



João André Pereira Amaro

CONTROLADOR E INTERFACE ANDROID
PARA EQUIPAMENTO DE REABILITAÇÃO
DOS MEMBROS INFERIORES

Dissertação de Mestrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores

Fevereiro de 2016



UNIVERSIDADE DE COIMBRA



FACULDADE DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

Dissertação de Mestrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores

**Controlador e Interface Android para Equipamento
de Reabilitação dos Membros Inferiores**

João André Pereira Amaro

Orientadores:

Professor Doutor António Paulo Mendes Breda Dias Coimbra (ISR, DEEC)

Professor Doutor João Paulo Morais Ferreira (ISR, ISEC)

Professor Doutor Manuel Marques Crisóstomo (ISR, DEEC)

Membros do júri:

Presidente: Professor Doutor Rui Pedro Duarte Cortesão

Orientador: Professor Doutor António Paulo Mendes Breda Dias Coimbra

Vogal: Professor Doutor João Pedro de Almeida Barreto

Fevereiro de 2016

Agradecimentos

Quero aqui deixar o meu profundo agradecimento a todas as pessoas que contribuíram para que a realização deste trabalho fosse possível.

Nomeadamente deixo o meu agradecimento aos meus orientadores Dr. Paulo Coimbra, ao Dr. João Ferreira e Dr. Manuel Crisóstomo pela oportunidade, todo o trabalho de orientação prestado e motivação, durante o período de execução do projeto. Agradeço também aos elementos do laboratório, nomeadamente ao Eng. Paulo Ferreira e ao Eng. Stephane Cruz pela grande ajuda e tempo despendido.

Deixo também uma palavra de agradecimento aos meus familiares por todo o seu apoio durante o meu percurso académico e ao longo da minha vida. Um agradecimento especial aos meus pais por tudo o que fizeram por mim.

Como não podia deixar de ser quero dirigir-me aos meus colegas e amigos. Graças a eles nunca esquecerei este tempo que passou. A eles, um grande obrigado!

Por último, agradeço aos elementos do júri pela disponibilidade.

Resumo

Esta dissertação teve como objetivo a criação de um sistema de controlo de uma bicicleta estática ativa que inclui uma interface *Android* (para telemóvel ou *tablet*). O sistema desenvolvido faz parte de um equipamento de reabilitação dos membros inferiores (pernas) que consiste numa bicicleta estática ativa que inclui um motor DC, sensores de força nos pedais para aquisição da força exercida pelo utilizador em cada pedal e um sensor de batimentos cardíacos.

Esta bicicleta é inovadora pois permite fazer a distinção entre ambos os membros inferiores do utilizador, permite determinar a força aplicada nos pedais e controlar o movimento consoante estas forças. É vocacionada para a reabilitação de pessoas que sofreram acidentes e estão a recuperar de intervenções cirúrgicas, AVCs e outras patologias.

Foi criado uma placa de processamento de sinal para condicionamento dos sinais provenientes dos sensores de força dos pedais, do sensor de batimentos cardíacos e controlo do motor DC.

O trabalho desenvolvido focou-se ainda na utilização de um microcomputador (Odroid C1) para processamento dos dados e interação com o utilizador (médico ou paciente) através de uma interface gráfica criada para dispositivos *Android*. Esta aplicação móvel permite o registo do utilizador numa base de dados *online* de fácil acesso e permite também visualizar os dados provenientes dos sensores de força colocados nos pedais.

Palavras-Chave: Bicicleta estática ativa, Sensores de força, Reabilitação de membros inferiores, Microcomputador, Placa de processamento de sinal, *Android*.

Abstract

This thesis aims to create a control system of an active exercise bike that includes an *Android* interface (for smartphone or tablet). The system developed is part of a lower limbs (legs) rehabilitation machine which is an active exercise cycle integrating a DC motor, force sensors on the pedal to acquire the force exerted by the user at each pedal and a heartbeat sensor.

This bicycle is innovative because it allows distinguishing between both lower limbs of the user, determines the force applied to the pedals and controlling the movement according to these forces. It is dedicated to the rehabilitation of people who have suffered injuries and are recovering from surgery, strokes and other diseases.

A signal processing board has been created for conditioning the signals incoming from the force sensors of the pedals, the heartbeat sensor and the DC motor.

The work also focused on the use of a microcomputer (Odroid-C1) for data processing and interaction with the user (therapist or patient) through a graphical user interface created for *Android* devices. This mobile application allows the user registry in an easy accessible online database and can also display data from the force sensors placed on the pedals.

Keywords: Active exercise bike, Force sensors, Rehabilitation of the lower limbs, Microcomputer, Signal processing board, *Android*

Índice

Lista de Figuras	v
Lista de Tabelas.....	vii
Lista de Abreviações	ix
Capítulo 1.....	1
Introdução	1
1.1 Motivação	1
1.2 Objetivos.....	2
1.3 Estrutura da Tese.....	2
Capítulo 2.....	5
Biomecânica do Ciclismo	5
2.1 Análise Cinemática.....	5
2.2 Análise Cinética	7
Capítulo 3.....	11
Bicicleta Estática Utilizada	11
3.1 <i>Hardware</i>	11
3.1.1 Sensores de Força.....	12
3.1.2 Sensor de Frequência Cardíaca	14
3.1.3 Motor DC e Controlador do Motor	15
3.1.4 Placa de Aquisição de Dados.....	16
3.2 <i>Software</i>	17
3.2.1 Interface do Terapeuta.....	17
3.2.2 Interface do Paciente	18
Capítulo 4.....	21
Desenvolvimento e Implementação	21
4.1 Calibração dos Sensores de Força.....	21
4.2 Escolha do Microcomputador	24

4.3	Placa de Processamento de Sinal	26
4.4	Ligação entre Sensores de Força e Odroid-C1.....	28
4.5	Protocolo de Comunicação	29
4.6	Tratamento dos Dados Adquiridos.....	31
4.7	Aplicação Android	33
4.8	Testes.....	38
	Conclusões e Sugestões de Trabalhos Futuros	45
5.1	Conclusões	45
5.2	Sugestões de Trabalhos Futuros.....	46
	Bibliografia.....	49
	Anexo A.....	55
	Reabilitação dos Membros Inferiores.....	55
A.1	Patologias Recorrentes nos Membros Inferiores.....	55
A.1.1	Anca.....	55
A.1.2	Joelho.....	56
A.1.3	Perna	57
A.1.4	Pé e Tornozelo	58
A.2	Ferramentas Utilizadas na Reabilitação dos Membros Inferiores.....	58
A.2.1	Bicicleta Elíptica	59
A.2.2	Passadeira	60
A.2.3	Bicicleta Estática.....	61
A.3	Ferramentas em Desenvolvimento	62
A.3.1	“Instrumented Handle and Pedal Systems for use in Rehabilitation, Exercise and Training Equipment”	62
A.3.2	“Motorized Lower Body Rehabilitation Device and Method”	63
A.3.3	“Assembly of a Wheelchair and a Reclining Cycle”	64

Lista de Figuras

Figura 2.1 - Planos triortogonais com base na posição anatômica de referência. Retirado de [3]	5
Figura 2.2 - Divisão do ciclo da pedalada em graus. Adaptado de [4]	6
Figura 2.3 - Representação das forças exercidas nos pedais. Adaptado de [6]	7
Figura 2.4 - Padrões médios das forças exercidas nos pedais em função do ângulo da pedaleira (θC), Adaptado de [5]	8
Figura 3.1- Pedaleira ativa. Retirado de [7]	11
Figura 3.2 - Diagrama de blocos da pedaleira. Retirado de [8]	12
Figura 3.3- Circuito recomendado. Retirado de [9]	13
Figura 3.4 - Visão lateral do pedal com assemblagem do sensor. Adaptado de [11]	14
Figura 3.5 - Layout dos pedais, visto de cima.	14
Figura 3.6 - Circuito utilizado para detetar frequência cardíaca	15
Figura 3.7- Controlador ESCON 50/5. Retirado de [11]	16
Figura 3.8- DAQ USB-6008 da National Instruments. Retirado de [12]	16
Figura 3.9- Interface do Médico. Retirado de [8]	18
Figura 3.10- Interface do Paciente. Retirado de [8]	19
Figura 4.1 - Diagrama de blocos do sistema. Estão delimitados a vermelho os novos blocos implementados no âmbito deste projeto. Adaptado de [8]	21
Figura 4.2 - Suporte para calibração dos sensores de força. Retirado de [13]	22
Figura 4.3 - Retas de calibração do sensor 1 e sensor 2	23
Figura 4.4 - Retas de calibração do sensor 3 e sensor 4	23
Figura 4.5 - Retas de calibração do sensor 5 e sensor 6	23
Figura 4.6 - Raspberry Pi 2 - Model B. Retirado de [14]	24
Figura 4.7 - Odroid-C1. Retirado de [15]	25
Figura 4.8 - Esquemático da placa de processamento de sinal desenvolvida	26
Figura 4.9 - Layout da placa de processamento de sinal desenvolvida	27
Figura 4.10 - Placa de processamento de sinal desenvolvida (PCB)	28
Figura 4.11 - Esquema de ligação entre a PCB e o Odroid	28
Figura 4.12 - Exemplo de troca de dados por porta série. Retirado de [17]	29
Figura 4.13 - Exemplo de troca de dados via SPI. Retirado de [17]	30
Figura 4.14 - Exemplo de comunicação entre master e slave. Retirado de [17]	31

Figura 4.15 - Exemplo de funcionamento da conexão SS. Retirado de [17].....	31
Figura 4.16 - Transação SPI no AD7490. Retirado de [18]	32
Figura 4.17 - Ficheiros principais e bibliotecas da aplicação	33
Figura 4.18 - Esquema do acesso à base de dados. Adaptado de [20]	34
Figura 4.19 - Diagrama da base de dados desenvolvida.....	34
Figura 4.20 - Layout das janelas de registo, login e menu de seleção	35
Figura 4.21 - Layout da aba relativa aos sensores.....	36
Figura 4.22 - Layout da aba Profile.....	37
Figura 4.23 - Layout da aba About.....	37
Figura 4.24 - Layout onde se confirma o logout.....	38
Figura 4.25 - Teste realizado sem força ou velocidade aplicada, por um utilizador.....	39
Figura 4.26 - Testes realizados a baixa velocidade	40
Figura 4.27 - Testes realizados a velocidade elevada.....	40
Figura A 1 - Zona da anca. Retirado de [25]	56
Figura A 2 - Zona do joelho. Retirado de [27].....	57
Figura A 3 - Zona da perna. Retirado de [29].....	57
Figura A 4 - Zona do pé e tornozelo. Retirado de [31]	58
Figura A 5 - Bicicleta elíptica. Retirado de [33].....	60
Figura A 6 - Passadeira. Retirado de [34].....	61
Figura A 7 - Bicicleta estática. Retirado de [36].....	62
Figura A 8 - Sistema instrumentado. Adaptado de [37]	63
Figura A 9 - Aparelho motorizado de reabilitação. Adaptado de [38].....	64
Figura A 10 - Cadeira de rodas com bicicleta reclinada. Adaptado de [39].....	64

Lista de Tabelas

Tabela 3.1- Desempenho do sensor. Retirado de [10].....	13
Tabela 4.1- Comparação entre o Odroid e o Raspberry. Adaptado de [16]	25
Tabela 4.2 - Comparação entre AsyncTask, Volley e Retrofit. Retirado de [21]	36
Tabela 4.3 – Resultados dos testes	41
Tabela 4.4 - Avaliação do erro nos testes efetuados	42

Lista de Abreviações

DC – Direct Current

PCB – Printed Circuit Board

DAQ – Data Acquisition

AVC – Acidente Vascular Cerebral

PHP – Hypertext Preprocessor

JSON – JavaScript Object Notation

SPI – Serial Peripheral Interface

ACL – Anterior Cruciate Ligament

MCL – Medial Collateral Ligament

LCL - Lateral Collateral Ligament

IR – Infrared

ADC – Analog-to-Digital Converter

IMC – Índice de Massa Corporal

HDMI – High-Definition Multimedia Interface

DAC – Digital-to-Analog Converter

TX – Transmit

RX – Receive

SCLK –

MOSI – Master Out/ Slave In

MISO – Master In/ Slave Out

SS – Slave Select

CE – Chip Enable

IDE – Integrated Development Environment

Capítulo 1

Introdução

A bicicleta estática é um equipamento muito utilizado em reabilitação. Reabilitação de joelhos, pacientes que tenham tido AVC, doenças pulmonares, de coluna e pós-operatório são algumas das patologias em que é utilizada. No que toca à reabilitação do joelho, permite aumentar/recuperar o seu movimento, estabilidade, força dos músculos que o rodeiam, diminuir/eliminar a dor e prevenir a ocorrência de uma nova lesão. Em relação a AVC, doenças de coluna, próteses, pós-operatório, a bicicleta permite eliminar/diminuir possíveis assimetrias no movimento causadas por estas patologias.

Este trabalho insere-se no âmbito do projeto *Orthodia* que incluía uma bicicleta estática ativa. Este dispositivo tem como objetivo a recuperação dos membros inferiores e consiste numa pedaleira onde a resistência habitual causada pela corrente foi substituída por um motor elétrico controlado com base em sensores de força instalados nos pedais e de batimento cardíaco.

O objetivo deste trabalho consiste na criação de um sistema (hardware e software) que permita processamento e troca de dados com uma bicicleta estática ativa e no desenvolvimento de uma interface gráfica em *Android*.

Esta dissertação decorre ainda no âmbito do projeto “ProjB – Diagnosis and Assisted Mobility – Centro-07-ST24-FEDER-002028” com financiamento do FEDER, programas QREN e COMPETE, decorrendo em conjunto com as seguintes entidades: 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) e o Serviço de Medicina Física e Reabilitação do Centro Hospitalar Universitário de Coimbra (CHUC).

1.1 Motivação

Os membros inferiores são muito afetados por lesões. Estas lesões podem ser de natureza traumática, afetando a perna completa, ou apenas o pé, tornozelo, joelho, ou a anca. Algumas dessas lesões também podem ser provocadas por doenças. Por exemplo, a artrite do joelho, muito

comum em pessoas mais idosas, pode causar dor e limitar os movimentos. Problemas nos vasos sanguíneos das pernas podem provocar varizes ou trombose venosa profunda.

Assim foi criada uma bicicleta estática com uma pedaleira ativa, ou seja, com um motor e sensores de força nos pedais para facilitar a reabilitação do paciente. Foi pensada para ser utilizada em pessoas amputadas como em pessoas com uma simples deficiência muscular numa das pernas.

1.2 Objetivos

O objetivo desta dissertação consiste em criar um sistema de aquisição de dados dos sensores de força e de batimento cardíaco e uma interface gráfica de fácil utilização do terapeuta e paciente para ser utilizado com a bicicleta ativa. Pretende-se ainda substituir o computador que faz a gestão e interface do sistema por um microcomputador e um dispositivo *Android*, um *tablet* ou um *smartphone*.

Para processamento dos dados foi utilizado o microcomputador *Odroid-C1* e foi criada uma aplicação para dispositivos *Android* para a visualização dos dados e interface com o utilizador. Para a ligação entre os sensores e o *Odroid-C1* foi criada uma placa de processamento de sinal que permite a conversão dos valores analógicos dos sensores para valores digitais, de modo a serem lidos pelo microcomputador *Odroid-C1*. Essa placa vai ainda gerar os sinais analógicos necessários para controlar o motor.

1.3 Estrutura da Tese

A dissertação encontra-se organizada em 5 capítulos principais.

O Capítulo 1 introduz o assunto desta dissertação, estabelece os objetivos e apresenta a estrutura do trabalho.

No Capítulo 2 são abordados aspetos biomecânicos relacionados com o ciclismo.

No Capítulo 3 é apresentada a bicicleta ativa utilizada e que foi desenvolvida no ISR no âmbito do projeto *Orthodia*. É feita uma descrição do *hardware* e *software* utilizados.

No Capítulo 4 é apresentada a solução implementada, sendo explicado o que foi feito em relação à utilização do microcomputador, a comparação de vários microcomputadores de modo a

justificar a escolha do Odroid-C1, a criação de uma placa de processamento de sinal, a interface gráfica em *Android* e a comunicação entre o microcomputador e a aplicação móvel. São ainda apresentados os testes desenvolvidos bem como a análise dos resultados obtidos.

