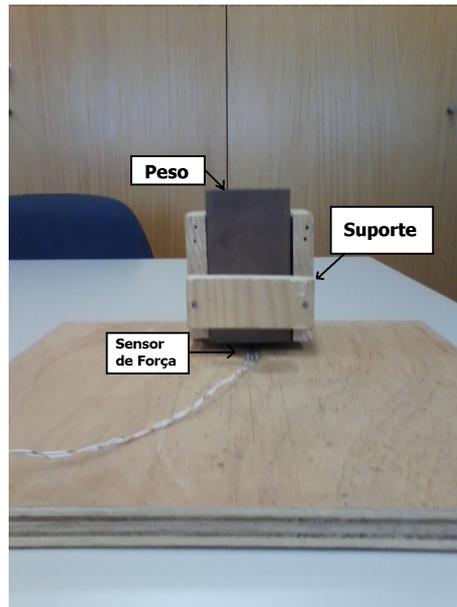


Figura 3.1: Suporte para calibração dos sensores de força

Nas Figuras 3.2 e 3.3 são apresentadas as retas de calibração determinadas para os sensores verticais e horizontais respectivamente. Os sensores verticais medem forças horizontais até 110N e os horizontais medem forças verticais até 440N.

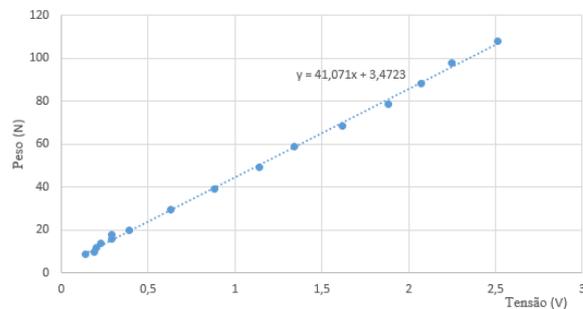


Figura 3.2: Retas de calibração dos sensores verticais

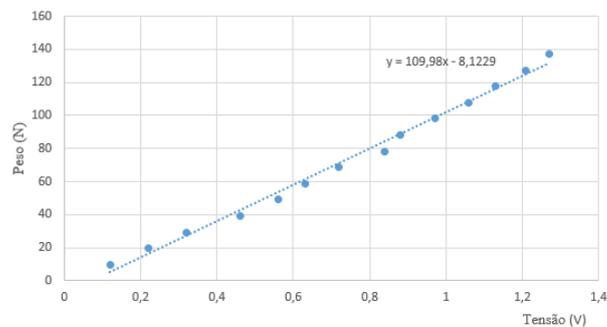


Figura 3.3: Retas de calibração dos sensores horizontais

3.2 Ligação entre o Sapato Instrumentado e o Dispositivo Android

De acordo com o apresentado na Figura 3.4, um cabo USB OTG ¹ faz a ligação via comunicação *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter* (UART) entre o dispositivo móvel *Android* e o nó coordenador (módulo de comunicação), e este estabelece a ligação sem fios através do protocolo de comunicação *ZigBee Pro* com os módulos de comunicação presentes em cada sapato.

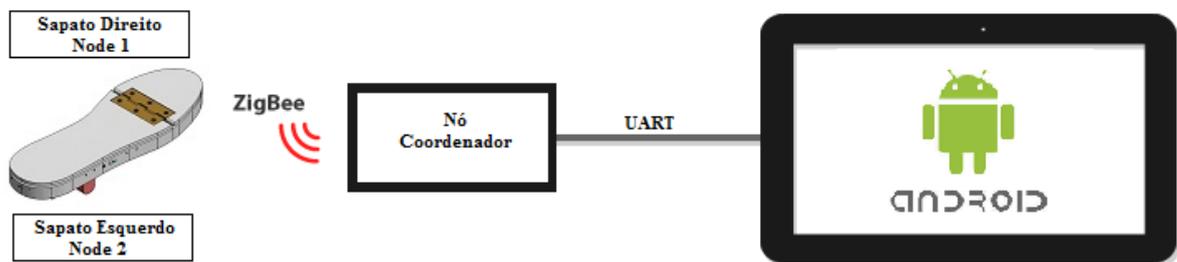


Figura 3.4: Esquema de ligação entre o sapato e a aplicação

O protocolo *Zigbee Pro* é uma versão melhorada do *Zigbee* original que associa a transmissão de dados sem fios a um reduzido consumo energético, com elevada fiabilidade, utilizando para tal diversas técnicas que garantem que os dados enviados alcancem o seu destino sem serem corrompidos. As principais técnicas usadas são apresentadas em anexo, na secção [A.3].

A topologia da rede *ZigBee Pro* escolhida é a rede em estrela, apresentada na Figura 3.5. Esta rede é composta por três módulos de comunicação da *Jennic JN-DS-JN5148MO*, um a funcionar como coordenador e dois como *End Devices*:

- **Coordenador** - nó através do qual os outros *devices* juntam-se à rede. É conhecido por "parent".
- **End Device** - podem comunicar diretamente com seus "parents", neste caso o Coordenador.

¹O dispositivo *Android* deve ter compatibilidade com o cabo OTG

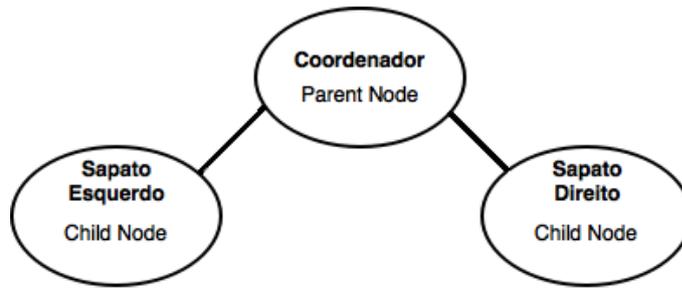


Figura 3.5: Topologia da rede Zigbee Pro implementada

Para estabelecer a ligação via UART entre o nó coordenador e o dispositivo *Android*, é utilizada a biblioteca FTDriver [21]. Esta consiste numa driver para ligação através de FTDI a uma porta USB de um dispositivo móvel *Android*. O ficheiro JAR que contém esta biblioteca foi adicionado ao projeto, e compilado utilizando o sistema *gradle* de modo a utilizar os métodos existentes nesta biblioteca.

Para iniciar a aquisição dos dados poderá ser enviado o caractere “s” ou “e” que é interpretado pela placa de comunicação que se encontra no sapato, para que os dados do sapato sejam adquiridos a uma frequência de 100Hz ou 2Hz respetivamente. O microcontrolador da placa de comunicação quando recebe um destes caracteres “s” ou “e” impõe ao ADC, presente na placa de aquisição, que adquira os dados a essa frequência.

Após a aquisição dos dados, estes são enviados para o nó coordenador, para a seguir serem carregados e processados pelo dispositivo *Android*. Na Figura 3.6 é apresentado o esquema representativo da aquisição e envio de dados dos sensores de força para o dispositivo móvel *Android*.

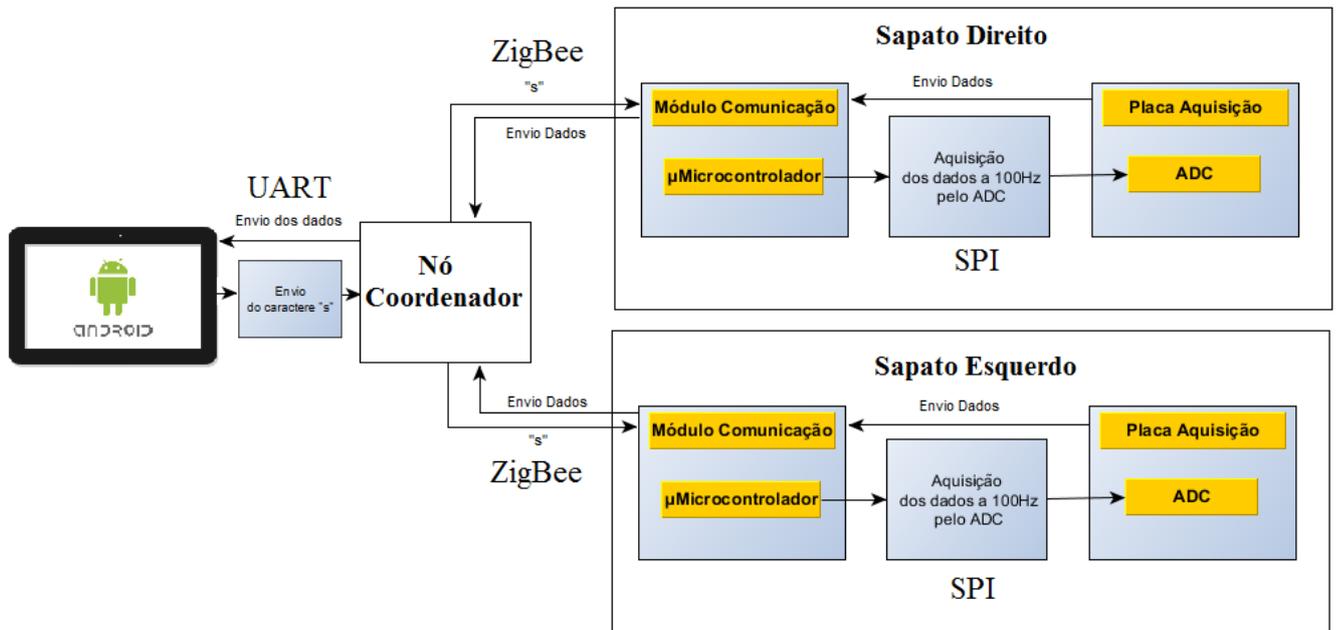


Figura 3.6: Esquema representativo da aquisição e envio de dados

3.3 Tratamento dos Dados Adquiridos

Os dados começam a ser adquiridos em ambos os sapatos ao mesmo tempo a uma frequência de 100Hz ou 2Hz, e a cada 10ms, caso a frequência de aquisição seja igual a 100Hz, ou a cada 500ms, caso a frequência de aquisição seja igual a 2Hz, estes dados são enviados do nó coordenador para um *buffer* existente no dispositivo *Android*. Este *buffer* armazena 4 amostras (2 do pé direito e 2 do pé esquerdo) que representam 2 pacotes de dados (1 do pé direito e 1 do pé esquerdo).

Cada pacote de dados recebido é constituído, pelo *MAC Address End Device* que enviou o pacote, por um valor incremental de 0 a 128 para controlo de receção dos pacotes(CTR), pelo o número de canais de sensores (N_CHN), pelo o número de amostras por canal(N_SPL), por um campo que indica o estado da bateria, pelos valores das amostras dos canais dos sensores, e pela terminação do pacote(TR) que corresponde em decimal a 170 170 13.

Tabela 3.1: Campos de cada pacote recebido no dispositivo móvel *Android*

Campo	MACAdd	CTR	N_CHN	N_SPL	BAT	Sensor1	Sensor2	...	Sensor16	TR
Bytes	8	1	1	1	2	2*N_SPL	2*N_SPL	...	2*N_SPL	3

A mensagem recebida é analisada numa função em *Java* (ver Algoritmo 1) no dispositivo móvel *Android*, onde é realizado o "*parsing*" da mensagem. Após "*parsing*" da mensagem obtém-se os

campos de cada pacote de dados mencionados anteriormente. Com isto é determinado se o pacote recebido pelo dispositivo móvel foi enviado do sapato direito (*MAC Address=0158d0015384d*) ou do sapato esquerdo (*MAC Address=0158d00153851*).

Cada pacote recebido pelo dispositivo *Android* deverá ter como tamanho 81 inteiros e terminar em 170 170 13 (decimal). Caso o pacote recebido após descartar os caracteres 170 170 13, tenha um tamanho igual a 78 ($14 + N_CHN \times N_SPL \times 2 = 14 + 16 \times 2 \times 2$), é considerado como um pacote com tamanho válido e os dados contidos neste pacote são tratados e guardados. Caso o pacote não tenha o tamanho válido, os dados não são tratados nem guardados.

A função *onReadClick()* apresentada no Algoritmo 1 é ativada através de um *handler* (Classe *Handler - android.os.handler*) a cada 10ms, caso a frequência de aquisição for igual a 100Hz², ou a cada 500ms, caso a frequência de aquisição seja igual a 2Hz. Esta função está em sincronismo com a aquisição dos dados dos sapatos. Este algoritmo mostra a forma de como os dados lidos da porta série são analisados e processados.

²A uma frequência de 100Hz, a mensagem recebida é guardada num ficheiro, para posteriormente ser analisada.

Algoritmo 1: Algoritmo da função *onReadClick()*

```
Carregamento da mensagem da porta série para buff[];
if Frequência de Aquisição igual a 100Hz then
    Mensagem Guardada em Ficheiro;
else
    if Tamanho de buff igual a 162 then
        for Cada elemento i do buff[] do
            if  $i < 81$  then
                // O buffer contém 2 pacotes, Para o primeiro pacote
                if Atingiu a terminação 170 170 13 then
                    Verificação do tamanho do pacote;
                    Verificação se CTR tem um incremento unitário;
                    Verificação se o pacote recebido é do sapato direito ou esquerdo;
                    Tratamento dos dados recebidos (cálculo e atualização das curvas das
                    forças horizontais e verticais no gráfico, determinação da localização do
                    CoP e atualização desta localização na imagem do pé);
                    Armazenamento dos dados determinados em base de dados;
                end
            end
            else if  $i \geq 81$  then
                // Para o segundo pacote
                if Atingiu a terminação 170 170 13 then
                    Verificação do tamanho do pacote;
                    Verificação se CTR tem um incremento unitário;
                    Verificação se o pacote recebido é do sapato direito ou esquerdo;
                    Tratamento dos dados recebidos (cálculo e atualização das curvas das
                    forças horizontais e verticais no gráfico, determinação da localização do
                    CoP e atualização desta localização na imagem do pé);
                    Armazenamento dos dados determinados em base de dados;
                end
            end
        end
    end
end
end
```

3.4 Descrição da Aplicação

Esta aplicação foi desenvolvida usando o *Android Studio* versão 1.2.1.1 [22]. Este é o IDE oficial para desenvolvimento de aplicações *Android*. Na Figura 3.7 são apresentados os ficheiros principais (ficheiros Java para atribuir funcionalidade às atividades e ficheiros XML para estruturar o layout das atividades) e bibliotecas externas existentes no projeto.

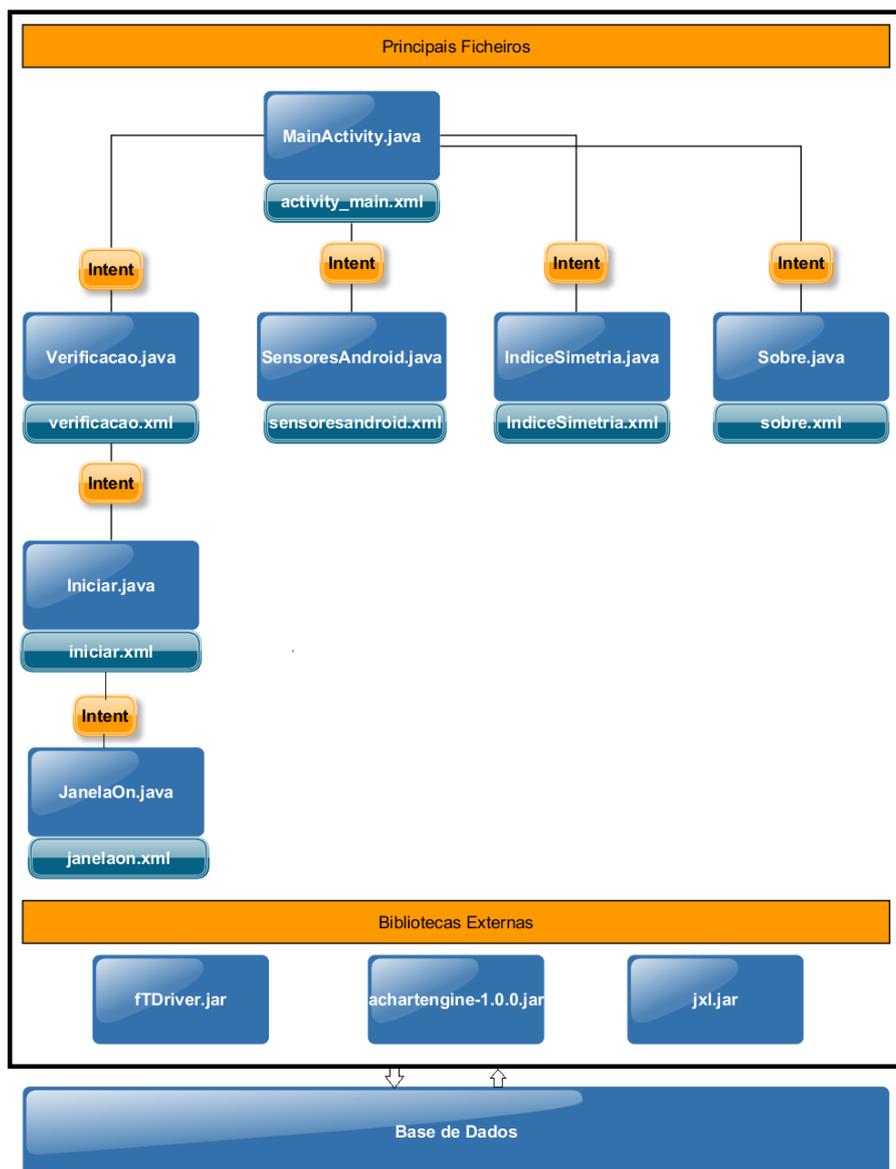


Figura 3.7: Ficheiros principais e bibliotecas externas

Nesta descrição da aplicação, os *layouts* exibidos foram obtidos a partir do *tablet* LG Pad 8.3" V500.

A aplicação desenvolvida pode ser usada em dispositivos móveis *Android* de menores dimensões através da criação de um *layout* de dimensões mais reduzida, e o uso em dispositivos *Android* de maiores dimensões (por exemplo *Tablets*) através da criação de um *layout* de dimensões maiores (*layout-sw600dp*). É ainda possível utilizar a aplicação com o dispositivo móvel na posição vertical (*port*) ou horizontal (*land*).

De acordo com a Figura 3.8, esta aplicação começa com um menu, onde o utilizador pode iniciar a comunicação com o sapato ao clicar em 'Iniciar', visualizar os dados da aceleração e velocidade a partir da leitura do acelerómetro do dispositivo *Android*, sem comunicação com o sapato ao clicar em 'Teste Aceleração e Velocidade', visualizar a simetria da marcha ao clicar em 'Índice de Simetria', e por fim, perceber em que consiste a aplicação ao clicar em 'Sobre'.

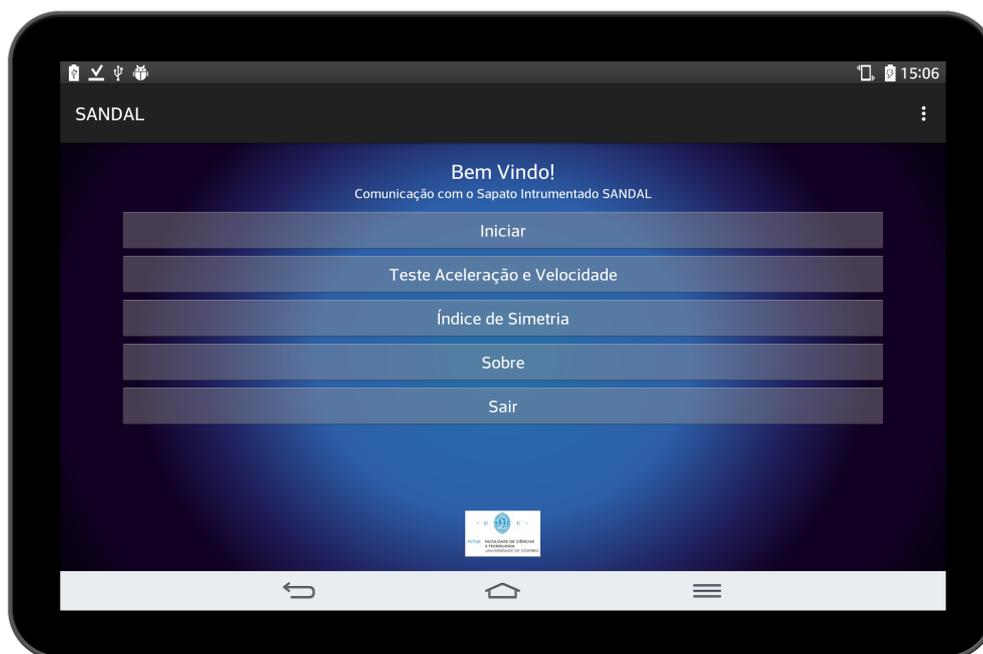


Figura 3.8: Layout da janela inicial da aplicação

3.4.1 Verificação dos Sensores de Força

Ao clicar no botão 'iniciar' é aberta a *activity* Verificacao. Na Figura 3.9 é apresentado o layout da *activity* Verificacao, para verificação dos sensores de força. Esta janela tem como finalidade verificar o correto funcionamento dos sensores de força presentes no sapato instrumentado antes da realização do exame ao paciente. Só é permitida a realização do exame após todos os sensores

detetarem um valor acima de um limiar de tensão definido ($tensão > 0.1V$).