Por último, no Capítulo 5 são apresentadas as conclusões sobre o trabalho realizado e enunciadas algumas sugestões para trabalho futuro.

No Anexo A é feita uma descrição dos problemas mais recorrentes nos membros inferiores e uma contextualização sobre os métodos utilizados para a sua reabilitação, incluindo vantagens e inconvenientes. Foi também feita uma pesquisa em patentes, onde são apresentadas algumas ferramentas em desenvolvimento.

Capítulo 2

Biomecânica do Ciclismo

Em relação à biomecânica do ciclismo, o movimento pode ser analisado cinematicamente e cineticamente [1], [2].

A análise cinemática relaciona-se com os parâmetros temporais, espaciais e espaciotemporais do gesto motor. Na análise cinética é descrito o movimento com base nas forças que o originam [3].

2.1 Análise Cinemática

Análise cinemática ou estudo da geometria, do padrão ou da forma de movimento em relação ao tempo. Pode ser linear ou angular, onde se estuda o aspeto, a forma e a sequência do movimento linear ao longo do tempo sem referência à força ou ao conjunto de forças que causam/resultam do movimento [3].

Estes movimentos são descritos frequentemente com base nos três planos anatómicos de referência (Figura 2.1).

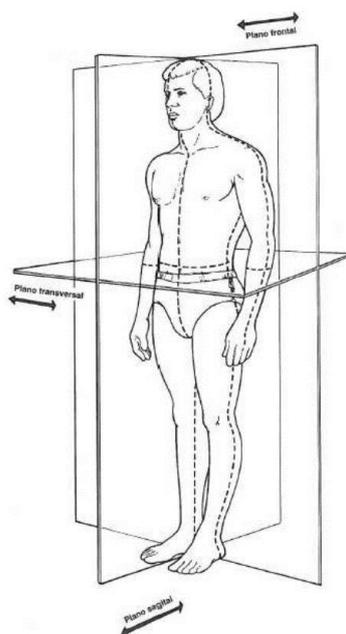


Figura 2.1 - Planos triortogonais com base na posição anatômica de referência. Retirado de [3]

O plano sagital divide o corpo verticalmente em metades direita e esquerda, ambas com a mesma massa. O plano frontal divide o corpo verticalmente em metades anterior e posterior com a mesma massa. O plano transversal divide o corpo em metades superior e inferior com massa igual. Estando uma pessoa na posição vertical, os três planos cruzam-se num único ponto, chamado centro de massa ou centro de gravidade do corpo [3].

Assim é possível afirmar que o pedalar é essencialmente um movimento no plano sagital. O movimento consiste na flexão e extensão do joelho, dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo [1]. Dorsiflexão é o movimento de aproximação do dorso do pé à parte anterior da perna. Flexão consiste no movimento contrário, ou seja, baixar o pé.

O gesto motor de pedalar foi caracterizado como um movimento bidimensional, mas acaba por ser um movimento tridimensional complexo, caracterizado pelas flexões e extensões das articulações do tornozelo, da anca, do joelho, assim como a abdução e a adução da articulação da anca, provocando a rotação da tibia [3]. Abdução é o movimento de afastar o membro inferior ou superior do corpo. Adução é o movimento de aproximar ao corpo.

O ato de pedalar é um movimento cíclico e repetitivo, onde há rotação completo do eixo do pedal em relação ao eixo central da bicicleta. Este movimento é dividido em duas fases: propulsão e recuperação [3] (Figura 2.2). A fase de propulsão inicia-se no ponto morto superior, ângulo 0° (ponto mais alto alcançado pela pedaleira) até ao ponto morto inferior de 180° , sendo nesta fase que o ciclista exerce uma maior força no pedal. Dos 180° aos 360° ocorre a fase de recuperação. Alguns autores [2] sugerem a divisão do ciclo em quatro fases distintas: impulso ($315^\circ - 45^\circ$), compressão ($45^\circ - 135^\circ$), retorno ($135^\circ - 335^\circ$) e puxada ($225^\circ - 315^\circ$).

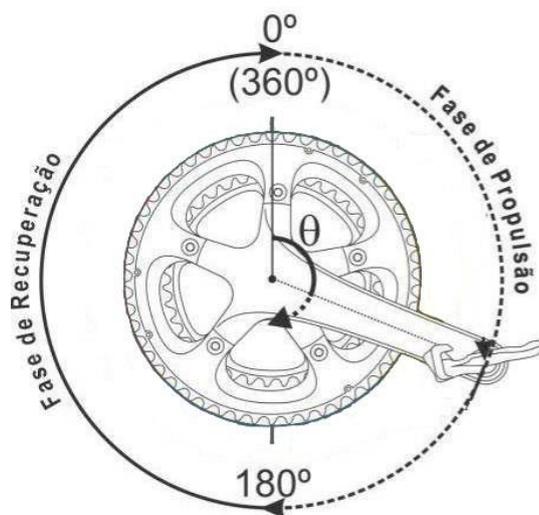


Figura 2.2 - Divisão do ciclo da pedalada em graus. Adaptado de [4]

2.2 Análise Cinética

O corpo humano gera forças e resiste a elas durante a realização de atividades [3]. A partir disto pode-se fazer uma análise cinética de todo o gesto da pedalada, sendo referenciadas as principais forças exercidas pelo ciclista e o seu papel na biomecânica do ciclismo.

Existem diversas fontes geradoras de forças na bicicleta e nos seus componentes resultantes da interação entre o homem e a máquina. Uma delas é o condutor que desenvolve esforços quando pedala. Este contacta com a bicicleta em diversos pontos e participa numa variedade de situações que poderão induzir esforços adicionais. A postura, rotação da pedaleira e a potência gerada são algumas dessas situações [5].

As forças mais importantes são aquelas que o ciclista exerce sobre os pedais para propulsionar. Caso seja feita a análise bidimensional num plano paralelo ao plano sagital, observa-se que o ciclista aplica força no pedal, sendo esta denominada força resultante. Esta tem componente tangencial e normal, tendo como referência a superfície do pedal. Caso seja conhecido o ângulo entre a superfície do pedal e a pedaleira (θ_p), a força resultante pode ser decomposta nas suas componentes efetiva e não-efetiva (Figura 2.3).

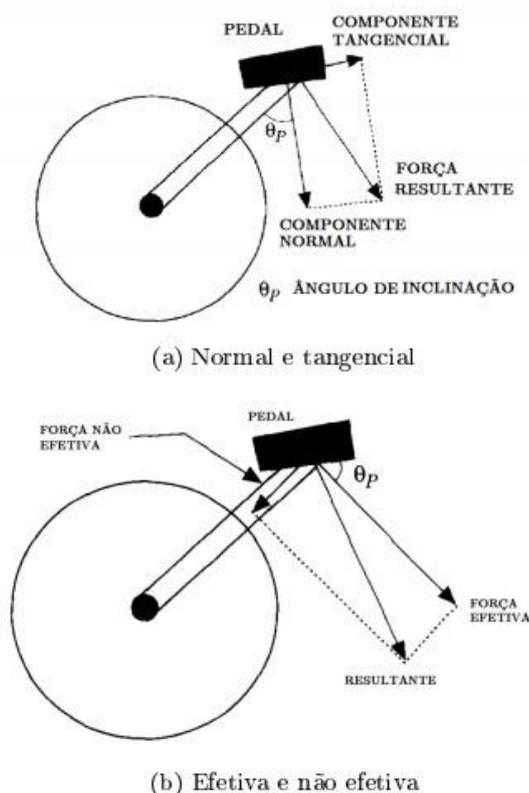


Figura 2.3 - Representação das forças exercidas nos pedais. Adaptado de [6]

A força efetiva é a componente da força aplicada responsável pela propulsão da bicicleta. Esta atinge o seu máximo nos 90°, que é o pico da atividade dos quadríceps. O binário exercido para propulsionar é dado pela soma das forças aplicadas em ambos os pedais multiplicados pelo comprimento da pedaleira [2].

$$T = (F_{EMIE} \pm F_{EMID}) \times L_{Pedaleira}$$

Sendo,

F_{EMIE} – Força efetiva, exercida pelo membro inferior esquerdo;

F_{EMID} – Força efetiva, exercida pelo membro inferior direito;

$L_{Pedaleira}$ – Comprimento da pedaleira.

Convém dizer que um dos membros pode gerar binário negativo, tendo em conta a força da gravidade e à força inercial dos membros a resistir ao movimento imposto pelo pedal [6].

A Figura 2.4 ilustra os padrões médios de forças obtidas para uma rotação completa da pedaleira em torno do eixo central da bicicleta. Pode-se concluir que a componente de maior magnitude corresponde à componente segundo o eixo z (eixo paralelo à pedaleira), verificando um valor máximo para um ângulo de pedaleira (θ_c) de 90°. É um valor lógico, pois esta é a componente cuja linha de ação é perpendicular à superfície do pedal [5].

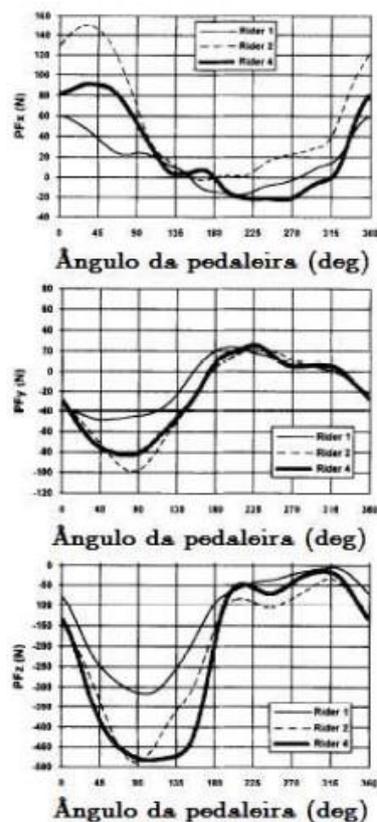


Figura 2.4 - Padrões médios das forças exercidas nos pedais em função do ângulo da pedaleira (θ_c). Adaptado de [5]

Capítulo 3

Bicicleta Estática Utilizada

Esta bicicleta estática ativa tem como objetivo a recuperação dos membros inferiores, consistindo numa pedaleira onde a resistência habitual causada pela corrente e caixa de velocidades foi substituída por um motor elétrico controlado com base em sensores de força e de batimento cardíaco.

3.1 *Hardware*

Em termos de *hardware* (Figura 3.1), a bicicleta é composta por pedais com sensores de força acoplados, um sensor de frequência cardíaca, uma *breadboard* onde estão implementados os circuitos de condicionamento de sinal dos sensores, uma fonte de alimentação para o motor DC, caixa de velocidades e um controlador do motor ESCON. No âmbito do projeto *Orthodia*, tinha sido adquirida uma placa de aquisição de dados DAQ-6008 (DAQ).

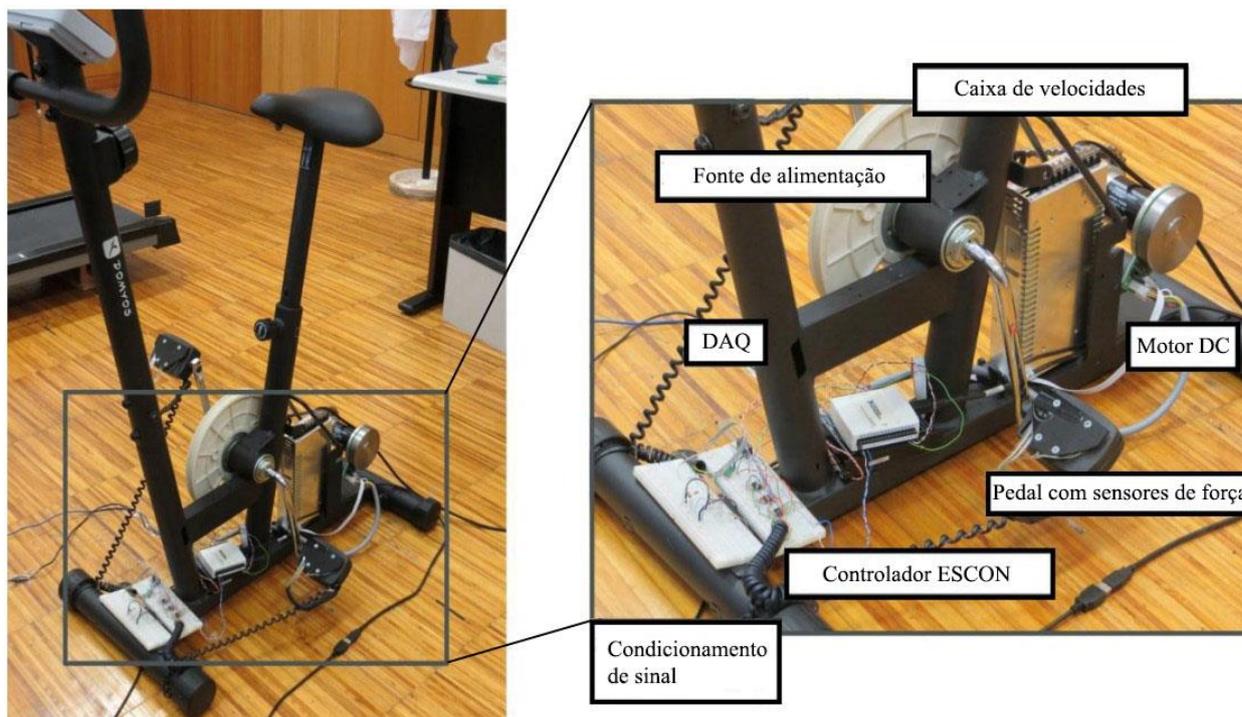


Figura 3.1- Pedaleira ativa. Retirado de [7]

Os sensores acoplados aos pedais são analógicos e enviam valores de tensão para o DAQ, através de um circuito montado numa *breadboard* que amplifica o sinal e diminui a ruído através de filtros. No DAQ esses dados são convertidos para digital e transmitidos para o computador através de um cabo USB. O DAQ transmite também, além dos dados dos sensores, a velocidade atual do motor, a velocidade de referência do controlador do motor e o binário. No computador está implementado *software* em *MATLAB* e *Simulink*. Mostra-se na Figura 3.2 o diagrama de blocos do sistema desenvolvido no âmbito do projeto *Orthodia*. No trabalho agora desenvolvido são substituídos os módulos do circuito de condicionamento de sinal dos sensores de força, o DAQ, o computador e o circuito de condicionamento de sinal do sensor de batimentos cardíacos por uma só placa de processamento de sinal (Figura 4.1).

O Díodo *Zener* colocado entre a fonte de alimentação e o controlador do motor serve para proteger a fonte de tensões superiores a 24V. Quando se pedala, o motor funciona como gerador aumentando a tensão nos seus terminais. Esta tensão passa para a fonte que alimenta todo o circuito, sendo necessário utilizar o díodo para que a tensão não ultrapasse o limite suportável e para que a fonte não queime.

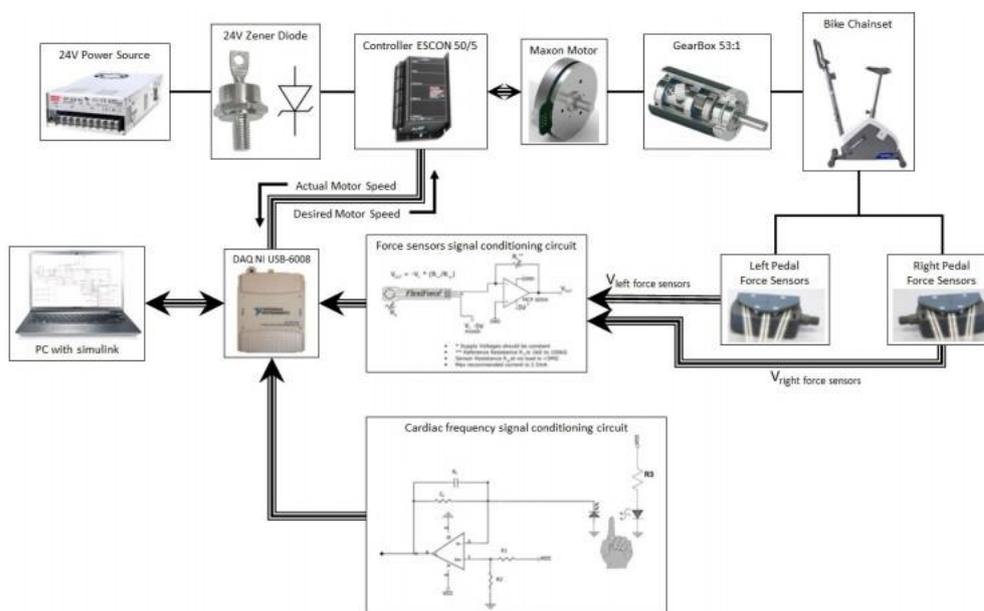


Figura 3.2 - Diagrama de blocos da pedaleira. Retirado de [8]

3.1.1 Sensores de Força

Os 6 sensores (3 em cada pedal) utilizados foram os *FlexiForce A201* da *Tekscan*. São sensores piezoresistivos finos e flexíveis com comprimento variável, o que permitiu uma boa adaptação ao movimento da pedaleira. Além disso, como estamos a falar de casos em que vão

ser exercidas grandes forças sobre eles, pois o peso dos pacientes vai estar concentrado em cima dos pedais e por consequência dos sensores, estes sensores apresentam uma ampla gama de força suportada, podendo ir dos 0 N aos 445 N.

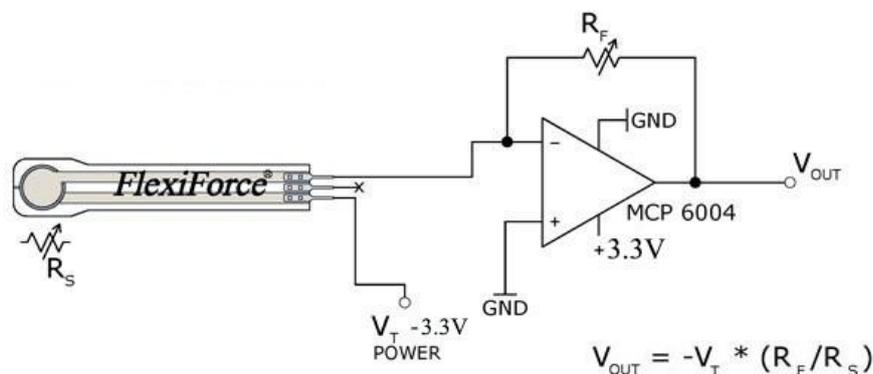


Figura 3.3- Circuito recomendado. Retirado de [9]

Em relação à Figura 3.3, a resistência R_S é a resistência do sensor e R_F é a resistência de referência. A tensão de saída V_{OUT} é convertida através do ADC para uma saída digital. A tensão de referência do ADC é de 2.5V. Caso a tensão de saída seja superior a este valor, o circuito satura.

Tabela 3.1- Desempenho do sensor. Retirado de [10]

	Typical Performance	Evaluation Conditions
Linearity (Error)	< ±3%	Line drawn from 0 to 50% load
Repeatability	< ±2.5% of full scale	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Hysteresis	< 4.5 % of full scale	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Drift	< 5% per logarithmic time scale	Constant load of 111 N (25 lb)
Response Time	< 5µsec	Impact load, output recorded on oscilloscope
Operating Temperature	-40°C - 60°C (-40°F - 140°F)	Time required for the sensor to respond to an input force

Os sensores foram colocados de forma a medir as forças exercidas pelos pés nos pedais e capturar 100% dessas forças. Assim foram utilizadas semi-esferas de diâmetro igual a 70% do diâmetro da área sensível do sensor entre a carga e este. Por forma a distribuir a força apenas pela área sensível do sensor utilizaram-se discos com um diâmetro igual ao diâmetro da área sensível do sensor e com uma espessura de 1 mm, servindo de base aos sensores (Figura 3.4).

A Figura 3.5 serve para perceber a disposição dos sensores de força nos pedais.

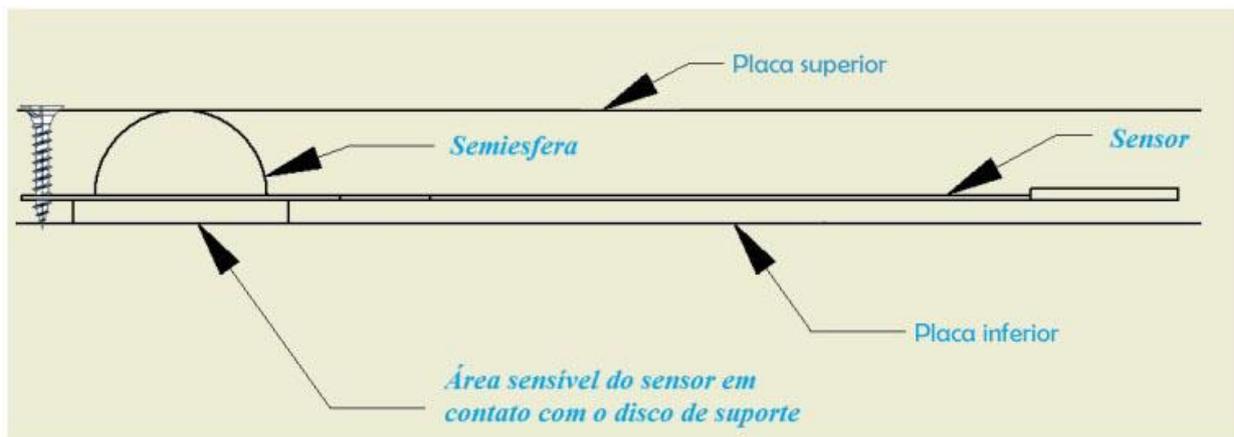


Figura 3.4 - Visão lateral do pedal com assemblagem do sensor. Adaptado de [11]

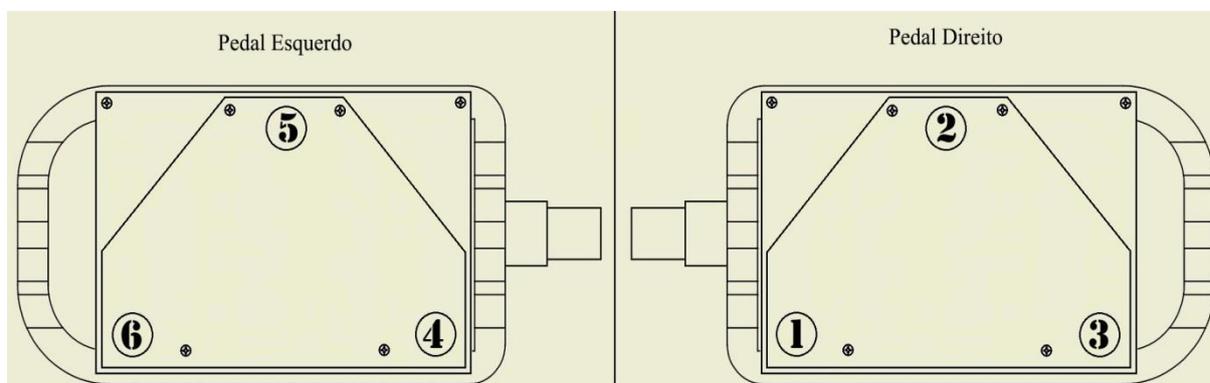


Figura 3.5 - Layout dos pedais, visto de cima.

3.1.2 Sensor de Frequência Cardíaca

Quando o coração se expande (diástole), o volume de sangue no interior dos dedos aumenta e quando o coração contrai (sístole), o volume de sangue no interior dos dedos diminui. A pulsação resultante do volume de sangue no interior da ponta do dedo é diretamente proporcional à frequência cardíaca, sendo esta igual ao número de batimentos por minuto (bpm). Para isso é colocado um transmissor/recetor infravermelhos (IR, *Infrared*) em contacto com a ponta do dedo. Quando o coração bate, o volume das células do sangue aumenta, aumentando também a intensidade dos feixes infravermelhos refletidos sobre o sensor. Quando não há bater, a intensidade dos feixes refletidos diminui. A reflexão pulsante é convertida num impulso de corrente ou tensão apropriado para o sensor em questão. A saída do sensor é posteriormente processada.

Neste trabalho foi utilizado o fototransístor *SFH 303FA*. O lado frontal do fototransístor é exposto e as partes restantes são bem isoladas. Quando a ponta de um dedo é colocada sobre o

sensor volumétrico, o pulsar de sangue no interior da ponta do dedo faz variar a intensidade do feixe refletido e esta variação de intensidade é de acordo com o batimento cardíaco.

Quanto mais luz incide sobre o fototransistor mais este conduz, aumentando a corrente do coletor e diminuindo a tensão consequentemente. A menor incidência de luz leva ao processo oposto. Esta variação na tensão do coletor será proporcional à frequência cardíaca. Mas sendo essa variação tão pequena, é necessário haver um acondicionamento do sinal para que seja bem notada quando processada pelo computador.

Assim a próxima parte do circuito consiste em dois filtros passa-baixo através do *AmpOp LM358D*. Os dois filtros formam uma parte muito importante do circuito pois qualquer ruído ou falso sinal que passe para o computador produzirá resultados completamente desajustados (Figura 3.6).

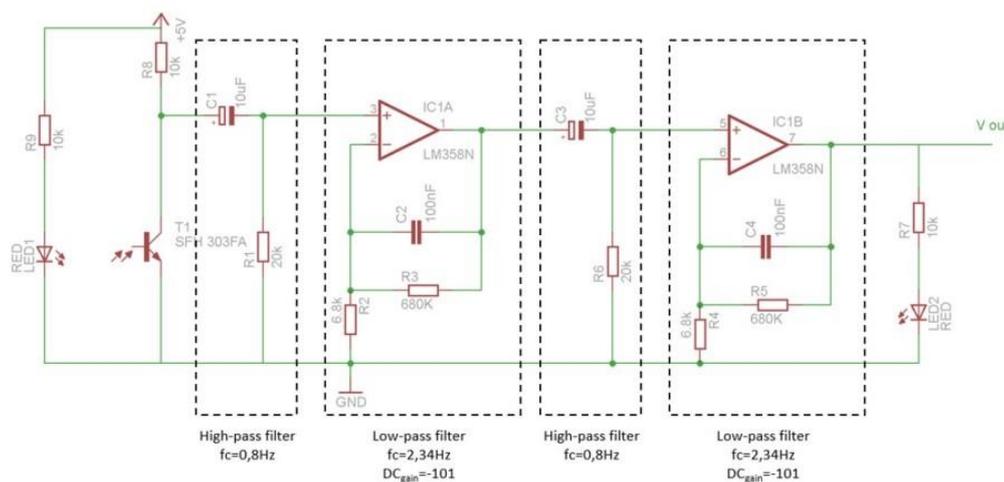


Figura 3.6 - Circuito utilizado para detetar frequência cardíaca

3.1.3 Motor DC e Controlador do Motor

Foi utilizado um motor DC sem escovas da *Maxon*. Como controlador do motor foi usado o ESCON 50/5, da *Maxon*. Tem excelentes propriedades de controlo e um controlador digital de corrente muito rápido com uma largura de banda ideal para controlo de corrente/binário do motor.

Tem entradas e saídas digitais e analógicas totalmente configuráveis e pode ser executado em vários modos de funcionamento como por exemplo controlador de velocidade (circuito fechado), controlador de velocidade (malha aberta) e controlador de corrente. É controlado por um valor analógico especificado via tensão analógica gerado pelo DAQ (Figura 3.7).



Figura 3.7- Controlador ESCON 50/5. Retirado de [11]

3.1.4 Placa de Aquisição de Dados

De forma a converter os valores analógicos provenientes dos sensores é utilizada uma placa de aquisição de dados, ou em inglês, *data acquisition*, DAQ USB-6008 da *National Instruments*.

Tem oito entradas e duas saídas analógicas, doze canais digitais que podem ser programadas para funcionar como entradas ou como saídas e é utilizado a entrada USB para a alimentar e para comunicar com o computador (Figura 3.8).



Figura 3.8- DAQ USB-6008 da National Instruments. Retirado de [12]

3.2 Software

O *software* criado em *MATLAB* e *Simulink* apresenta duas interfaces, uma orientada para o paciente e outra para o médico/terapeuta.

A interface orientada para o paciente é muito simples, como convém, compreendendo três gráficos: velocidade em rotações por minuto (rpm), força em Newton por metro (N/m) e batimento cardíaco em batimentos por minuto (bpm). Em cada gráfico são apresentados os valores máximo, mínimo e de referência definidos pelo médico/terapeuta.

A interface orientada para o médico/terapeuta é a que controla toda a sessão. Pode ser programada para valores máximo, mínimo e de referência para velocidade, força e batimentos cardíacos. Além disso, a velocidade e a força podem ser programados com base em diferentes parâmetros, tendo em conta a mobilidade das pernas do paciente. Nesta interface também se pode definir a duração da sessão e a aceleração aceite. Permite também introduzir dados sobre o paciente, como o nome, idade, sexo, altura, peso e perna em tratamento. Os dados da sessão podem ser guardados e analisados mais tarde.

3.2.1 Interface do Terapeuta

A interface do médico contém três blocos. O primeiro bloco serve para introduzir os dados do paciente, onde todos os campos são editáveis, exceto o IMC (Índice de Massa Corporal) que é calculado usando a fórmula que conjuga a altura e o peso do paciente: $IMC = \frac{\textit{peso (kg)}}{\textit{altura}^2(m)}$.

O segundo bloco serve para escolher o modo de controlo, por força ou por velocidade. Quando selecionado o modo de controlo por força, podem ser editados os campos força de referência para cada perna, a percentagem de operabilidade de cada perna e a frequência cardíaca máxima. Quando selecionado o modo de controlo por velocidade, podem ser editados os campos velocidade de referência e frequência cardíaca máxima.

O terceiro bloco serve apenas para visualização. Este mostra a força aplicada por sensor, em cada pedal, e a soma total das forças aplicadas em cada pedal, em Newtons (N). Mostra também a corrente e a velocidade, em rotações por minuto (rpm), e a frequência cardíaca atual, em batimentos por minutos (bpm). O terapeuta pode escolher que gráfico quer visualizar na secção Visualização Gráfico (Figura 3.9).

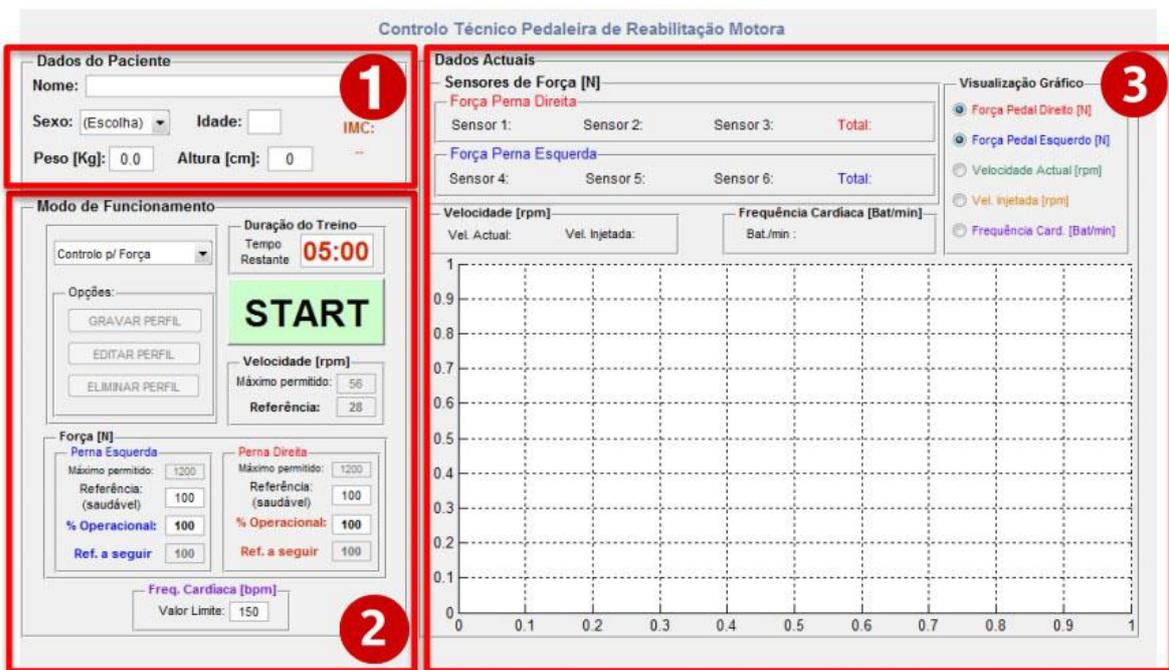


Figura 3.9- Interface do Médico. Retirado de [8]

3.2.2 Interface do Paciente

A interface do paciente apenas mostra a informação no ecrã, sem a hipótese de ser editável. Apresenta os dados do paciente, a duração do treino e uma secção de três gráficos de barras verticais. O primeiro gráfico corresponde à velocidade em rotações por minuto (rpm) dos pedais. O segundo mostra a força exercida pelo paciente, em Newtons (N). Como cada pedal tem três sensores, então a força visualizada é a soma dos três. A primeira coluna corresponde à perna esquerda e a segunda à perna direita. O terceiro gráfico apresenta a frequência cardíaca em batimentos por minuto (bpm) (Figura 3.10).