Figura 3.9: Layout da janela para verificação dos sensores

3.4.2 Base de Dados para Pacientes

Após a verificação do correto funcionamento dos sensores de força, é pedido ao utilizador para introduzir os dados do paciente nos campos indicados na Figura 3.10. Estes campos incluem o nome, idade, sexo, peso em quilogramas e altura em metros. Estes campos são obrigatórios, sendo apenas autorizado o avanço para a próxima janela após estes serem corretamente preenchidos, notificando o utilizador caso não se tenham sido preenchidos corretamente todos os campos.



Figura 3.10: Layout da Activity 'insere dados'

A aplicação possui a funcionalidade de guardar esses dados numa base de dados em SQLite. Esta base de dados é depois exportada para o cartão de memória do dispositivo. Para escrita no cartão SD foi necessária a declaração da permissão *android.permission.WRITE_EXTERNAL_STORAGE* no ficheiro *AndroidManifest.xml*. Ao longo do exame ao paciente, a partir desta base de dados são gerados automaticamente 2 ficheiros excel (extensão xls)³. Um com os dados pessoais de todos os pacientes que realizaram o exame, e outro com as informações das forças e localização do CoP de cada pé para cada paciente. Para que fosse possível a exportação de dados para um ficheiro excel a partir de uma aplicação *Android* foi necessária a utilização da biblioteca JExcelApi(jxl). O ficheiro JAR que contém esta biblioteca foi adicionado ao projeto, e compilado utilizando o sistema *gradle* de modo a utilizar os métodos existentes nesta biblioteca. A base de dados desenvolvida tem as seguintes relações:

Paciente(ID,Nome,Sexo,Idade,Peso,Altura,DataExame);

SapatoDireito(IDPacote,IDPaciente,Tempo,Fx,Fy,Fz,XCoP,YCoP);

SapatoEsquerdo(IDPacote,IDPaciente,Tempo,Fx,Fy,Fz,XCoP,YCoP);

e o respetivo diagrama de entidade/relacionamento indicado na Figura 3.11:

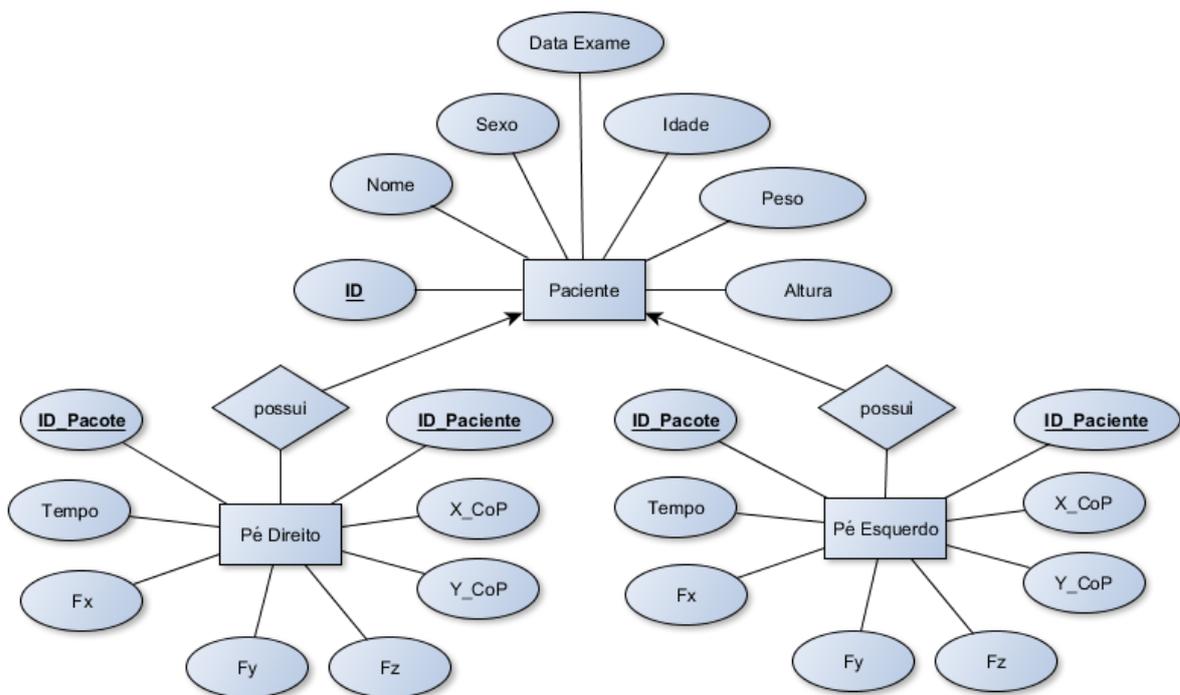


Figura 3.11: Diagrama entidade relacionamento da base de dados desenvolvida

³Estes ficheiros com esta extensão facilitam a sua consulta por parte de profissionais de saúde

3.4.3 Descrição da Janela de Visualização dos Dados

Após a introdução dos dados do paciente indicados anteriormente, é apresentada a janela onde é possível visualizar os valores lidos dos sensores de força tratados durante a aquisição destes valores. Esta janela é constituída por separadores, onde o utilizador pode alternar de acordo com aquilo que pretender visualizar. Esta janela é apresentada na Figura 3.12 com o separador 'Dados'.



Figura 3.12: Layout da janela de visualização dos dados com o separador 'Dados'

São descritas as funcionalidades para cada ponto, de acordo com a numeração indicada na Figura 3.12,

1. Esta barra (funcionalidade *TabHost* [23]) possui 5 separadores ('Dados', 'Pé Direito-Gráficos', 'Pé Direito-Sensores', 'Pé Esquerdo-Sensores', 'Pé Esquerdo Gráficos'), onde se pode alternar a visualização de acordo com aquilo que se pretender visualizar.
2. Visualização dos dados do paciente: nome, IMC, indicação se o paciente se encontra com peso abaixo do normal, normal ou acima do normal, idade e sexo.
3. Detalhes do dispositivo com o qual se estabeleceu a ligação: SensorMac - Endereço do dispositivo, caso seja o sapato direito, *MAC Address*=0158d0015384d, caso seja o sapato esquerdo *MAC Address*=0158d00153851, estado da bateria do dispositivo em percentagem, valor da variável CTR. Ainda é apresentado um cronómetro para contar o tempo durante

o exame ao paciente, sendo usado também para retirar o tempo em que foi recebido cada pacote.

4. Menu com 3 botões:

Estabelecer Ligação – estabelecimento da ligação entre o dispositivo móvel *Android* e o nó coordenador via UART com um *BaudRate* de 115200 bit/s.

Iniciar – envio do caractere “e” ou ”s” para início da aquisição dos dados dos sensores de força, início do cronómetro, início do *handler* (Classe Handler - *android.os.handler*) que permite manipular a thread principal (*UI thread*), de modo a ativar periodicamente a função *onReadClick()* indicada no Algoritmo 1.

Parar – envio do caractere “r” para parar a aquisição dos dados. Aqui é exportada a base de dados para o cartão SD e são gerados os documentos *excel*.

Este menu encontra-se sempre presente mesmo quando selecionado outro separador.

Valores dos Sensores e Determinação do CoP

De acordo com a Figura 3.13, no separador 'Pé Direito - Sensores'⁴ são apresentados os valores de força em Newton (N) dos 16 sensores presentes no sapato. É ainda apresentado na imagem do pé, com um ponto azul, a localização do CoP. No caso da Figura 3.13 este encontra-se localizado na origem do referencial.

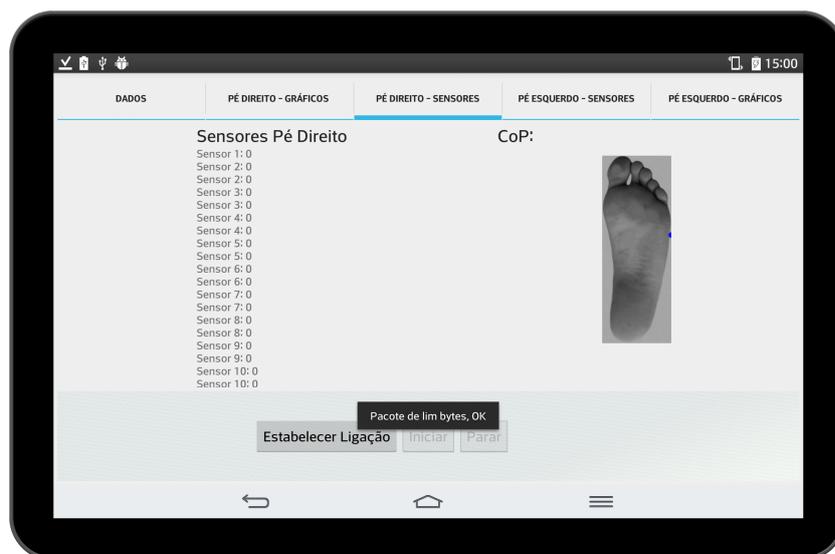


Figura 3.13: Layout dos valores dos sensores e localização do CoP

⁴O separador 'Pé Esquerdo - Sensores' tem funcionalidade e layout semelhante ao 'Pé Direito - Sensores'

A localização do CoP no eixo x e y é dada por:

$$\begin{cases} x_{cop} = \frac{\sum_{i=1}^8 x_i \cdot F_i}{\sum_{i=1}^8 F_i} \\ y_{cop} = \frac{\sum_{i=1}^8 y_i \cdot F_i}{\sum_{i=1}^8 F_i} \end{cases} \quad (3.1)$$

Sendo:

x_{cop} - localização do CoP no eixo x

y_{cop} - 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

Histórico das Forças Horizontais e Verticais

Na Figura 3.14 é apresentado o layout do separador 'Gráficos Pé-Direito'. Aqui neste separador é apresentada num gráfico a evolução das forças horizontais e verticais (F_x, F_y, F_z) obtidas a partir da leitura dos sensores do sapato direito. Devido ao facto de não existirem bibliotecas internas que permitam usar gráficos numa aplicação *Android*, foi utilizada a biblioteca *AchartEngine-1.0.0* [24]. Esta biblioteca contida num ficheiro JAR foi adicionada ao projeto, e compilada através do sistema *gradle* de modo a ser possível usar os métodos existentes nesta. Com esta biblioteca, existe a possibilidade de utilizar a ferramenta indicada em 1 na Figura 3.14, que permite fazer *zoom in* e *zoom out* nos gráficos. Também é possível fazer "*Scroll*" na horizontal no gráfico para observar os dados já anteriormente exibidos.