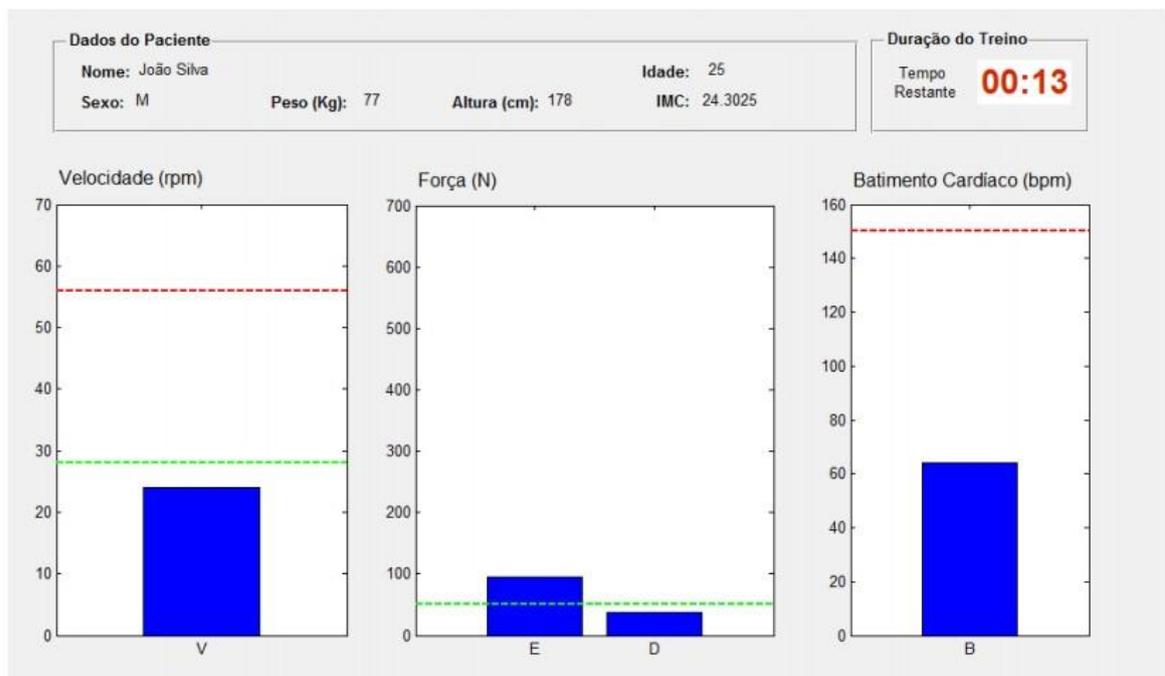


Figura 3.10- Interface do Paciente. Retirado de [8]

Sabendo as vantagens do equipamento utilizado, bicicleta estática, foram pensadas formas de a alterar para que fosse mais fácil a sua utilização e para que fosse mais vantajoso ainda recorrer a este equipamento para a reabilitação de pacientes com lesões nos membros inferiores.

Para que as alterações fizessem sentido, teriam de ir ao encontro das necessidades do paciente. Estamos a falar de pessoas que foram submetidas a cirurgia ou que simplesmente sofreram lesões nas pernas.

As lesões traumáticas de membros inferiores podem ocasionar deficiências e incapacitação física. Este tipo de lesões é cada vez mais frequente, tendo em conta o aumento de exigência que se vai verificando na prática de desporto ou devido a acidentes de viação. São lesões que resultam frequentemente em deficiências e incapacitação física temporária ou permanente.

Capítulo 4

Desenvolvimento e Implementação

Este capítulo trata toda a fase de desenvolvimento do trabalho, bem como a apresentação dos resultados. Numa primeira fase é exposto todo o procedimento para calibração dos sensores de força utilizados nos pedais da bicicleta, além das retas de resposta. A seguir são apresentados os novos dispositivos, implementados no âmbito deste trabalho, bem como as ligações entre eles. É ainda apresentada a aplicação *Android* e, por último, são analisados todos os testes realizados.

Na Figura 4.1 apresenta-se um novo diagrama de blocos com a inclusão dos novos dispositivos implementados neste trabalho delimitados a vermelho.

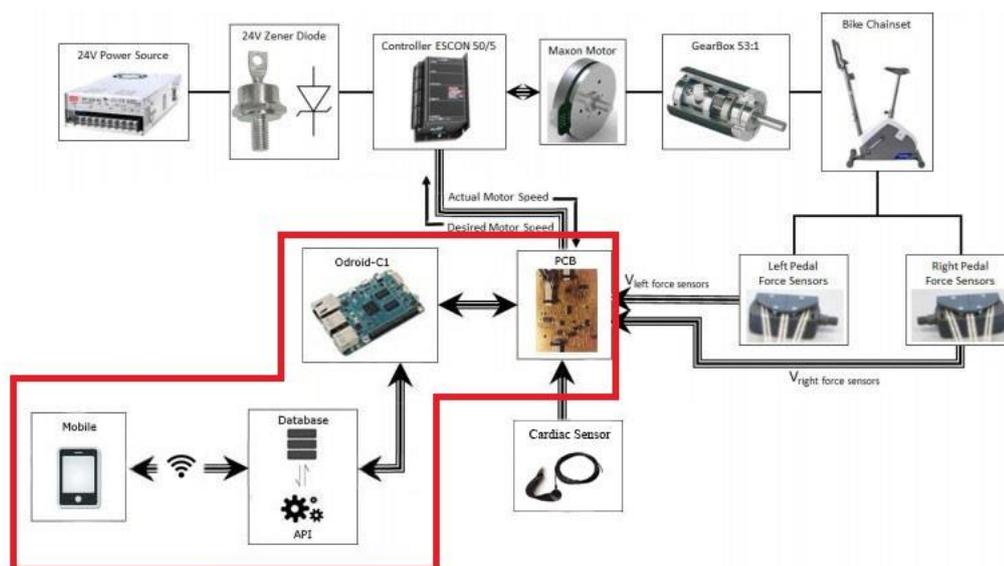


Figura 4.1 - Diagrama de blocos do sistema. Estão delimitados a vermelho os novos blocos implementados no âmbito deste projeto. Adaptado de [8]

4.1 Calibração dos Sensores de Força

Para calibração dos sensores foi utilizado um circuito de conversão da resistência em tensão. Antes de proceder à calibração, foi feito o condicionamento do sensor com vista a melhorar a sua precisão. Este processo consiste em colocar peso no sensor e pressioná-lo, 4 ou 5

vezes, e é necessário para sensores novos ou que não tenham sido utilizados por um longo período de tempo.

Foi então utilizado um suporte de madeira para colocar os diferentes pesos utilizados na calibração, para poder centrar todo o peso na área sensível do sensor (Figura 4.2)

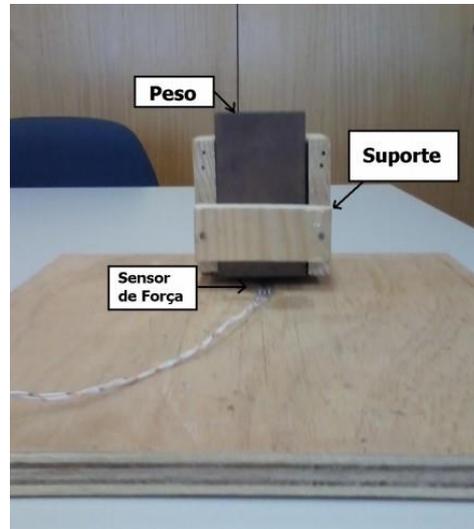


Figura 4.2 - Suporte para calibração dos sensores de força. Retirado de [13]

Para calibrar aplicou-se ao sensor um conjunto de forças conhecidas, permitindo obter valores de tensão que o *software* converteu em valores de massa entre 1 kg e 14 kg. Depois de obter esses valores, foi calculada a reta de resposta. Este procedimento foi feito para cada um dos 6 sensores pois todos eles apresentam um funcionamento diferente.

Como era sabido de antemão que os sensores saturam à tensão de 3.6V, obteve-se o valor do peso máximo suportado por cada sensor para se poder trabalhar com a gama máxima possível.

Depois de obtido esse valor, procurou saber-se a partir de que ponto a curva de resposta de cada sensor começa a atenuar, de forma a aproximar a curva de resposta de cada sensor por dois segmentos de reta (Figura 4.3, Figura 4.4 e Figura 4.5). A azul é apresentada a reta calculada dos 1 kg aos 14 kg e a laranja a reta correspondente aos valores superiores a 14 kg.

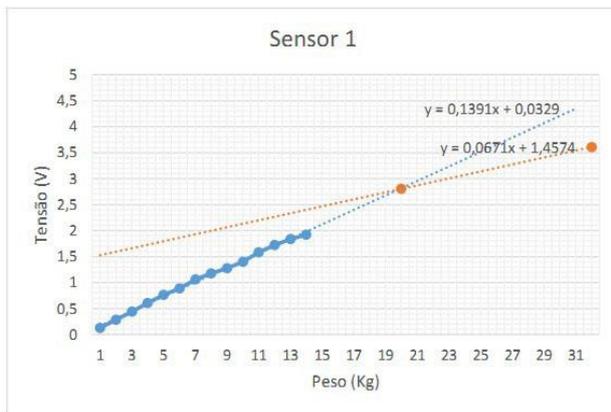


Figura 4.3 - Retas de calibração do sensor 1 e sensor 2

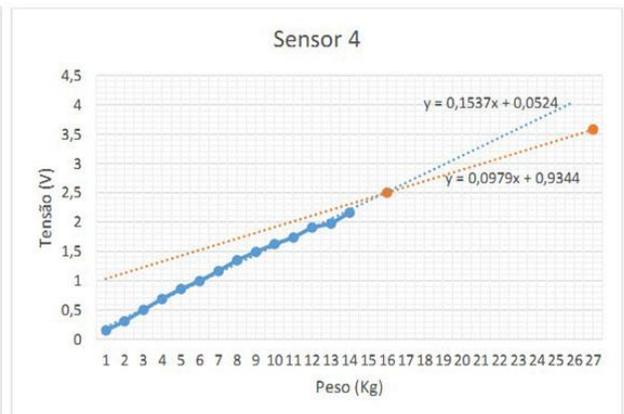
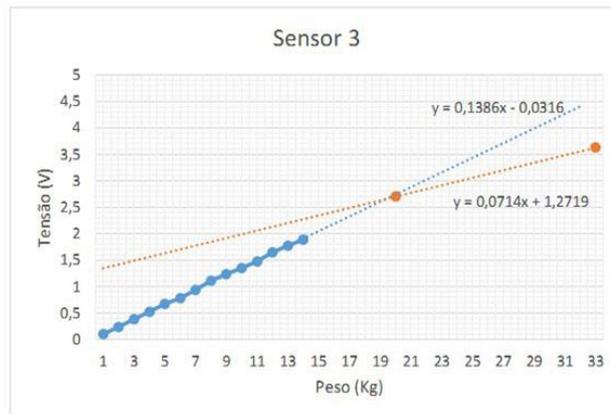


Figura 4.4 - Retas de calibração do sensor 3 e sensor 4

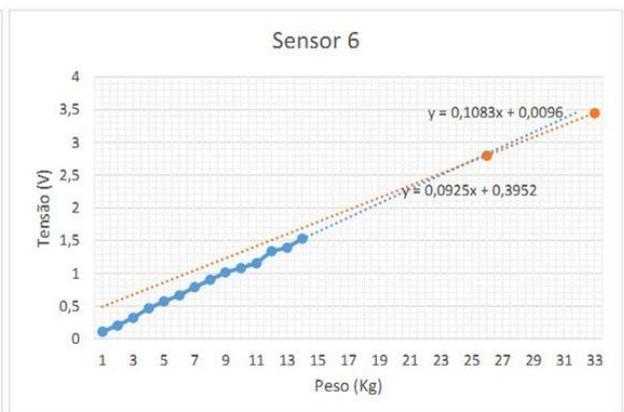
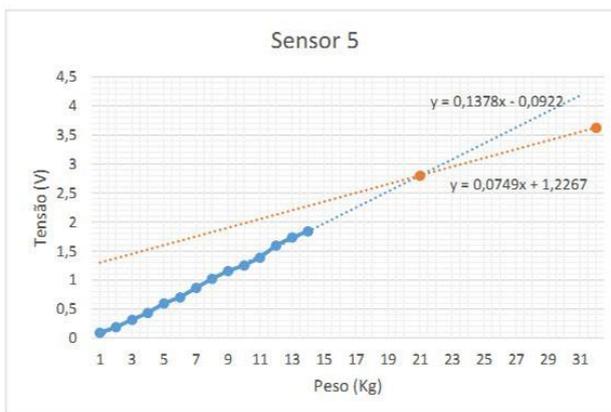


Figura 4.5 - Retas de calibração do sensor 5 e sensor 6

4.2 Escolha do Microcomputador

Para substituir o computador fixo ou portátil por uma solução mais pequena, leve e barata, optou-se pela utilização de um microcomputador. Depois de analisar as várias propostas oferecidas pelo mercado, houve duas que eram exatamente aquilo que se procurava. São então o *Raspberry Pi* e o *Odroid*, sendo as melhores versões o *Raspberry Pi 2 – Model B* e o *Odroid-C1*.

O *Raspberry Pi* é um microcomputador que suporta um sistema operativo (*Linux*) carregado num cartão SD. Tem também saída áudio, HDMI, vídeo RCA e porta Ethernet. Assim pode ser utilizado como um computador para correr *software* (Figura 4.6).



Figura 4.6 - *Raspberry Pi 2 - Model B*. Retirado de [14]

O *Odroid-C1* é também um microcomputador que tanto pode correr em *Linux* como em *Android*. O sistema operativo pode ser carregado num micro SD, tal como o *Raspberry Pi*, ou num módulo eMMC que tem melhor performance. Tem de ser alimentado por DC-Jack porque a porta MicroUSB serve só para comunicação com outros dispositivos (Figura 4.7).



Figura 4.7 - Odroid-C1. Retirado de [15]

O *Odroid-C1* além de ter mais opções de memória, tem também um melhor processador e um preço mais reduzido (€35 contra €40) em relação ao *Raspberry Pi*.

Tabela 4.1- Comparação entre o Odroid e o Raspberry. Adaptado de [16]

	ODROID C1	RASPBERRY PI 2 model B
CPU	4 X ARM CORTEX A5 1.5GHz	4 X ARM CORTEX A7 900MHz
GPU	4 X ARM Mali-450MP2	Broadcom VideoCore IV
RAM	DDR3 1GB @ 792MHz	LPDDR2 1GB @ 400MHz
REAL TIME CLOCK	YES	NO
ETHERNET	1 Gbit/s	10/100 Mbit/s
WIFI	NO (USB EXPANSION)	NO (USB EXPANSION)
BLUETOOTH	NO (USB EXPANSION)	NO (USB EXPANSION)
USB	4 Port USB 2.0 1 micro USB OTG	4 Port USB 2.0 1 micro USB for power
VIDEO OUT	micro HDMI	Composite Video, Composite RCA, HDMI
AUDIO ANALOG	YES	YES
AUDIO DIGITAL	YES	YES
CAMERA INTERFACE	YES (CSI)	YES (CSI)
TOTAL GPIO	40 GPIO/UART/SPI/I2C/ADC	40 GPIO/UART/SPI/I2C/I2S
DIGITAL GPIO	37	40
ANALOG GPIO	3 ANALOG IN	0
SIZE	85.60 mm x 56 mm	85.60 mm x 56 mm

Com esta informação a opção acabou por ser o *Odroid-C1*.

4.3 Placa de Processamento de Sinal

A placa de processamento desenvolvida é constituída pelos circuitos de alimentação do sistema, pelos circuitos de acondicionamento do sinal dos sensores de força, por um conversor de sinal analógico-digital (ADC, *Analog-to-Digital Converter*) de 16 canais de 12 bits, por um circuito de acondicionamento do sinal para o detetor de frequência cardíaca e por um conversor digital-analógico (DAC, *Digital-to-Analog Converter*) de 2 saídas de 12 bits.

O esquemático e o *layout* da placa de processamento de sinal apresentam-se em baixo na Figura 4.8 e Figura 4.9 respetivamente. Os componentes e ligações da parte de cima da placa de processamento apresentam-se a vermelho e as da parte de baixo apresentam-se a azul.

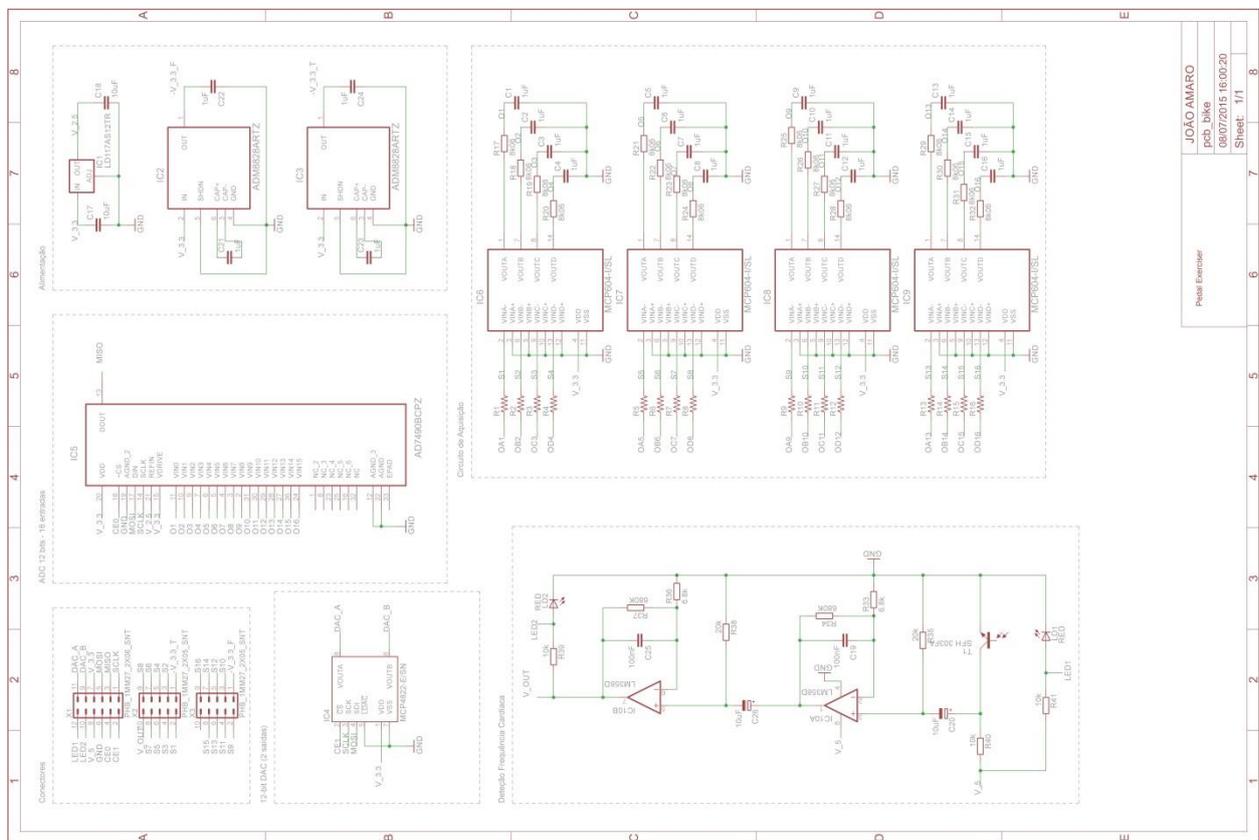


Figura 4.8 - Esquemático da placa de processamento de sinal desenvolvida

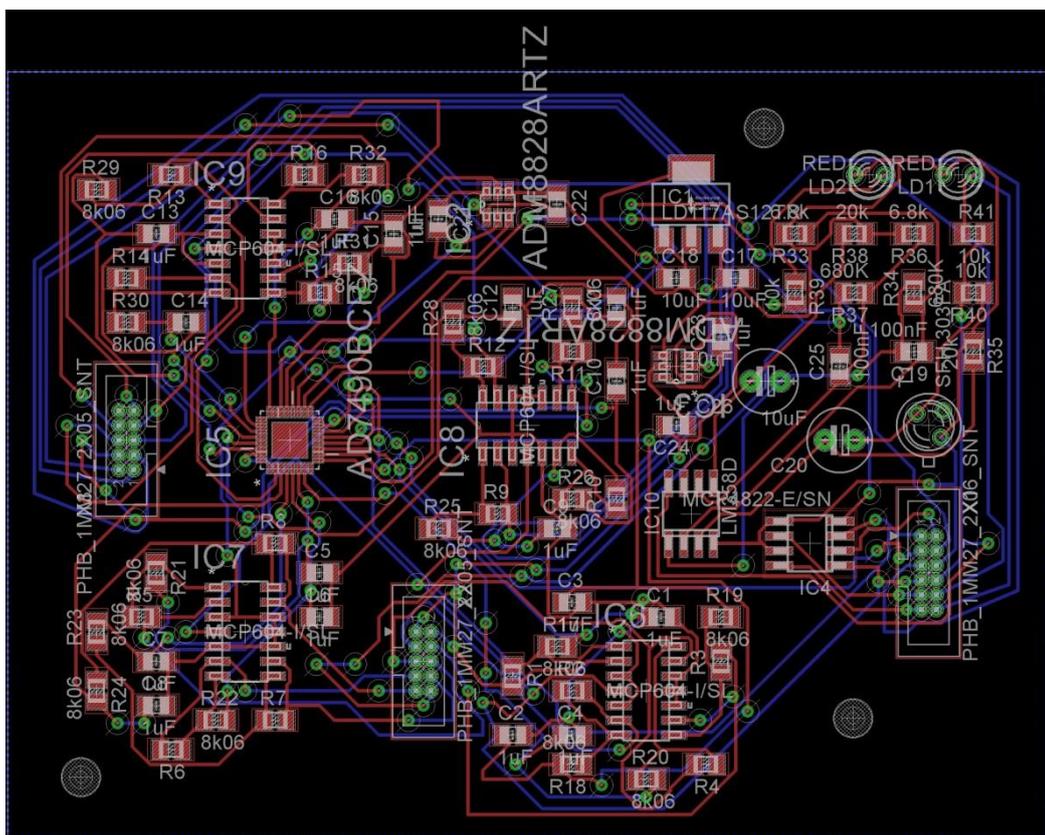


Figura 4.9 - Layout da placa de processamento de sinal desenvolvida

Relativamente ao *layout* da placa de processamento, o IC1 é um regulador de tensão que limita os 3.3V provenientes do *Odroid-C1* aos 2.5V que necessitamos para tensão de referência no ADC (IC5). O IC2 e IC3 são inversores de tensão. O IC4 é o DAC que permite converter os valores digitais em analógicos de modo a enviar os dados ao controlador do motor da bicicleta. O IC5 é então o ADC que serve para converter os valores analógicos dos sensores de força colocados nos pedais da bicicleta para valores digitais de modo a serem lidos pelo Odroid. O IC6, IC7, IC8 e IC9 servem para amplificar o sinal proveniente dos sensores dos pedais. O IC10 compõe o conjunto de componentes que permitem a detecção da frequência cardíaca do paciente. Além disto, temos os conectores que permitem a ligação de todos os elementos externos, quer sejam sensores ou protocolos de recolha e envio de informação.

Na Figura 4.10 é apresentado o resultado final da placa de processamento após a sua impressão e soldadura dos componentes.

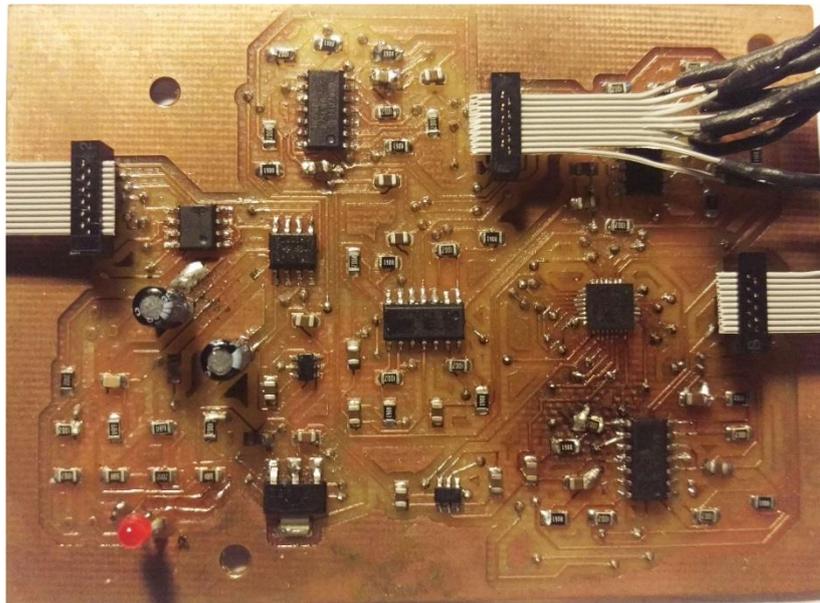


Figura 4.10 - Placa de processamento de sinal desenvolvida (PCB)

4.4 Ligação entre Sensores de Força e Odroid-C1

Como se pode ver na Figura 4.11, os sensores de força dos pedais são ligados ao *Odroid-C1* através das ligações existentes na placa de processamento de sinal. Estas ligações fazem a transmissão dos dados da placa de processamento para o microcomputador através do protocolo *Serial Peripheral Interface* (SPI), sendo este protocolo melhor explicado no subcapítulo 4.5.

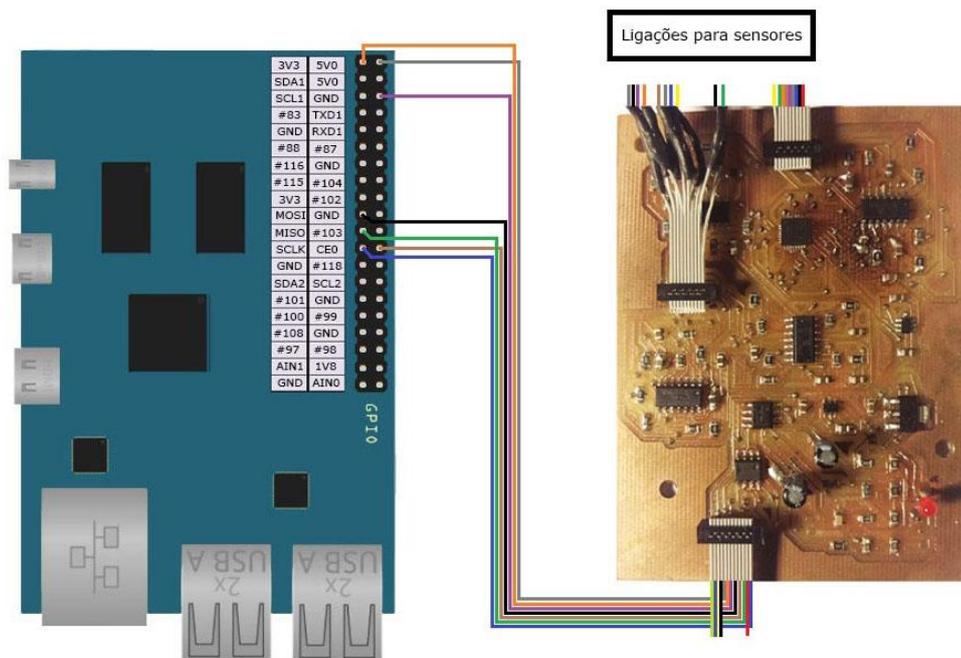


Figura 4.11 - Esquema de ligação entre a PCB e o Odroid

Os sensores são ligados aos fios correspondentes, passando o seu sinal pelos circuitos de acondicionamento com o ADC. Os dados são então enviados através do protocolo SPI referido em cima.

4.5 Protocolo de Comunicação

Para se poder receber a informação analógica dos sensores e enviá-la para o *Odroid-C1* depois de convertida para digital, recorreu-se ao protocolo SPI. Este protocolo é muito usado para troca de dados entre microcontroladores e pequenos componentes periféricos como registos, sensores e cartões SD. Utiliza conexões diferentes para o *clock* e para os dados, juntamente com conexões que servem para seleccionar o dispositivo a utilizar.

Mas porquê esta escolha e não a comunicação por porta série? Uma porta série comum, contendo conexões TX e RX, é chamada assíncrona porque se pode controlar quando é enviada a informação e não se pode garantir que os dois lados estejam em execução precisamente à mesma velocidade de transmissão. Como os computadores funcionam de modo a que tudo esteja sincronizado por um único *clock*, isto pode ser um problema quando dois sistemas com *clocks* ligeiramente diferentes tentam comunicar um com o outro.

De forma a ultrapassar este problema, as ligações série assíncronas acrescentam *bits start* e *stop* em cada *byte* para que o recetor possa sincronizar os dados quando os recebe e ambos os lados têm também de concordar previamente em relação à velocidade de transmissão [16] (Figura 4.12).

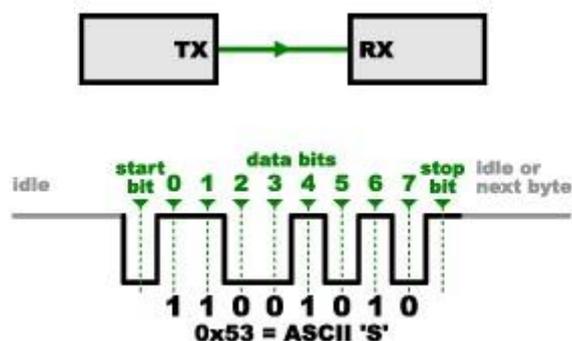


Figura 4.12 - Exemplo de troca de dados por porta série. Retirado de [17]

Estas ligações funcionam bem, mas toda esta necessidade de inclusão de *bits* extra por cada *byte* enviado apresenta sobrecarga para o sistema. Se ambos os lados não estiverem configurados para a mesma velocidade de transmissão, a informação recebida vai estar toda errada.

O protocolo SPI funciona de forma diferente. É uma ligação síncrona que usa conexões diferentes para os dados e para o *clock*, permitindo que ambos os lados estejam perfeitamente sincronizados. O *clock* é um sinal que informa o recetor quando deve recolher os *bits* da conexão referente à informação. Isto pode acontecer no bordo ascendente (baixo para cima) ou descendente (cima para baixo) do sinal do *clock*, dependendo do dispositivo utilizado. Quando o recetor deteta esse bordo, (setas no sinal de *clock* na Figura 4.13), lê o *bit* presente na linha de dados. Devido ao *clock* ser enviado em conjunto com os dados, não é importante especificar a velocidade, embora os dispositivos apresentem uma velocidade máxima de operação [17] (Figura 4.13).

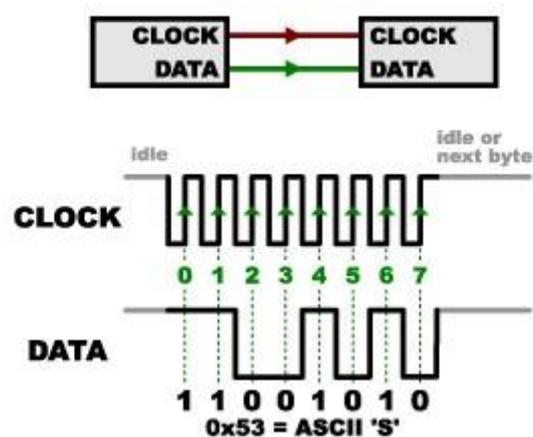


Figura 4.13 - Exemplo de troca de dados via SPI. Retirado de [17]

Com este protocolo, apenas um lado gera o sinal do *clock* (CLK ou SCLK para *Serial Clock*). Esse lado é denominado por *master* e os outros lados são denominados *slave*. Há sempre só um *master* (normalmente o microcontrolador), mas podem haver vários *slaves*.