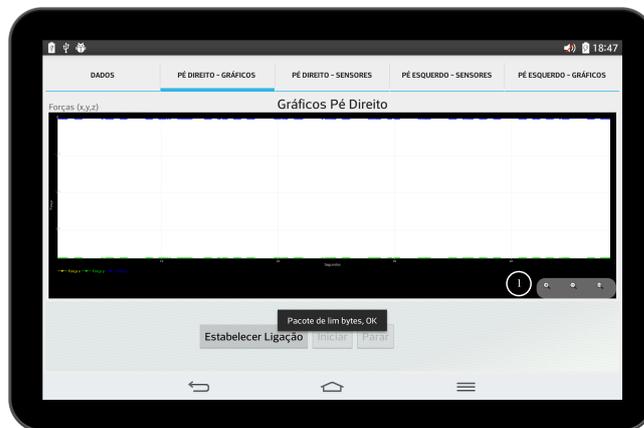


Figura 3.14: Layout do separador 'Gráficos Pé-Direito'

3.4.4 Determinação da Velocidade, Posição e Número de Passos

Para a determinação da velocidade de um paciente a caminhar, foi utilizado o acelerómetro para medir a aceleração ao longo do eixo x do dispositivo móvel. O dispositivo móvel é colocado na cintura do paciente como mostra a Figura 3.15.

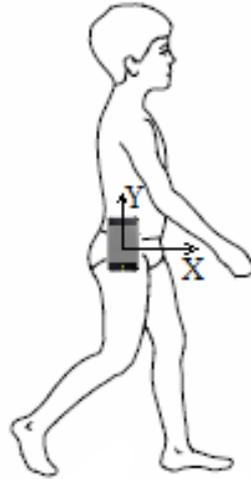


Figura 3.15: Vista lateral da colocação do smarthphone na cintura do paciente

Para visualizar as informações e a frequência de amostragem do acelerómetro presente no dispositivo móvel *Android* recorreu-se à aplicação *Accelerometer Frequency* [25] disponível no *Google Play*. Na situação em causa, pretende-se uma aquisição das amostras o mais rápido possível. Isto é possível através da opção `SENSOR_DELAY_FASTEST`.

Para reduzir o ruído existente nas medidas do acelerómetro aplicou-se um filtro digital *Butterworth* de segunda ordem passa-baixo para uma frequência de amostragem de 100 Hz e uma frequência de corte de 6 Hz.

O formato do filtro digital recursivo no domínio do tempo é o seguinte [2]:

$$X^1(nT) = a_0X(nT - T) + 2X(nT - 2T) + b_1X^1(nT - T) + b_2X^1(nT - 2T) \quad (3.2)$$

onde:

$X^1(nT)$ - aceleração filtrada da n-ésima amostra.

$X(nT - T)$ - aceleração não filtrada da (n-1)-ésima amostra.

$X(nT - 2T)$ - aceleração não filtrada da (n-2)-ésima amostra.

$X^1(nT - T)$ - aceleração filtrada da n-ésima amostra.

$X^1(nT - 2T)$ - aceleração filtrada da n-ésima amostra.

a_0, \dots, b_0 - coeficientes do filtro.

Este filtro digital tem os coeficientes apresentados na tabela 3.3 [2]:

Tabela 3.2: Coeficientes do filtro Butterworth

a0	a1	a2	b1	b2
0.0279	0.0557	0.0279	1.4755	-0.5869

Estes coeficientes são determinados a partir das seguintes equações [2]:

$$\omega_c = \frac{(\tan(\pi \cdot fc/fs))}{C} \quad (3.3)$$

$$k_2 = \omega_c^2 ; a_0 = \frac{k_2}{1+k_1+k_2} ; a_1 = 2a_0 ; a_2 = a_0 ; k_3 = \frac{2a_0}{k_2} ; b_1 = -2a_0 + k_3 ; b_2 = 1 - 2a_0 - k_3.$$

onde:

fc - corresponde à frequência de corte;

fs - corresponde à frequência de amostragem;

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

Conhecendo a frequência máxima de amostragem do acelerómetro e tendo as leituras dos valores deste, é possível obter através da integração destes valores a velocidade e, por dupla integração dos valores do acelerómetro, obter a posição.

$$\vec{v} = \int \vec{a} dt. \quad (3.4)$$

$$\vec{p} = \int \vec{v} dt \therefore \int \int \vec{a} dt \quad (3.5)$$

Contudo, devido a amostragem dos dados, existe um erro acumulativo no cálculo do integral

de acordo com a Figura 3.16.

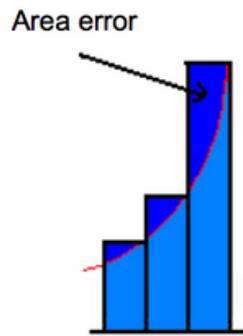


Figura 3.16: Erro acumulado no cálculo do integral [26]

Para lidar com este erro, no cálculo do integral foi usada a integração numérica dos dados do acelerómetro através do método do trapézio [26].

$$T(f) = \frac{(f(a) + f(b))(b - a)}{2} \quad (3.6)$$

De acordo com este método obtém-se o resultado da integração composta por duas áreas, tal como indicado na Figura 3.17.

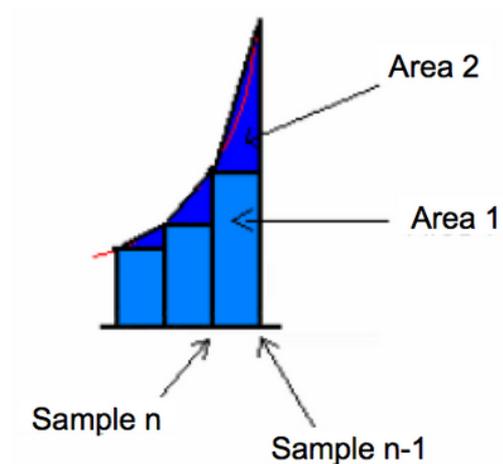


Figura 3.17: Integração com o método do trapézio [26]

Para contagem automática do número de passos, passadas e a duração destas aplicou-se o Algoritmo 2 apresentado em anexo, na secção [A.4]. Este algoritmo tem como objetivo detetar as concavidades viradas para cima da curva da velocidade obtida a partir a integração dos valores adquiridos pelo acelerómetro, que por sua vez correspondem ao fim de um passo e ao início de

outro. Na Figura 3.18 é apresentado o layout da janela onde se pode visualizar os valores obtidos da aceleração e velocidade, número de passadas e duração destas ⁵.

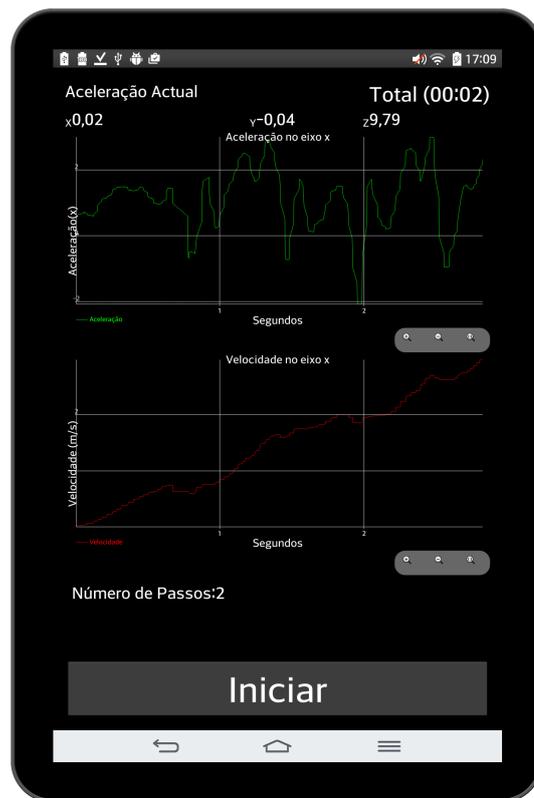


Figura 3.18: Layout da janela velocidade

Esta janela encontra-se presente no módulo 'Teste Aceleração e Velocidade'. Nesta janela ao clicar em 'iniciar', é iniciada a aquisição dos valores do acelerómetro, e estes são apresentados em tempo real no gráfico de aceleração. Ao clicar no botão 'iniciar', este muda para o estado 'parar'. Após o fim do exame, ao clicar em parar é determinada a curva da velocidade, e são detetados os passos e a duração destes. Estes dados são guardados automaticamente num ficheiro *excel* no cartão SD do dispositivo móvel *Android*.

3.4.5 Índice de Simetria

No módulo de *software* 'Índice de Simetria' é determinado o índice de simetria da marcha no modo *offline*, onde são carregados a partir de ficheiros as forças verticais exercidas ao longo das passadas, no pé esquerdo e no pé direito.

⁵Para dispositivos móveis de menores dimensões, para que fosse possível visualizar em boas condições ambos os gráficos na janela, foi utilizado um *ScrollView* na vertical, que permite "deslizar" com o dedo a visualização.

O ângulo α (em graus) formado entre o eixo dos x e a reta obtida a partir da forças verticais do pé dominante e do pé não dominante é dado por:

$$\alpha = \arctg\left(\sum_{i=1}^N \frac{Fd_i}{Fe_i}\right) \quad (3.7)$$

onde:

Fd_i - corresponde à força vertical do pé direito da amostra i;

Fe_i - corresponde à força vertical do pé esquerdo da amostra i;

N - Número total de amostras.

Tendo sido determinado o ângulo α , obtém-se o IS correspondente à diferença percentual entre o ângulo obtido e o ângulo esperado(45°):

$$IS = \frac{\alpha - 45}{45} \quad (3.8)$$

Na Figura 3.19 é apresentado o layout do módulo 'Índice de Simetria'



Figura 3.19: Layout do módulo 'Índice de Simetria'

De acordo com a Figura 3.19, o utilizador da aplicação pode visualizar, ao fim de cada passada, o índice de simetria a partir dos ficheiros com os valores das forças verticais, ao clicar em 'carregar ficheiros' e em 'iniciar'. Com isto, os leds mudam de estado indicando, qual o lado em que a força é maior. Caso se tenha uma boa simetria na marcha, o led central apresenta a cor 'verde', caso contrário apresenta a cor 'vermelho' (considera-se uma boa simetria se o índice estiver entre -0.07 e 0.07). Em anexo, na secção [A.4] é apresentado o algoritmo para cálculo do índice de simetria no modo *offline*.

Capítulo 4

Testes e Resultados

Neste capítulo são apresentados os testes realizados com o acelerómetro do dispositivo móvel *Android* e os testes feitos com a aplicação *Android* desenvolvida.