Quando os dados são enviados do *master* para o *slave*, são enviados por uma conexão chamada MOSI (*Master Out/Slave In*). Se o *slave* tiver de responder, o *master* continua a criar um número de ciclos *clock* previamente estabelecido, tendo o *slave* de colocar a informação numa terceira conexão chamada MISO (*Master In/Slave Out*) (Figura 4.14).

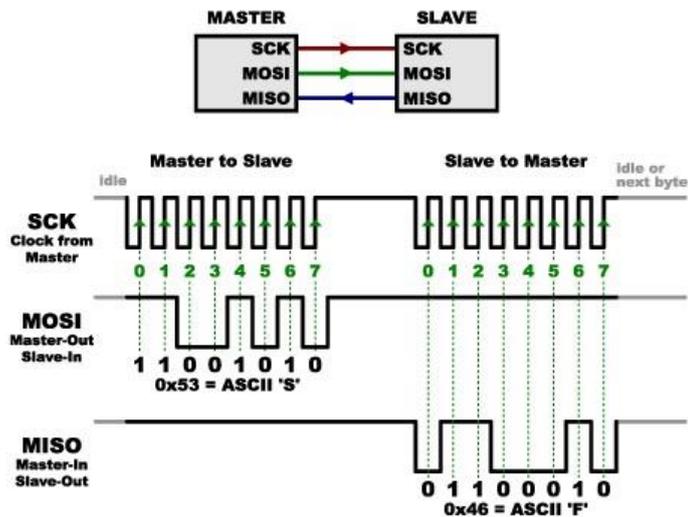


Figura 4.14 - Exemplo de comunicação entre master e slave. Retirado de [17]

Há ainda uma última conexão a ter em conta, chamada SS (*Slave Select*), podendo também ser chamada CE (*Chip Enable*). Esta informa o *slave* que deve “acordar” para receber/enviar dados e é também utilizada para selecionar o *slave* pretendido quando há mais que um presente [17] (Figura 4.15).

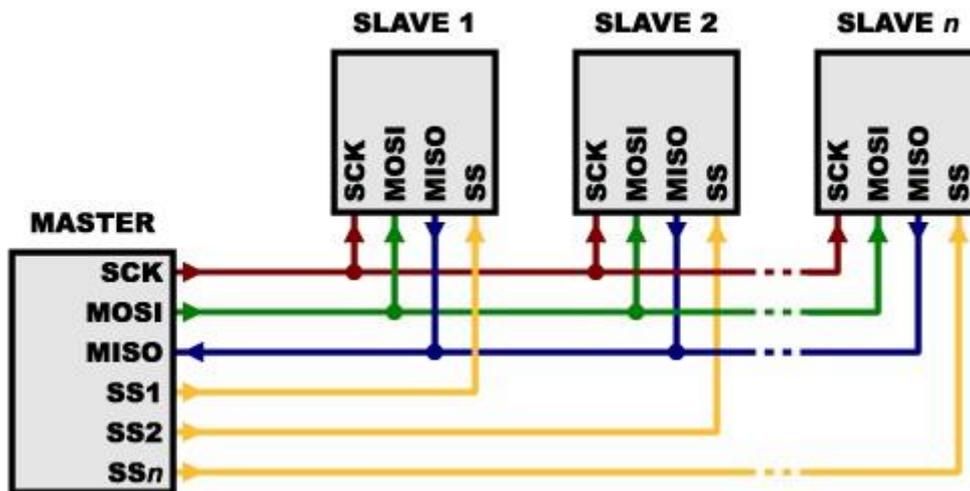


Figura 4.15 - Exemplo de funcionamento da conexão SS. Retirado de [17]

4.6 Tratamento dos Dados Adquiridos

Os dados dos sensores de força começam a ser adquiridos pelo *Odroid-C1* através do ADC presente na placa de processamento. O valor de V_{REF} (tensão de referência do ADC) é a tensão máxima que o ADC consegue interpretar. No caso do ADC utilizado (AD7490), a sua tensão de referência é de 2.5V. Assim o valor digital máximo que pode ser representado por este ADC de 12 bits é 4095 ($2^{12} - 1$).

A transação completa para o AD7490 é representada na Figura 4.16. Esta consiste na transmissão de 3 bytes do *master* (*Odroid-C1*) para o *slave* (AD7490) e 3 bytes transmitidos do *slave* para o *master*.

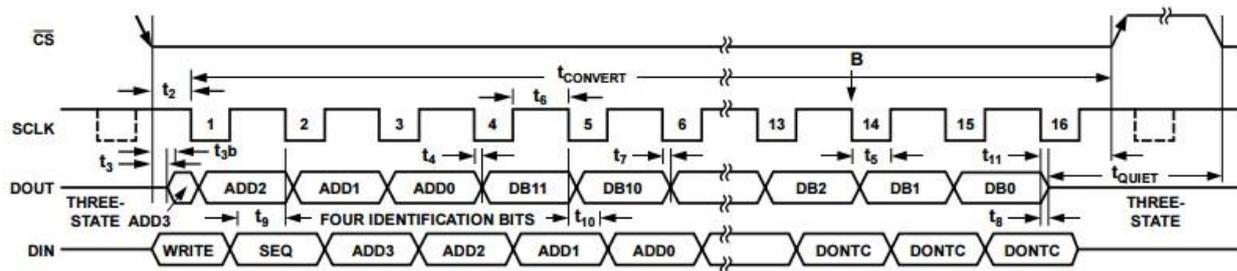


Figura 4.16 - Transação SPI no AD7490. Retirado de [18]

A transação funciona da seguinte forma:

- O *Odroid-C1* envia um sinal através do *chip select* do AD7490 (CE0 neste caso) metendo-o a 0V. Isto é tratado internamente pela driver *spidev* quando a função *ioctl()* é chamada.
- O *Odroid-C1* envia um *byte* com o valor 1 para o AD7490, sendo este o *byte* para começar. Ao mesmo tempo o AD7490 envia um *byte don't care* (DONTC) para o *Odroid-C1*.
- O *Odroid-C1* envia então um segundo *byte* indicando qual o canal onde vamos receber a informação que queremos converter. Ao mesmo tempo, o AD7490 envia o resultado da conversão (*bits* 10 e 11).
- O *Odroid-C1* envia um *byte* DONTC para o AD7490. Ao mesmo tempo o AD7490 envia um *byte* contendo os *bits* de 9 a 0 do valor digital (resultado) da conversão.
- O *Odroid-C1* junta os *bits* 10 e 11 do *byte* recebido em segundo lugar com os *bits* de 9 a 0, resultantes do terceiro *byte* recebido, criando um valor digital de 12-bit resultante da conversão.

Tendo em conta que utilizamos um V_{DD} de 3.3V, a frequência máxima para o *clock* do SPI é de 16 MHz [18].

4.7 Aplicação Android

De forma a visualizar os dados recebidos do *Odroid-C1*, foi criada uma aplicação para dispositivos móveis em *Android* com recurso ao *software Android Studio 1.5.1*. Este é o IDE oficial para desenvolvimento de aplicações *Android*. Na Figura 4.17 pode ver-se a estrutura da aplicação (ficheiros Java correspondentes às atividades, ficheiros XML correspondentes aos *layouts* dessas atividades e bibliotecas externas).

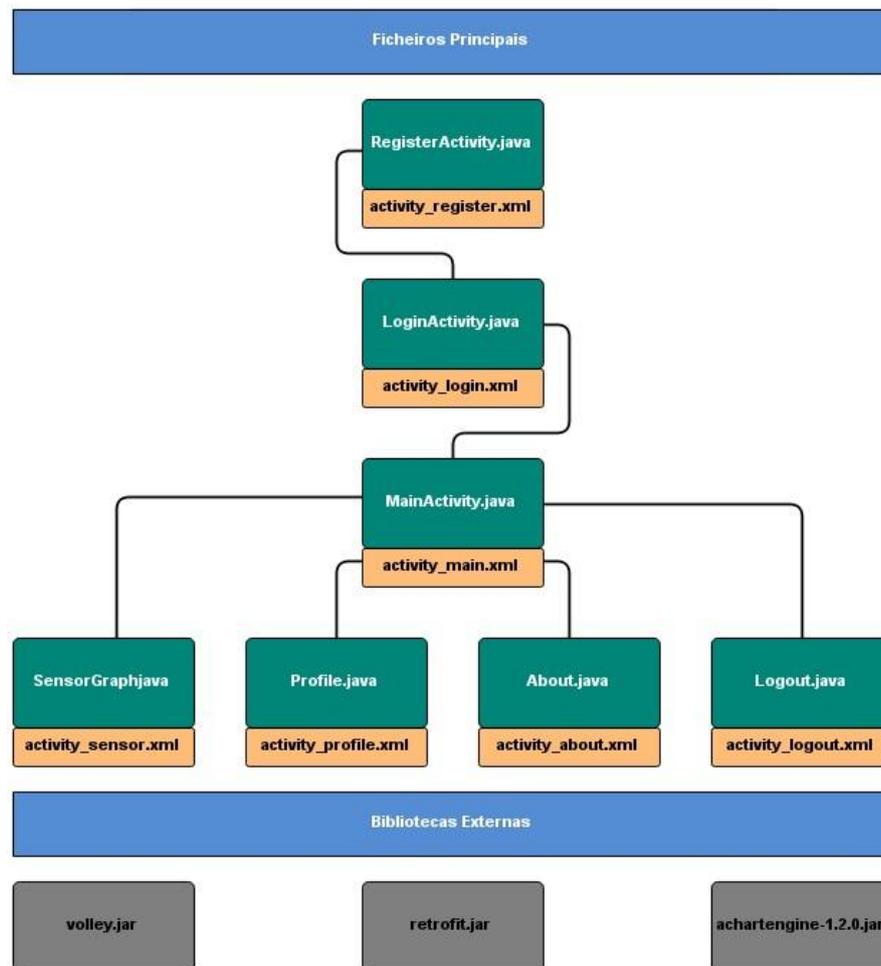


Figura 4.17 - Ficheiros principais e bibliotecas da aplicação

Foi então criada uma base de dados no sistema MySQL, sendo este dos dados mais populares do mundo [19]. A utilização deste tipo de base de dados permite que o acesso seja feito por qualquer dispositivo que tenha a aplicação desenvolvida instalada, pois é uma base de dados *online*. Para interagir com a base de dados, foi desenvolvido um *software* no *Odroid-C1* com o objetivo de receber o pedido do cliente através do método GET/POST, interagir com a base de dados inserindo ou procurando informação e, finalmente, dar a resposta de volta ao cliente no formato JSON, sendo o cliente um dispositivo móvel (Figura 4.18).

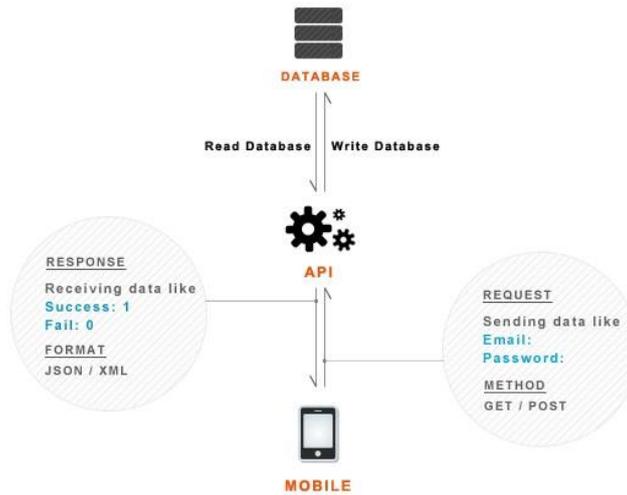


Figura 4.18 - Esquema do acesso à base de dados. Adaptado de [20]

A base de dados *user* desenvolvida é composta por dados dos utilizadores e apresenta-se na Figura 4.19.

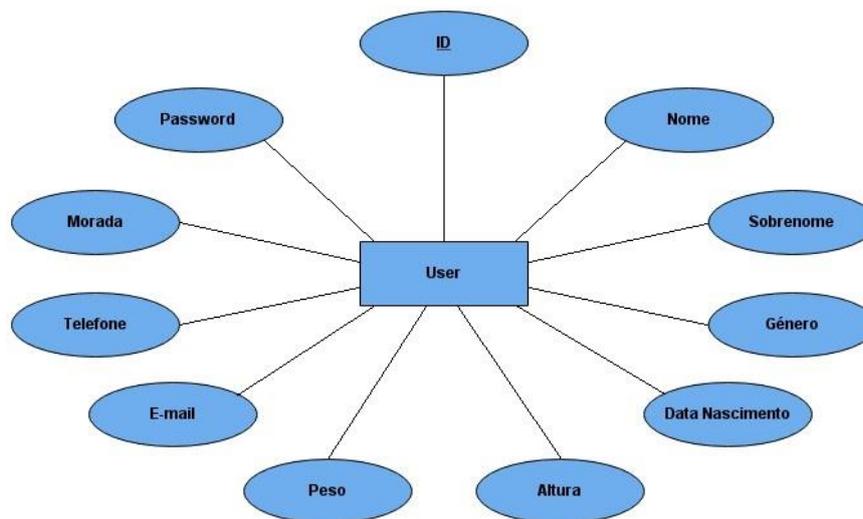


Figura 4.19 - Diagrama da base de dados desenvolvida

Os parâmetros inseridos pelo utilizador no momento do registo são aceites como parâmetros POST e guardados na base de dados. POST é um método de requisição suportado pelo protocolo HTTP usado pelas páginas web. Este método requisita que o servidor aceite os dados presentes na mensagem enviada.

Após a criação da base de dados, foram criadas as janelas onde é feito o processo de registo e de *login* (Figura 4.20)

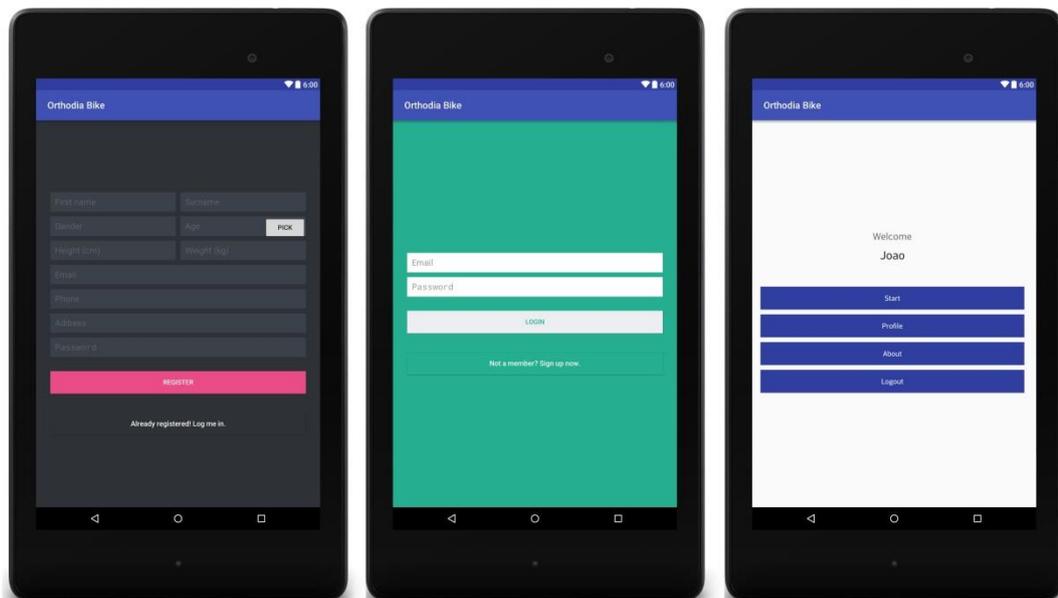


Figura 4.20 - Layout das janelas de registo, login e menu de seleção

De forma a efetuar o registo, o utilizador tem de introduzir todos os dados pedidos e carregar no botão *REGISTER*, sendo desta forma encaminhado para a janela de login, onde terá que inserir o *email* e a *password* e pressionar o botão *LOGIN* para fazer a sua autenticação. Na janela seguinte, o menu principal, será informado que fez a autenticação com sucesso, caso tenha inserido os dados corretamente, e daqui poderá selecionar as opções que pretende. Caso queira visualizar o gráfico resultante dos sensores instalados nos pedais da bicicleta, terá que premir o botão *Start*. Se pretender consultar os dados do utilizador, deverá entrar em *Profile*. Para ver informações sobre a aplicação e o seu objetivo, então a opção é *About*. Para sair tem de escolher a opção *Logout*.

Na aba referente aos sensores, *Start*, foi utilizada uma biblioteca externa chamada “*Retrofit*”. Poderia utilizar outras como *Volley* (da *Google*) ou *AsyncTask*. A escolha da *Retrofit* deveu-se à velocidade de processamento, como pode ser visto na Tabela 4.2. Esta biblioteca permite recolher os dados dos sensores de força em formato do servidor, enviados pelo *software* criado no *Odroid-C1*, que são posteriormente utilizados na aplicação *Android*.

Tabela 4.2 - Comparação entre AsyncTask, Volley e Retrofit. Retirado de [21]

	One Discussion	Dashboard (7 requests)	25 Discussions
AsyncTask	941 ms	4,539 ms	13,957 ms
Volley	560 ms	2,202 ms	4,275 ms
Retrofit	312 ms	889 ms	1,059 ms

Ao carregar em *Start* o utilizador terá então acesso a uma nova janela que indicará o nome do paciente que fez os testes e que apresentará um gráfico de linhas do teste realizado. Este gráfico apresenta duas linhas, uma referente à força aplicada pela perna esquerda e outra referente à força aplicada pela perna direita, ambas em Newton (Figura 4.21).



Figura 4.21 - Layout da aba relativa aos sensores

Ao ir para a janela *Profile*, o utilizador tem acesso a informações pessoais e a informações relacionadas com o seu estado de saúde, como o IMC, Índice de Massa Corporal, ou BMI (*Body Mass Index*) em inglês (Figura 4.22).



Figura 4.22 - Layout da aba Profile

Ao carregar em *About* o utilizador será direcionado para uma nova aba onde terá uma breve descrição das potencialidades da bicicleta e um diagrama de blocos de todo o sistema (Figura 4.23).

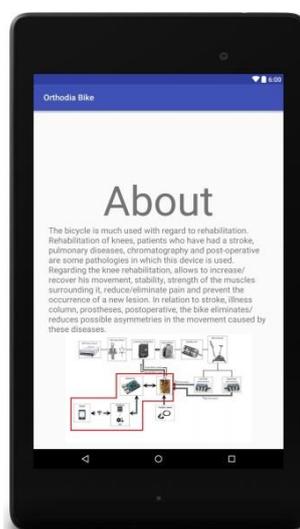


Figura 4.23 - Layout da aba About

Quando premido o botão *Logout* o utilizador visualizará outra janela onde lhe será perguntado se quer realmente sair. Se confirmar a saída, premindo *YES*, será então desconectado. Se premir *NO*, voltará para o menu principal (Figura 4.24).



Figura 4.24 - Layout onde se confirma o logout

4.8 Testes

Com a aplicação móvel desenvolvida, foram realizados testes a partir da aquisição de dados dos sensores de força colocados nos pedais da bicicleta. Os resultados destes testes foram posteriormente visualizados no dispositivo móvel.

Toda a aplicação desenvolvida no projeto *Orthodia* referente ao *MATLAB* apresentava vários modos de teste: modo livre, controlo por força, controlo de velocidade e modo *debug*. Na aplicação móvel é apenas possível obter a força aplicada nos pedais em modo livre, sem qualquer resistência aplicada.

Os testes foram realizados com quatro utilizadores diferentes. Dois deles não possuíam nenhuma deficiência ou lesão nos membros inferiores, outros dois apresentavam deficiências na perna esquerda.

Foi então pedido a todos eles que realizassem um primeiro teste em que a velocidade do pedalar era muito ligeira e um segundo teste em que a velocidade era elevada. Estes testes foram realizados durante 60 segundos, sendo a velocidade apenas avaliada com base no que foi observado.

Estes testes tiveram como objetivo avaliar a capacidade da aplicação em receber os dados provenientes dos sensores de força e também fazer um estudo do pedalar tendo em conta as limitações do utilizador.

O primeiro teste, que pode ser visto na Figura 4.25, foi um teste realizado sem qualquer força ou velocidade aplicada por qualquer utilizador nos pedais, para se poder fazer uma comparação em relação aos resultados obtidos com utilizadores e para se poder verificar o erro proveniente dos sensores.

A força aplicada nos três sensores do pedal direito está a vermelho, *Force R (N)*. A azul, *Force L (N)*, podemos ver a força aplicada nos três sensores do pedal esquerdo. Estas forças são calculadas em Newton. O facto de se somar o valor dos três sensores de modo a obter só uma linha tem a sua razão baseada no pedalar, pois o utilizador encontra-se sentado ao pedalar e toda a força que exerce no pé direito ou esquerdo é distribuída, equitativamente ou não (dependendo da forma como coloca o pé), pelos três sensores do lado direito ou esquerdo, respetivamente.

Neste teste, mesmo sem qualquer força aplicada por um utilizador, verifica-se no gráfico que existe uma força aproximada de 25/26 N aplicada nos sensores do pedal direito e outra de 15/16 N no pedal esquerdo. Isto deve-se ao facto de ter sido colocada uma placa sobre os sensores, como se pode verificar na Figura 3.4, de modo a distribuir melhor as forças aplicadas e para que o utilizador pudesse colocar os pés sobre os pedais de uma forma mais cómoda e sem danificar os sensores. Esta placa superior, ao ser aparafusada à inferior, coloca alguma pressão sobre os sensores, levando a que seja logo obtida uma força inicial.

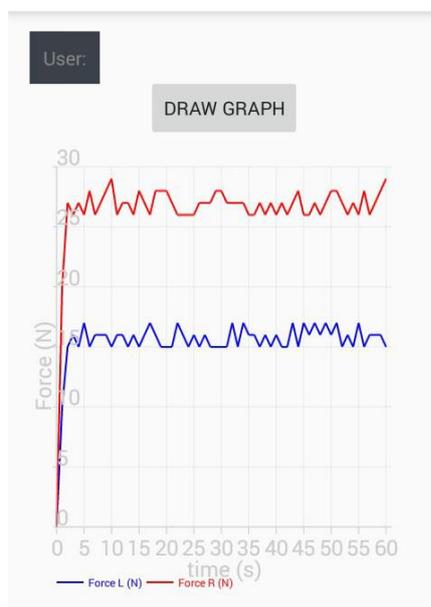


Figura 4.25 - Teste realizado sem força ou velocidade aplicada, por um utilizador

Nos primeiros testes realizados com utilizadores foi pedido que pedalassem a uma velocidade ligeira, Figura 4.26.

Como se pode verificar nos dois primeiros gráficos da Figura 4.26 houve um aumento da força aplicada de aproximadamente 10/15 N no pedal esquerdo e de aproximadamente 20 N no pedal direito, tendo como referência as forças visualizadas na Figura 4.25.

Nos 3º e 4º gráficos, o aumento da força aplicada no pedal esquerdo é praticamente irrisório e no pedal direito é de aproximadamente 10 N.

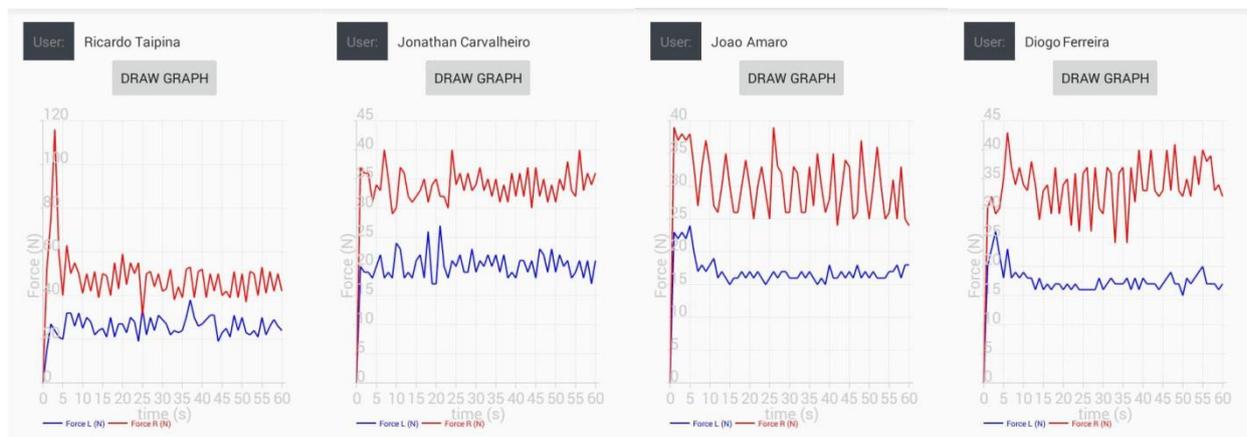


Figura 4.26 - Testes realizados a baixa velocidade

Nos segundos testes foi pedido que pedalassem a uma velocidade elevada, Figura 4.27.

Verificando os dois primeiros gráficos da Figura 4.27, podemos afirmar que houve um aumento da força aplicada de aproximadamente 10/25 N no pedal esquerdo e de aproximadamente 25/35 N no pedal direito.

Nos 3º e 4º gráficos, o aumento da força aplicada no pedal esquerdo é de aproximadamente 5 N e no pedal direito é de aproximadamente 25/40 N.

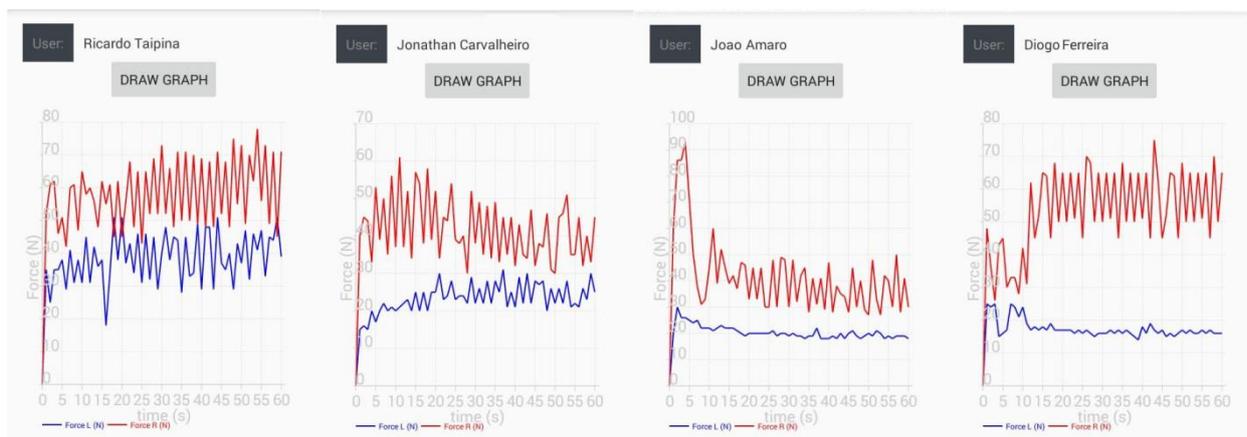


Figura 4.27 - Testes realizados a velocidade elevada

O intervalo entre os valores referentes ao aumento da força aplicada em cada um dos pedais deve-se ao facto de o valor da velocidade não ser fixo, como já referido anteriormente.

Os dois primeiros gráficos (da esquerda para a direita) correspondem a dois utilizadores sem qualquer patologia nos membros inferiores. Os 3º e 4º gráficos correspondem a dois utilizadores com patologias na perna esquerda.

Tabela 4.3 – Resultados dos testes

		Velocidade Baixa		Velocidade Elevada		
Ricardo Taipina		▲ ≈ 10/15 N	▲ ≈ 20 N	▲ ≈ 10/25 N	▲ ≈ 25/35 N	Sem Patologias
Jonathan Carvalho						
João Amaro		▶ ≈ 0 N	▲ ≈ 10 N	▲ ≈ 5 N	▲ ≈ 25/40 N	Com Patologias na Perna Esquerda
Diogo Ferreira						
		Pedal Esquerdo	Pedal Direito	Pedal Esquerdo	Pedal Direito	

Analisando os resultados (Tabela 4.3), podemos verificar que os utilizadores sem patologias exerceram forças no pedal esquerdo e direito não muito distintas entre elas. O aumento da força do pedalar a baixa velocidade para velocidade elevada é completamente compreensível visto que se tem de aplicar mais força nos pedais para aumentar a velocidade com que estes se movem.

Já os utilizadores que apresentam patologias na perna esquerda mostraram uma grande diferença entre a força aplicada no pedal esquerdo e no pedal direito. Esta diferença deve-se ao facto de tentarem não fazer esforços sobre a perna afetada, aplicando a maior parte da força sobre o pedal direito.

Todos estes valores apresentados na Tabela 4.3 representam uma variação em relação aos valores iniciais obtidos na Figura 4.25.

De forma a saber qual a percentagem de erro nos testes efetuados, foi pedido a todos os utilizadores que participaram nos testes que realizassem pesagens. Primeiro a pesagem foi feita

com recurso a uma balança digital, onde se obteve o peso dos utilizadores em quilogramas (kg). Depois foi pedido que se colocassem em pé sobre os pedais da bicicleta de forma a aplicarem todo o seu peso sobre os pedais com o objetivo de verificar, em três medições, qual o peso obtido pelo *software*. Na Tabela 4.4 é possível ver que se verificou um erro médio de 0.5% nos testes efetuados.

Tabela 4.4 - Avaliação do erro nos testes efetuados

Nome / Peso (kg)	Balança	Medição 1 (software)	Medição 2 (software)	Medição 3 (software)	Erro	Erro %
Ricardo Taipina	110,0	108,7	112,3	111,2	0,7	0,7
Jonathan Carvalheiro	70,0	71,2	69,7	70,8	0,6	0,8
João Amaro	73,0	71,2	73,5	74,7	0,1	0,2
Diogo Ferreira	82,0	79,3	83,1	82,3	0,4	0,5
Erro médio verificado						0,5

Capítulo 5

Conclusões e Sugestões de Trabalhos Futuros

Este capítulo tem como objetivo retirar as principais conclusões sobre o trabalho desenvolvido, avaliando os resultados dos testes. São também apresentadas sugestões de melhorias no que foi feito e trabalhos futuros.

5.1 Conclusões

Os principais objetivos desta dissertação consistiam em desenvolver uma placa de processamento de sinal e em criar uma aplicação *Android*, que permitisse receber e processar os dados provenientes do microcomputador ligado aos sensores de força presentes nos pedais da bicicleta.

A construção da placa de processamento permite reduzir as dimensões do sistema e torná-lo mais prático. A utilização desta placa de processamento em conjunto com o *Odroid-C1*, que substitui o computador utilizado, tornam o sistema ainda mais reduzido e móvel, dando mais liberdade à sua utilização.

Os dados provenientes dos sensores de força, processados pelo *Odroid-C1*, são recebidos pelo dispositivo móvel através da aplicação desenvolvida. 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.

Apesar do objetivo ter sido atingido e dos resultados serem satisfatórios, o sistema ainda pode ser melhorado. O algoritmo desenvolvido não permite fazer o tratamento dos dados em tempo real, pelo que os dados são lidos *offline*.

A importância de todo este sistema é muito grande na área da medicina de reabilitação, pois torna-o bastante mais prático e móvel, facilitando a sua utilização em vários ambientes.

5.2 Sugestões de Trabalhos Futuros

Dada a natureza do produto desenvolvido no âmbito desta dissertação, este não se encontra concluído. Deste modo é necessário um conjunto de trabalhos futuros que visam completar e possivelmente corrigir determinados aspetos deficitários.

Sendo assim, apresentam-se as seguintes propostas a desenvolver:

- Otimização do algoritmo desenvolvido, quer no utilizado pelo *Odroid-C1* quer no utilizado na aplicação *Android*, de modo a que se consiga processar os dados provenientes dos sensores em tempo real;
- Desenvolvimento de mais janelas com outras informações na aplicação *Android*, com vista a um estudo mais completo do processo. O ideal seria poder atribuir-lhe todas as funcionalidades que temos presente na aplicação em *MATLAB* e *Simulink*, como a velocidade atingida e os batimentos cardíacos.
- Montagem completa do sistema desenvolvido na bicicleta para realizar exames a pessoas com problemas nos membros inferiores;
- Realizar questionário a pessoas com problemas nos membros inferiores e a profissionais de saúde para avaliar o grau de satisfação destes.