4.1 Testes usando o Acelerómetro do Dispositivo Móvel Android

Nesta secção são apresentados os testes realizados com o acelerómetro presente no dispositivo móvel *Android*. Estes testes têm como objetivo analisar a viabilidade de utilizar este acelerómetro, para estimar a velocidade e posição de uma pessoa a caminhar.

Inicialmente procurou-se saber qual a frequência a que os valores de aceleração são adquiridos. De acordo com a Figura 4.1, utilizando a aplicação *Accelerometer Frequency* [25], obteve-se uma frequência máxima de amostragem para o acelerómetro do *tablet* usado para teste (LG Pad 8.3" V500) de 99,357 Hz.

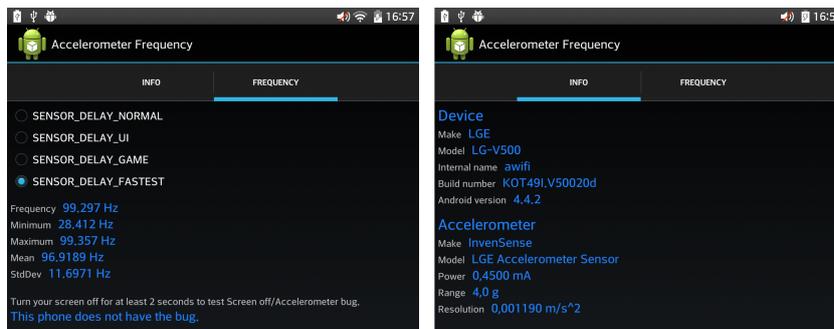


Figura 4.1: Aplicação accelerometer frequency

Verificou-se ainda a necessidade da calibração do sensor de movimento a partir das definições do dispositivo móvel para melhorar a precisão da inclinação e velocidade do sensor. A janela para esta calibração encontra-se apresentada na Figura 4.2. Aqui o *tablet* foi colocado numa superfície plana e calibrado nessa posição.

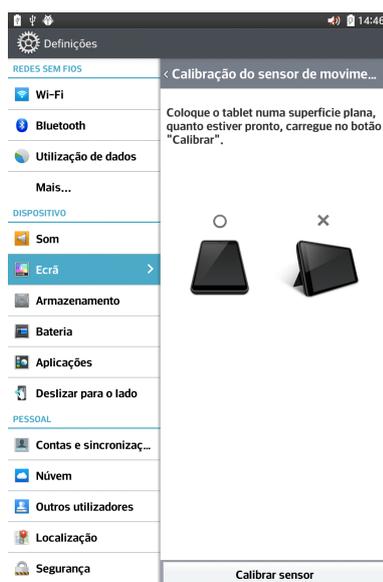


Figura 4.2: Calibração do sensor de movimento

Um dos testes realizado foi através do uso de uma passadeira de corrida/marcha, onde o dispositivo móvel foi pousado no início do tapete da passadeira, com esta parada. Depois do dispositivo móvel estar na passadeira, esta foi ligada no modo de velocidade mais baixa (1 km/h). Neste teste o dispositivo móvel partiu do repouso (velocidade = 0 m/s) e atingiu a velocidade imposta pela passadeira, terminando quando dispositivo chegou ao fim do tapete da passadeira. Um outro teste foi a partir da marcha de uma pessoa com o dispositivo móvel fixo na cintura no lado direito, com eixo x do dispositivo móvel no sentido do movimento, tal como foi apresentado na Figura 3.15. Aqui a pessoa partiu do repouso (velocidade = 0 m/s) e caminhou uma distância de 5 metros. Nas Figuras 4.3 e 4.4 são apresentadas as imagens do procedimento utilizado para

ambos os testes.



Figura 4.3: Teste na passadeira



Figura 4.4: Teste ao caminhar

Em ambos os testes mencionados anteriormente, foi colocada uma fita métrica ao longo do percurso e gravou-se em vídeo, o deslocamento do *tablet* utilizando uma câmara de 120 fps. Com as gravações de vídeo de ambos os testes, determinou-se a posição, a velocidade e a aceleração ao longo do tempo. As curvas da velocidade e aceleração foram obtidas a partir da derivação dos valores da posição. Nesta experiência o erro de medição do tempo foi de 0.0005 s e o erro de medição da posição de 0.5 cm. Na Figura 4.5 são apresentadas as curvas obtidas para a posição, velocidade e aceleração para o teste na passadeira de corrida/marcha.

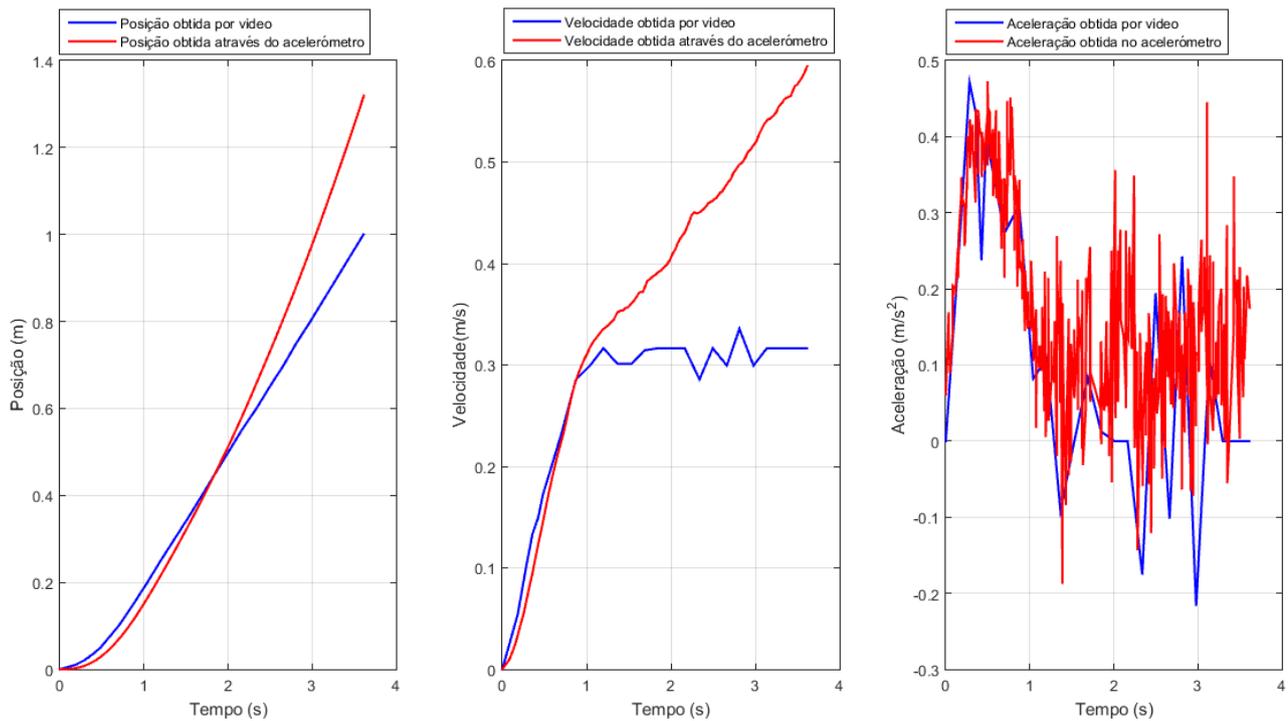


Figura 4.5: Posição, velocidade e aceleração obtidas por gravação de vídeo e através das medidas do acelerómetro durante o teste na passadeira de corrida/marcha.

Adotando como referência os valores obtidos por gravação de vídeo, são apresentados na tabela 4.1, os valores esperados e obtidos para o deslocamento e velocidade.

Tabela 4.1: Valores esperados e obtidos no teste realizado na passadeira de corrida/marcha

Deslocamento Esperado	1 m
Velocidade Esperada	0.3164 m/s
Deslocamento Obtido	1.32 m
Velocidade Obtida	0.5945 m
Erro Relativo Deslocamento	32 %
Erro Relativo velocidade	87.9 %

Observando a curva da velocidade obtida através de integração dos valores do acelerómetro, constata-se que esta assume um comportamento esperado até $t=0.87$ s. Após $t=0.87$ s, a curva da velocidade não corresponde ao esperado, esta curva deveria tender para o valor 0.3164 m/s tal como obtido por gravação de vídeo, no entanto esta curva está continuamente a crescer, obtendo um erro final de 87.9%.

Após $t=1$ s, os valores de aceleração obtidos a partir das leituras do acelerómetro, apresentam uma média aproximada de 0.112 m/s². Esta deveria ser mais próxima de zero, tal como aconteceu

através da gravação de vídeo, para se obter uma velocidade constante, após integração.

Com isto, prova-se que o acelerómetro presente no dispositivo móvel é pouco preciso para estimar a velocidade e a posição do dispositivo.

Na Figura 4.6 são apresentadas as curvas obtidas por gravação de vídeo e através das medidas do acelerómetro, para a posição, velocidade e aceleração durante o andar de uma pessoa num percurso linear de 5 metros. Neste percurso, a pessoa efetuou 8 passos e meio e completou 4 passadas num espaço de tempo de 5.751 segundos.

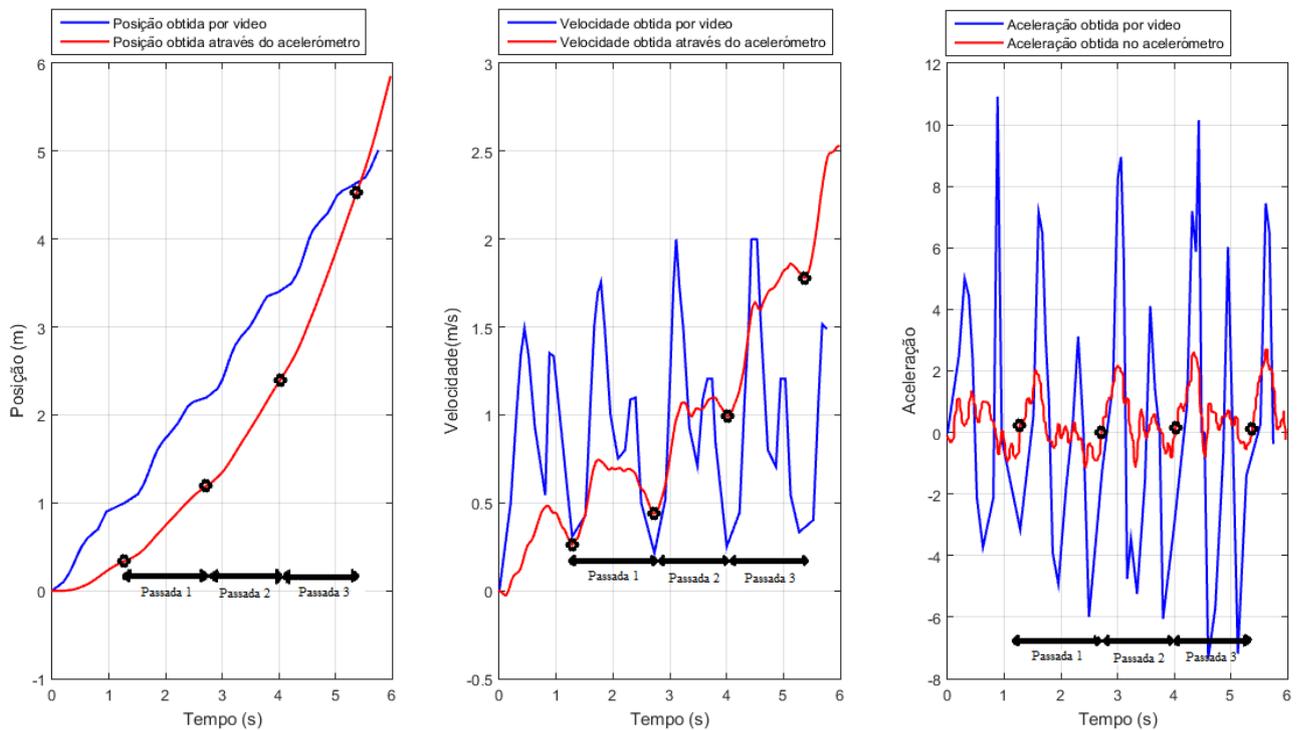


Figura 4.6: Posição, velocidade e aceleração obtidas por gravação de vídeo e através das medidas do acelerómetro durante o andar de uma pessoa num percurso linear de 5 metros.

Observando as curvas esperadas e obtidas para a velocidade e posição, comprova-se novamente que o acelerómetro é pouco preciso para estimar a velocidade e a posição.

Analisou-se ainda as 3 passadas centrais indicadas na Figura 4.6, de modo a verificar a possibilidade de se determinar o comprimento de cada passada a partir da dupla integração dos valores de aceleração obtidos pelo acelerómetro.

Adotando como referência os valores obtidos por gravação de vídeo, obtiveram-se os resultados

apresentados na Tabela 4.2 e Tabela 4.3:

Tabela 4.2: Comprimento e duração das passadas obtidas por vídeo e através das leituras do acelerómetro

	Video	Acelerómetro	Erro Relativo
Comprimento da Passada 1	1.20 m	0.8546 m	29.5%
Duração da Passada 1	1.448 seg	1.447 seg	0.0691%
Comprimento da Passada 2	1.25 m	1.205 m	3.6%
Duração da Passada 2	1.273 seg	1.302 seg	2.2781%
Comprimento da Passada 3	1.25 m	2.143 m	71.44%
Duração da Passada 3	1.274 seg	1.362 seg	6.9074%

Tabela 4.3: Tempos de início e fim de cada passada

	Video	Acelerómetro
Passada 1	Ti=1.282 s, Tf=2.73 s	Ti=1.268 s, Tf=2.715 s
Passada 2	Ti=2.73 s, Tf=4.003 s	Ti=2.715 s, Tf= 4.017 s
Passada 3	Ti=4.003 s, Tf=5.277 s	Ti=4.017 s, Tf=5.379 s

Analisando a tabela 4.2, verifica-se que o comprimento das passadas, obtidas através de dupla integração dos valores de aceleração, apresentam erros bastante elevados, obtendo na passada 3 um erro de 71.44%, o que torna o acelerómetro impreciso para medição do comprimento das passadas. No entanto na duração das passadas obtém-se um erro inferior a 7%, o que comprova a precisão do acelerómetro para medição da duração das passadas.

4.2 Testes usando a Aplicação Android

Teste da comunicação entre os sapatos instrumentados e o *tablet*

Realizou-se um teste com a aplicação desenvolvida, onde foram visualizados os dados no *tablet*, obtidos a partir da aquisição dos sensores de força dos sapatos instrumentados. Como apenas estava disponível a estrutura completa do sapato direito, realizou-se um teste ao colocar um pé

em cima do sapato direito, como é apresentado na Figura 4.7.



Figura 4.7: Teste dos sensores de força do sapato direito

Neste teste a frequência de aquisição foi de 2 Hz, tendo obtido os valores de força dos 16 sensores, a localização do CoP e a forças vertical exercida, tal como é apresentado nas Figuras 4.8 e 4.9.

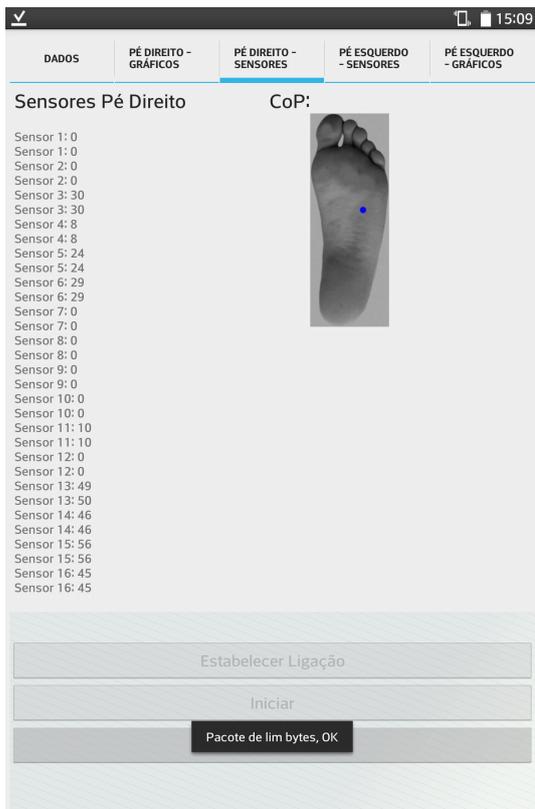


Figura 4.8: Valores dos sensores de força e localização do CoP

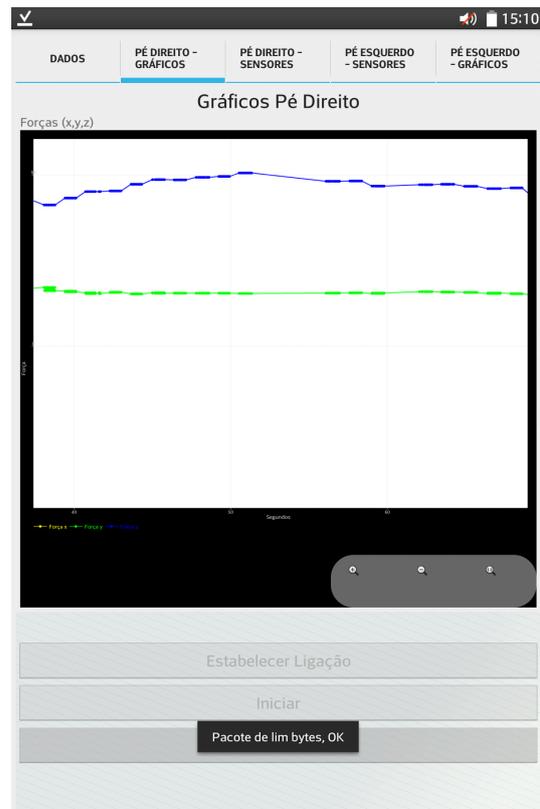


Figura 4.9: Força vertical exercida durante o teste

De acordo com a Figura 4.8, os sensores colocados na horizontal (que medem a força vertical), que mediram uma força superior a 0 N foram: o sensor 3, o sensor 4 e o sensor 11. A partir do somatório das forças medidas pelos sensores foi determinada a força vertical exercida ao longo do tempo, e obteve-se uma força de aproximadamente 50 N, tal como é apresentado no gráfico da Figura 4.9. Os sensores colocados na vertical (que medem as forças horizontais): sensor 5, sensor 6, sensor 13, sensor 14, sensor 15 e sensor 16, mediram uma força superior a 0 N. Estas medidas dos sensores colocados na vertical, ocorreram devido ao contacto da parte lateral superior com a parte lateral inferior do SANDAL.

Teste do módulo - Índice de Simetria

Devido ao facto de os sapatos instrumentados SANDAL não estarem completamente montados, não foi possível recolher dados reais que permitissem um estudo da simetria da marcha. Para superar este problema, os valores de força vertical foram recolhidos através da versão anterior dos sapatos instrumentados. Com estes sapatos foi possível analisar a simetria da marcha de um indivíduo saudável, com 1.79m de altura, 80 kg de massa corporal e com o pé direito dominante.

Identificou-se o início e fim das passadas direitas e esquerdas, a partir das curvas das forças verticais exercidas pelo indivíduo em exame, tal como é apresentado na Figura 4.10.

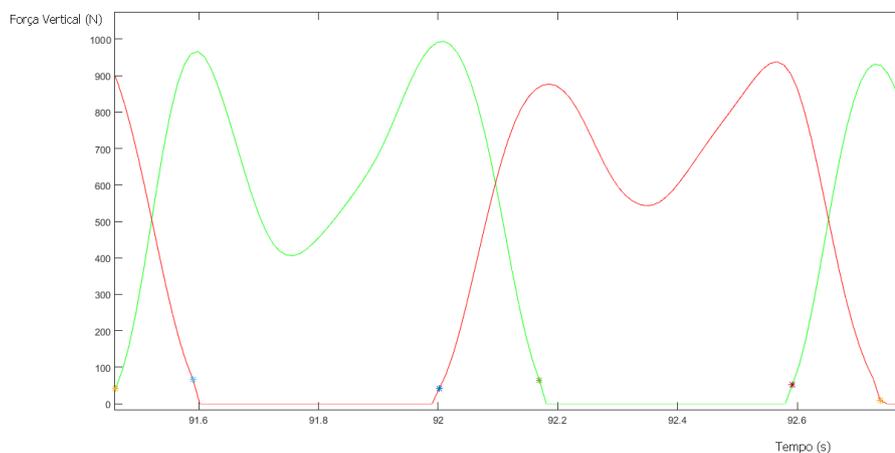


Figura 4.10: Curvas das forças verticais do lado direito (a verde) e do lado esquerdo (a vermelho) exercidas por um indivíduo saudável

Neste teste, o valor médio dos índices de simetria obtidos foi igual a -0.219. Este valor está de acordo com a gama de valores que seria de esperar para um indivíduo saudável, sendo exercida uma maior força no pé dominante (pé direito).

Capítulo 5

Conclusões e Trabalho Futuro

Neste capítulo são apresentadas as principais conclusões acerca do trabalho desenvolvido, tendo em consideração os resultados obtidos. Por fim são apresentadas algumas propostas para trabalho futuro.

5.1 Conclusões

Nesta dissertação era proposto o desenvolvimento de uma aplicação *Android* que em comunicação com o sapato instrumentado permitisse adquirir e processar os dados dos sensores de força presentes no sapato instrumentado SANDAL. Além disto pretendia-se utilizar o acelerómetro do dispositivo móvel *Android* para determinação da velocidade e posição durante a marcha de um paciente.

No dispositivo móvel contendo a aplicação desenvolvida e ligado ao nó coordenador, é recebida periodicamente uma mensagem contendo a informação relativa aos dados dos sensores de força de cada sapato (sapato direito e sapato esquerdo). Esta mensagem é interpretada na aplicação obtendo os dados sobre as componentes verticais e horizontais das forças exercidas no sapato. A partir da componente vertical da força é calculado o CoP.

Estes dados são tratados, exibidos numa interface gráfica e guardados numa base de dados. São ainda gerados automaticamente ficheiros *excel* com a informação relativa ao exame de cada paciente.

Analisando o algoritmo desenvolvido e os resultados obtidos, conclui-se que se consegue fazer

um tratamento dos dados *online*, a uma frequência de aquisição de 2Hz. No entanto a uma frequência de 100Hz, o algoritmo desenvolvido não permite fazer o tratamento dos dados a tempo, no modo *online*. Por este motivo optou-se por guardar os pacotes que são adquiridos a essa frequência para posteriormente se fazer uma análise dos pacotes recebidos no modo *offline*.

Os testes realizados para analisar a viabilidade de se utilizar o acelerómetro presente no dispositivo móvel *Android* para se obter a velocidade e posição durante a marcha humana, levaram a concluir que este acelerómetro é pouco preciso para este fim. Assim descarta-se a possibilidade de se utilizar este acelerómetro para estimar a velocidade e posição, utilizando este acelerómetro apenas para contagem e duração dos passos. Contudo, com um acelerómetro mais preciso, com uma maior frequência de aquisição (acima de 100Hz), com um intervalo de medição maior e uma maior resolução é possível obterem-se melhores resultados, que permitam após integração das leituras, calcular a velocidade e posição com uma maior precisão.

Relativamente ao módulo de software 'Índice de Simetria' desenvolvido no modo *offline*, este permite após a finalização do exame da marcha, calcular os índices de Simetria (IS). Este módulo inicial considera-se um primeiro passo importante para o desenvolvimento do módulo de software 'Índice de Simetria' completo (modo *offline* e modo *online*), servindo de base para a construção do módulo no modo *online*.

O sistema desenvolvido no seu todo (sapatos instrumentados e aplicação), tem uma grande importância na área da medicina de reabilitação, pois confere uma grande mobilidade aos sapatos instrumentados, permitindo uma maior liberdade, tanto para o paciente que está a caminhar durante um exame da marcha, como para o profissional de saúde que está a acompanhar o exame.

5.2 Trabalho Futuro

O trabalho desenvolvido foi um primeiro passo, uma primeira versão da aplicação para comunicação com o sapato instrumentado. Existem algumas melhorias e pesquisas que podem ser feitas para levar a que a aplicação tenha uma melhor funcionalidade e um melhor desempenho.

Em primeiro lugar, sugere-se uma melhoria do algoritmo desenvolvido, melhorando o processamento dos dados na aplicação *Android* de modo a que esta consiga processar os dados resultantes da aquisição dos valores dos sensores de força a uma frequência de 100Hz. Para tentar solucionar o problema sugere-se a utilização de *threads* que realizem determinadas tarefas em

segundo plano (através do método *doInBackground()*). Para criar estas *threads*, e fazer com estas comuniquem facilmente com a *UI thread* (*thread* principal) sugere-se usar a classe *AsyncTask* (*android.os.AsyncTask*) [27].

Propõe-se, após a montagem completa da estrutura de ambos os sapatos instrumentados, a ligação destes sapatos a um dispositivo móvel com a aplicação desenvolvida e realizar diversos exames a pessoas com marcha normal e marcha patológica. Com isto, e sendo uma aplicação *Android* torna-se importante realizar um questionário a um conjunto de utilizadores da aplicação, nomeadamente profissionais de saúde (médicos e fisioterapeutas) para avaliar o grau de satisfação destes. A partir destes questionários implementar melhorias.

Sugere-se ainda a pesquisa de um *smartphone* ou *tablet* que possua um acelerómetro com uma maior precisão nas suas leituras, ou utilizar um acelerómetro separado de alta performance para interagir com uma aplicação num dispositivo móvel. Uma sugestão seria usar o produto *MTw Development Kit Lite* da *Xsens*, que consiste num sistema sem fios equipado com um acelerómetro com uma taxa de amostragem de 1800Hz (18 vezes superior ao acelerómetro usado para teste).

Propõe-se ainda a criação do modo *online* no módulo 'Índice de simetria', de modo a apresentar o índice de simetria na interface em tempo real. Este módulo no modo *online* tornava-se algo útil para o profissional de saúde, pois permitia a visualização do índice de simetria durante o exame da marcha ao paciente.

Para permitir o uso da aplicação noutros dispositivos móveis, propõe-se o desenvolvimento de uma versão da aplicação para dispositivos móveis com o sistema operativo iOS e Windows Phone.

Bibliografia

- [1] A marcha humana em análise, Susana Pinto, Unidade de Neuromusculares, IMM -FM UL, Novembro 2007, disponível em: https://fenix.tecnico.ulisboa.pt/downloadFile/3779573195361/BM_FML_SEM2_Marcha_SusanaPinto.pdf, último acesso em: 12 de Agosto, 2015.
- [2] Cruz, Stephane Rodrigues (2013), Sapato Instrumentado para Análise e Caraterização do Andar Humano, Tese de Mestrado em Automação e Comunicações em Sistemas de Energia – Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra.
- [3] Biomecânica Normal da Marcha, Conceitos de Cinemática, disponível em: http://www.ufrgs.br/semiologiaortopedica/Modulo_06.pdf, último acesso em: 20 Agosto, 2015.
- [4] Tábuas, Carolina (2011), Análise da Pressão Plantar para Fins de Diagnóstico, Trabalhos Práticos Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto
- [5] Sobral, Heloísa Henriques Camões (2015), Análise Cinética da Marcha de Pacientes Sujeitos à Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior, Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra.
- [6] 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.
- [7] Chen, M., B. Huang, and Y. Xu., Intelligent shoes for abnormal gait detection, IEEE International Conference on Robotics and Automation, Pasadena,USA, 19 - 23 de Maio,2008.
- [8] Silva, Ricardo (2013), Aplicação Móvel Android de Apoio a Percursos Pedestres Outdoor, Tese de Mestrado em Engenharia Informática e de Computadores, Instituto Superior Técnico, Lisboa.

- [9] Android, from Wikipédia, the free encyclopedia, disponível em: <http://pt.wikipedia.org/wiki/Android>, último acesso em: 6 de Julho, 2015.
- [10] Características do Android, Google Docs, disponível em: <https://docs.google.com/document/preview?hgd=1&id=11UAqr4OUR1UwIHeK0SakuqHpo0oIChn-j62SELgHTqA&pli=1>, último acesso em: 12 de Agosto, 2015.
- [11] App Manifest, Android Developers, disponível em: <http://developer.android.com/guide/topics/manifest/manifest-intro.html>, último acesso em: 21 de Agosto 21, 2015.
- [12] Activity, Android Developers, disponível em: <http://developer.android.com/reference/android/app/Activity.html>, último acesso em: 21 de Agosto, 2015.
- [13] Intent, Android Developers, disponível em: <http://developer.android.com/reference/android/content/Intent.html>, último acesso em: 21 de Agosto, 2015.
- [14] Sensors Overview, Android Developers, disponível em: http://developer.android.com/guide/topics/sensors/sensors_overview.html, último acesso em: 7 de Julho, 2015.
- [15] What is Accelerometer and how does it work on smartphones, Techulator, disponível em: <http://www.techulator.com/resources/8930-How-does-smart-phone-accelerometer-work.aspx>, último acesso em: 10 de Outubro, 2015.
- [16] Pedometer, disponível em: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.tayu.tau.pedometer>, último acesso em: 10 de Agosto, 2015.
- [17] Runtastic Pedometer, disponível em: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.runtastic.android.pedometer.lite>, último acesso em: 10 de Agosto, 2015.
- [18] LEGSys, disponível em: <http://www.biosensics.com/legsys-overview/>, último acesso em: 10 de Agosto, 2015.
- [19] Cruz, Stephane (2015), Relatório do Projecto de Investigação, SANDAL - Sapato Instrumentado para Caraterização e análise da Marcha Humana, ISEC, ISR-UC, AST, Coimbra.
- [20] Tekscan, FlexiForce® Sensors - User Manual. 2010.
- [21] Library Project FTDriver, Driver for connecting an FTDI chip to Android USB host port, disponível em: <https://github.com/ksksue/FTDriver>, último acesso em: 6 de Julho, 2015.

- [22] Android Studio, Android Developers, disponível em: <http://developer.android.com/sdk/index.html>, último acesso em: 21 de Agosto, 2015.
- [23] TabHost, Android Developers, disponível em: <http://developer.android.com/reference/android/widget/TabHost.html>, último acesso em: 2 de Julho, 2015.
- [24] Library Project achartengine, Charting library for Android, disponível em: <https://code.google.com/p/achartengine/>, último acesso em: 8 de Julho, 2015.
- [25] Accelerometer Frequency, disponível em: https://play.google.com/store/apps/details?id=com.cochibo.accfreq&hl=pt_PT, último acesso em: 17 de Agosto, 2015.
- [26] Acelerómetros: Uso em Smartphones e Detecção de Velocidade Parte 2, Laboratório Imobilis Computação Móvel, disponível em: <http://www.decom.ufop.br/imobilis/?p=1931>, último acesso em: 16 de Agosto, 2015.
- [27] Inácio, Pedro, Introdução à Programação de Aplicações Android, Apontamentos de Apoio e Guias Laboratoriais de Programação de Dispositivos Móveis disponível em: <https://www.di.ubi.pt/~inacio/ipaa-ebook.php>, último acesso em: 17 de Dezembro, 2015.

Apêndice A

Anexos

Em anexo são apresentadas as seguintes secções:

- Layout das placas de comunicação e aquisição do sapato instrumentado SANDAL - Secção [A.1];
- Coordenadas dos sensores de força colocados na horizontal - Secção [A.2] ;
- Principais Técnicas usadas pelo Protocolo ZigBee Pro - Secção [A.3]
- Algoritmos desenvolvidos - Secção [A.4];

A.1 Placas de Comunicação e Aquisição do Sapato Instrumentado SANDAL

Nesta secção é apresentada a interligação entre o módulo de comunicação e a placa de aquisição presentes em ambos os sapatos instrumentados, assim como o diagrama de blocos do módulo de comunicação da Jennic JN-DS-JN5148MO.

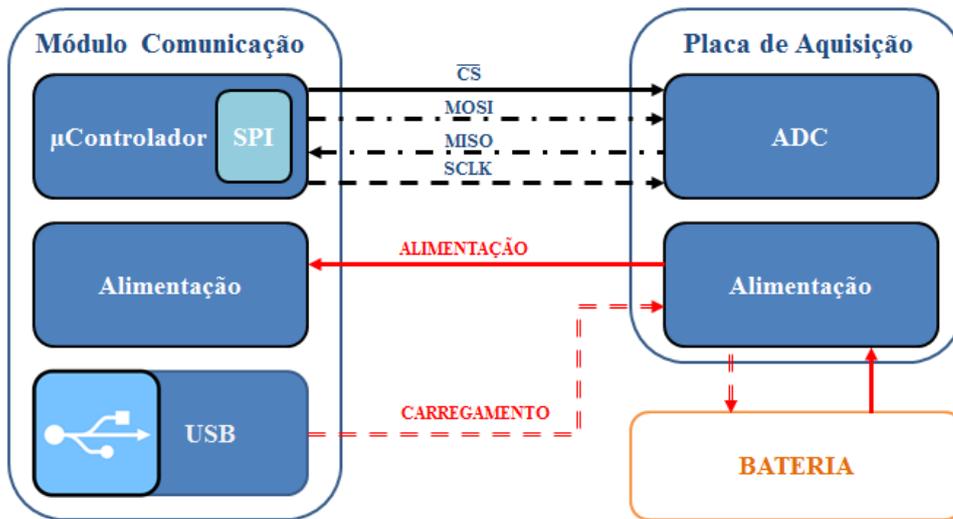


Figura A.1: Interligação entre o módulo de comunicação e a placa de aquisição [12]

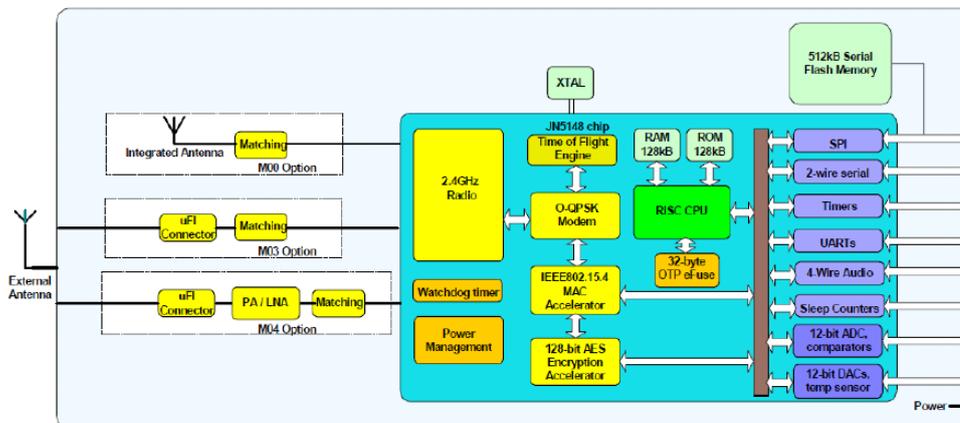


Figura A.2: Diagrama de blocos do módulo de comunicação JN-DS-JN5148MO [12]

A.2 Coordenadas dos Sensores Colocados na Horizontal

Nesta secção são apresentadas as coordenadas dos sensores horizontais, para o sapato direito e sapato esquerdo, importantes para a determinação da localização do CoP.

Tabela A.1: Coordenadas dos sensores colocados na horizontal, para o sapato direito e para o sapato esquerdo

Sensor	x(mm)	y(mm)
1	70.4	40.5
2	70.4	78.0
3	18.9	18.3
4	18.9	92.0
9	-15.0	17.8
10	-15.0	84.0
11	-190.8	29.5
12	-190.8	74.2

A.3 Principais Técnicas usadas pelo Protocolo ZigBee Pro

Nesta secção são apresentadas as principais técnicas utilizadas pelo protocolo ZigBee Pro. Estas técnicas são:

- **Escuta antes de envio** - técnica conhecida como *Carrier Sense, Multiple Access with Collision Avoidance* (CSMA-CA). Com esta técnica, antes de se iniciar uma transmissão, um nó irá escutar o canal para verificar se este se encontra livre. Caso seja detetada atividade no canal, o nó atrasa a transmissão por um tempo aleatório e só depois volta novamente a escutar o canal. Caso o canal esteja livre, a transmissão pode começar [12].
- **Acknowledgements** - Quando uma mensagem chega ao destino, o nó recetor envia uma mensagem ao nó emissor, a confirmar que a mensagem foi bem recebida. Caso o nó emissor não receba a mensagem de confirmação dentro de um certo período de tempo, o emissor reenvia a mensagem [12].
- **Mudança de frequência** - Na criação de uma rede *Zigbee Pro* é automaticamente escolhido como canal operacional, o melhor canal da banda de rádio. No entanto se este canal de funcionamento se tornar muito "ruidoso", o protocolo *Zigbee Pro* permite facilmente uma

mudança de frequência, possibilitando que toda a rede seja transferida para um melhor canal na banda de rádio [12].

A.4 Algoritmos Desenvolvidos

Nesta secção são apresentados os algoritmos para:

- Cálculo do número e duração dos passos utilizando o acelerómetro do dispositivo móvel *Android* - Algoritmo 2 em pseudo código.
- Determinação do índice de simetria a partir das forças verticais no modo *offline* - Algoritmo representado através de um diagrama UML de atividade.

Algoritmo 2: Algoritmo para determinar o número e a duração dos passos

ContadorPassos=0; v=0;

for Cada elemento i do array velocidade **do**

if $i \geq 2$ **then**

if (Elemento à esquerda($i-1$) - Elemento atual(i)) entre $0 < 0.004$ e (Elemento da direita ($i+1$)-Elemento atual(i)) entre $0 < 0.004$ **then**

 v++;

 // Detetou concavidade virada para cima, adicionar a vetores

 auxiliares o ponto detetado

 vetortempo(v)=tempo(i); vetorpasso(v)=velocidade(i);

if $v < 1$ **then**

 // Detetou um Passo

 Incremento da variável ContadorPassos;

end

else

 // Para não contar concavidades indesejadas que estejam próxima entre si

if $vetortempo(v)-vetortempo(v-1) > 0.3$ **then**

 // Detetou um passo

 Incremento da variável ContadorPassos;

end

else

 Remover de vetorpasso e vetortempo a concavidade indesejada;

end

end

end

end

end

for Cada elemento do vetortempo **do**

 // Subtrair o tempo do passo atual com o anterior

 Tempo_passo(indice-1) = vetortempo(indice)-vetortempo(indice-1);

end

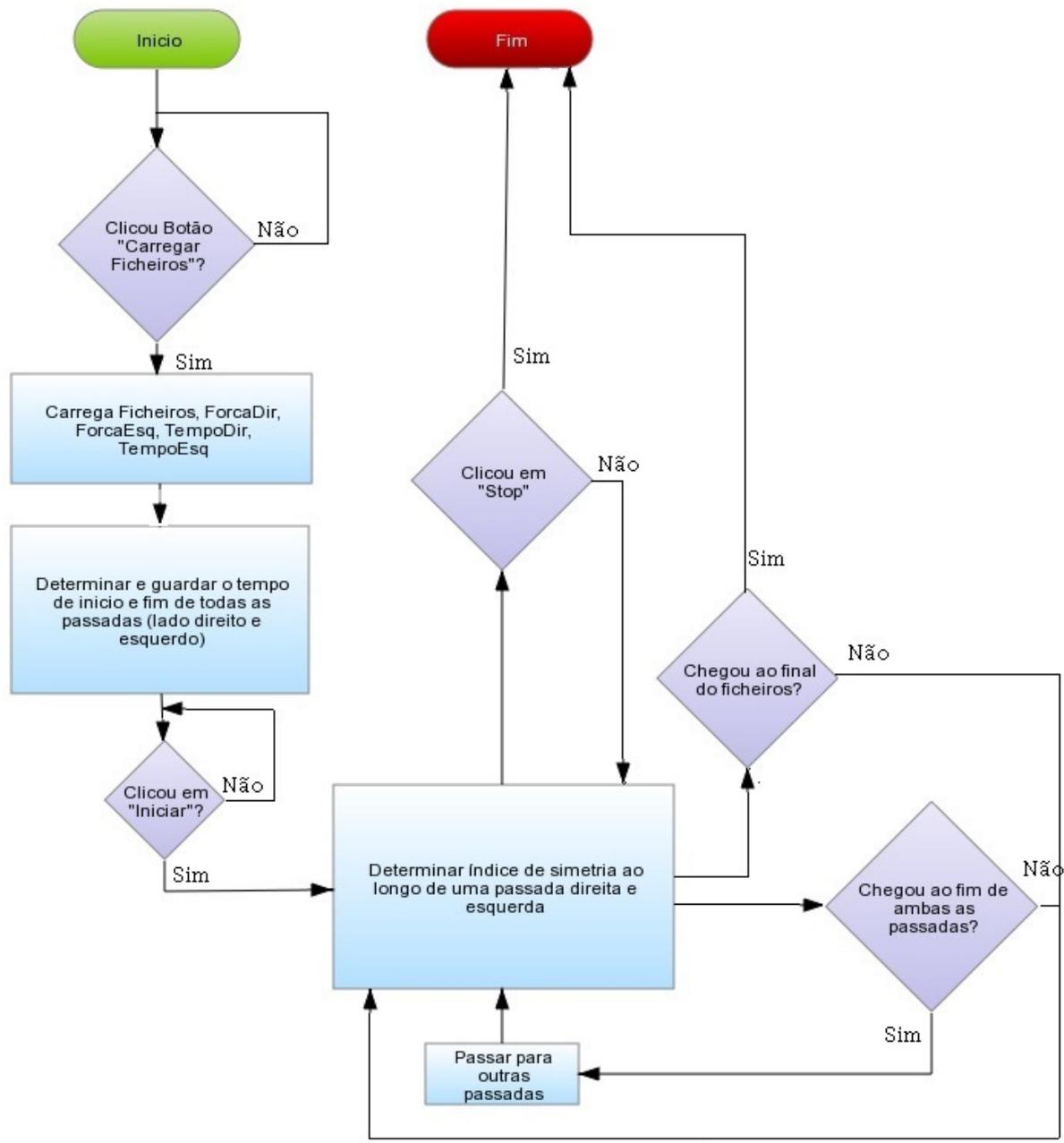


Figura A.3: Algoritmo para o cálculo do índice de simetria no módulo 'índice de simetria'