Sendo esta dissertação um projeto de engenharia, a evolução constante dos conhecimentos e a aparição de novos métodos deixam em aberto outras melhorias que podem ser aplicadas neste projeto.

Bibliografia

- [1] I. C. Schroeder, “Biomecânica do ciclismo.” Master's thesis, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul - Faculdade de Educação Física e Ciências Do Desporto, Porto Alegre, 2005.
- [2] T. A. M. Di Alencar, K. F. d. S. Matias e F. B. de Oliveira, “Cinesilogia e biomecânica do ciclismo: Uma revisão,” *Revista Movimenta*, vol. 3(1), 2010.
- [3] S. Hall, em *Biomecânica Básica*, Guanabara Koogan, 2000.
- [4] T. A. M. Di Alencar, “Studio bike fit - cinética do ciclismo,” [Online]. Available: <http://studiobikefit.com.br/texto3.html>. [Acedido em Janeiro 2016].
- [5] C. Stone e M. L. Hull, “The effect of rider weight on rider-induced loads during common cycling situations,” *Journal of Biomechanics*, vol. 28(4), pp. 365 - 375, 1995.
- [6] S. K. Semwal e M. J. Parker, “An animation system for biomechanical analysis of leg motion and predicting injuries during cycling,” *Real-Time Imaging*, vol. 5(2), pp. 109 - 123, 1999.
- [7] F. M. A. Garcia, “Active pedal exerciser for leg rehabilitation,” Faculdade de Ciências e Tecnologia - Universidade de Coimbra, Coimbra, 2015.
- [8] C. Pinho, A. Ribeiro, A. Gomes, A. Gomes, I. Dias, J. Pinto, A. Vieira, F. Garcia, H. Sobral, P. Brda, A. e F. Braz, “Relatório Global,” Coimbra, 2016.
- [9] Tekscan, “Tekscan,” [Online]. Available: <https://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a201>. [Acedido em Janeiro 2016].
- [10] S. Cruz, “Relatório do Projecto de Investigação, SANDAL - Sapato Instrumentado para Caraterização e Análise da Marcha Humana,” ISEC, ISR-UC, AST, Coimbra, 2015.

- [11] Maxon Motor, “Maxon Motor Control, ESCON Servo Controller,” Setembro 2016. [Online]. Available: http://www.maxonmotor.com/maxon/view/product/control/4-Q-Servokontroller/409510?etcc_med=1column&etcc_cmp=comp_00003ACJ&etcc_cu=onsite&etcc_var=%5bcom%5d%23en%23_d_&etcc_plc=product_overview_controller_escon. [Acedido em Janeiro 2016].
- [12] National Instruments, “National Instruments,” [Online]. Available: <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/pt/nid/201986>. [Acedido em Janeiro 2016].
- [13] D. F. P. Remígio, “Interface para Equipamento de Análise da Marcha Humana utilizando Sapatos Instrumentados,” DEEC - UC, Coimbra, 2016.
- [14] E. Upton, “Raspberry Pi 2,” 2 Fevereiro 2015. [Online]. Available: <https://www.raspberrypi.org/blog/raspberry-pi-2-on-sale/>. [Acedido em Janeiro 2016].
- [15] Hardkernel, “Odroid-C1,” [Online]. Available: http://www.hardkernel.com/main/products/prdt_info.php?g_code=G141578608433. [Acedido em Janeiro 2016].
- [16] UDOO, [Online]. Available: <http://www.udoo.org/udoo-vs-beaglebone-black-vs-wandboard-vs-odroid-x2-vs-raspberry-pi/>. [Acedido em Janeiro 2016].
- [17] M. Grusin, “Sparkfun,” [Online]. Available: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/serial-peripheral-interface-spi>. [Acedido em Janeiro 2016].
- [18] Analog Devices, “16-Channel, 1 MSPS, 12-Bit ADC with Sequencer in 28-Lead TSSOP,” 2002-2012. [Online]. Available: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD7490.pdf>. [Acedido em Janeiro 2016].
- [19] DB-Engines Ranking, [Online]. Available: <http://db-engines.com/en/ranking>. [Acedido em Janeiro 2016].
- [20] R. Tamada, “Android Login and Registration with PHP, MySQL and SQLite,” 31 Janeiro 2012. [Online]. Available: <http://www.androidhive.info/2012/01/android-login-and-registration-with-php-mysql-and-sqlite/>. [Acedido em Janeiro 2016].
- [21] J. Ruesch, “Android Async HTTP Clients: Volley vs Retrofit,” 9 Dezembro 2013. [Online]. Available: <https://instructure.github.io/blog/2013/12/09/volley-vs-retrofit/>. [Acedido em Janeiro 2016].

- [22] A. B. C. Cordeiro, A. R. d. S. Rodrigues e V. Arede, “Estudo de caso o fortalecimento muscular na reabilitação de membros inferiores na mielite transversa idiopática,” Rio de Janeiro, 2007.
- [23] National Institutes of Health, “U.S. National Library of Medicine,” [Online]. Available: <https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/leginjuriesanddisorders.html>. [Acedido em Janeiro 2016].
- [24] Anderson K, Strickland S e Warren R, “Hip and groin injuries in athletes,” *Am J Sport Med*, pp. 521-33, 2001.
- [25] Nika, “aireurbano,” 23 Setembro 2015. [Online]. Available: <http://www.aireurbano.com/hip-anatomy-images/>. [Acedido em Janeiro 2016].
- [26] Tria AJ, Palumbo RC e Alicea JA, “Conservative care for patellofemoral pain,” *Ortho Clinics of NA*, pp. 545-53, 1992.
- [27] B. Londergan, “whatgives365,” 9 Fevereiro 2013. [Online]. Available: <http://whatgives365.com/2013/02/09/my-left-knee/>. [Acedido em Janeiro 2016].
- [28] Edwards PH, Wright ML, Hartman JF e et al, “A practical approach for the differential diagnosis of chronic leg pain in the athlete,” *Am J Sports Med*, pp. 1241-49, 2005.
- [29] Rehab4Runners, “Rehab4Runners,” [Online]. Available: <http://www.rehab4runners.co.uk/running-anatomy/joints/ankle-joint-anatomy-runners/>. [Acedido em Janeiro 2016].
- [30] Birrer RB, Bordelon RL e Sammarco GJ, “Ankle: don't dismiss a sprain,” *Patient Care*, pp. 6-28, 1992.
- [31] R. Arletazz, “Colonvoleibol,” 1 Outubro 2010. [Online]. Available: <http://www.colonvoleibol.com.ar/2010/10/lesiones-en-los-tobillos.html>. [Acedido em Janeiro 2016].
- [32] M. Tyner, “Spine-health,” [Online]. Available: <http://www.spine-health.com/wellness/exercise/elliptical-trainer>. [Acedido em Janeiro 2016].

- [33] Schwinn, “Schwinn Fitness,” [Online]. Available:
http://www.schwinnfitness.com/schwinn_fitness_us/nln/retiredproducts/ellipticalsotherr/prdcd~3611016/Schwinn+418+Elliptical.jsp. [Acedido em Janeiro 2016].
- [34] Life Fitness, “LifeFitness,” [Online]. Available:
<https://www.lifefitness.co.uk/home/cardio/treadmills/clubseriesbaseunit.html>. [Acedido em janeiro 2016].
- [35] D. K. Hambly, “KNEEGuru,” 20 Março 2008. [Online]. Available:
<http://www.kneeguru.co.uk/KNEEnotes/specialist-commentaries/dr-karen-hambly/2008/cycling-knee-rehabilitation>. [Acedido em Janeiro 2016].
- [36] N. Nichols, “SparkPeople,” [Online]. Available:
http://www.sparkpeople.com/resource/fitness_articles.asp?id=664. [Acedido em Janeiro 2016].
- [37] R. Ranky, M. Sivak, J. Lewis, J. Deutsch, B. Weinberg e C. Mavroidis,
“INSTRUMENTED HANDLE AND PEDAL SYSTEMS FOR USE IN
REHABILITATION, EXERCISE AND TRAINING EQUIPMENT”. US Patente
20110082009, 07 Abril 2011.
- [38] M. Bouchard e L. Bouchard, “Motorized Lower Body Rehabilitation Device and Method”.
Surrey, CA Patente 20120329611, 27 Dezembro 2012.
- [39] H. W. A. Berkerlmans, “Assembly of a wheelchair and a reclining cycle”. US Patente
US7293623 B2, 13 Novembro 2007.

Anexo A

Reabilitação dos Membros Inferiores

A reabilitação de patologias nos membros inferiores pode passar por várias fases: alongamento, fortalecimento muscular, treino de marcha e, por último, equilíbrio e cinestesia [22]. Este capítulo fará uma breve introdução teórica às patologias que surgem com mais frequência, bem como aos métodos mais utilizados para as corrigir, incluindo as suas vantagens e inconvenientes. Esta introdução servirá para perceber a importância do uso da bicicleta nestes tratamentos.

A.1 Patologias Recorrentes nos Membros Inferiores

As nossas pernas são compostas por ossos, vasos sanguíneos, músculos e outros tecidos conjuntivos. Estes são muito importantes para nos movimentarmos e para adequar a nossa postura. Fazer desportos, correr, cair, ou ter um qualquer acidente pode prejudicar as nossas pernas. As lesões mais comuns incluem entorses e distensões, luxações articulares e fraturas.

Estas lesões podem afetar a perna completa, ou apenas o pé, tornozelo, joelho, ou a anca. Algumas dessas lesões também podem ser provocadas por doenças. Por exemplo, artrite do joelho, muito comum em pessoas mais idosas, pode causar dor e limitar os movimentos. Problemas nos vasos sanguíneos das pernas podem provocar varizes ou trombose venosa profunda [23].

A.1.1 Anca

Na anca (Figura A.1) podemos ter distensões resultantes de um esforço extremo levando a ruturas de fibras ou feixes musculares, muito comum em atletas. Contusões, que podem acontecer no ventre muscular ou em locais de protuberâncias ósseas, levando a hematomas. Luxações, que tendem a ocorrer em colisões, especialmente a praticar desportos. Estas afetam adolescentes na maioria dos casos, sendo mais comuns que fraturas em crianças. Problemas decorrentes da má formação durante o crescimento. Fraturas da cabeça e pescoço do fémur, que acontecem normalmente devido a quedas. As pessoas mais velhas são as principais afetadas [24].

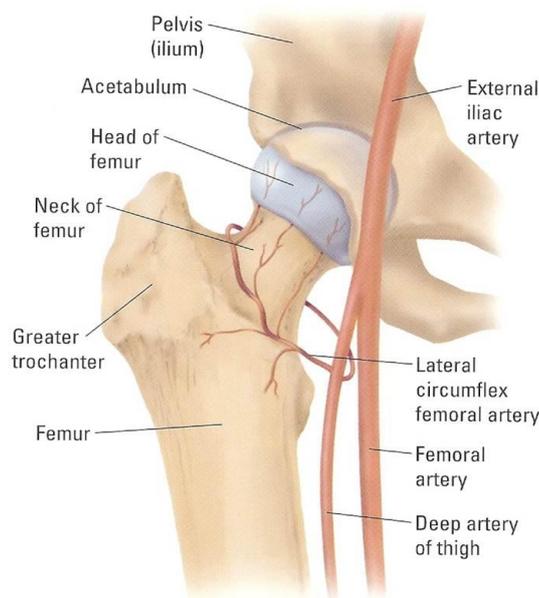


Figura A 1 - Zona da anca. Retirado de [25]

A.1.2 Joelho

Seguindo para a zona mais problemática, o joelho (Figura A.2). Dividido por ossos, temos a ligação da patela ao fémur, pela parte de cima, e à tíbia, pela parte de baixo. O fémur transmite força da parte de baixo da perna para a pélvis e para a coluna, facilitando o movimento. Tecido esponjoso constituído pelos quadríceps, tendões patelares, ligamentos femoropatelares e músculos isquiotibiais que contribuem para a flexão do joelho e assistem a flexão da anca. Inclui também os ligamentos, como o cruzado anterior (LCA, ACL em inglês), o colateral medial (LCM, MCL em inglês), o cruzado posterior (LCP, PCL em inglês) e o cruzado lateral (LCL). Para concluir, temos os meniscos, medial e lateral. Sendo uma zona tão complexa, podemos observar lesões tais como artralguas femoropatelares, definida por dor na região da frente dos joelhos, atingindo uma grande quantidade de corredores. Subluxações patelares e deslocamento, ruturas do tendão patelar, tendinites da patela e quadríceps. Rutura do LCA, completa ou parcial, contribuindo este ligamento em primeiro lugar para a estabilidade ao movimento anterior e também prevenindo a instabilidade rotativa. Rutura do LCM. Rutura do LCP, isolada ou combinada com lesões meniscais, normalmente associada à prática de desporto e a acidentes de viação. Ruturas do LCL, pouco comuns. Rutura dos meniscos, quer medial quer lateral, podendo ser agudas ou degenerativas. Artrite degenerativa, um dos distúrbios mais comuns que requer fisioterapia, que atinge entre 65% a 85% de pessoas com mais de 65 anos. Esta é também causada, além da idade já referida, por lesões anteriores, obesidade e género, sendo as mulheres as mais afetadas [26].

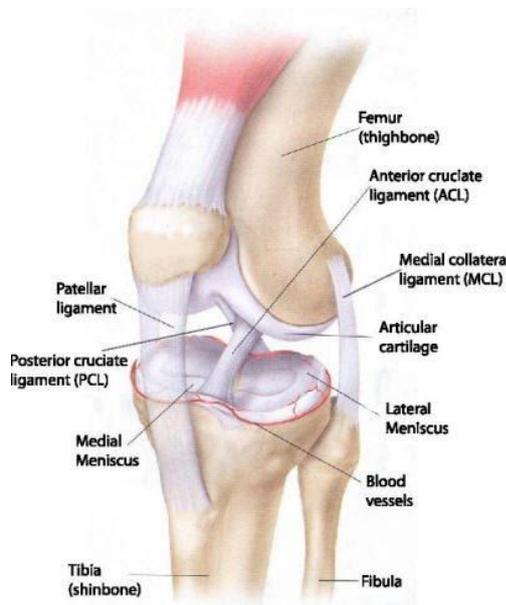


Figura A 2 - Zona do joelho. Retirado de [27]

A.1.3 Perna

Quanto à perna (Figura A.3) na zona abaixo do joelho, podemos referir problemas na tíbia, tais como Síndrome do Stress Tibial (“Canelite”) causado por problemas musculares, especialmente na zona em que se insere no osso. Fraturas de stress devido a sobrecarga de esforço e síndrome comportamental. Os membros inferiores contêm quatro compartimentos que alojam músculos e estruturas neuro vasculares. Cada compartimento contém artérias, veias e nervos para cada músculo. Com o exercício físico, pode haver uma compressão dessas estruturas, especialmente os nervos, resultando em dor, dormência e paralisção [28].

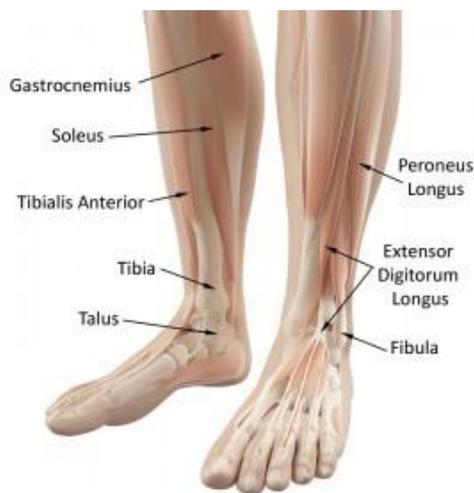


Figura A 3 - Zona da perna. Retirado de [29]

A.1.4 Pé e Tornozelo

No pé e tornozelo (Figura A.4) temos vários ossos que podem sofrer lesões, como a tíbia, fíbula, calcâneo, metatarsos. Há também ligamentos, músculos e tendões. Assim podemos ter lesões ao nível dos ligamentos, mais concretamente entorses no ligamento lateral, constituindo 85% a 90% de todas as entorses de tornozelo. Há também entorses do ligamento medial e dos ligamentos que ligam a tíbia à fíbula junto ao pé. Tendinites no tendão de Aquiles ou mesmo rutura completa. A nível de ossos podem ocorrer fraturas dos metatarsos e das falanges. Podem também haver problemas a nível nervoso [30].

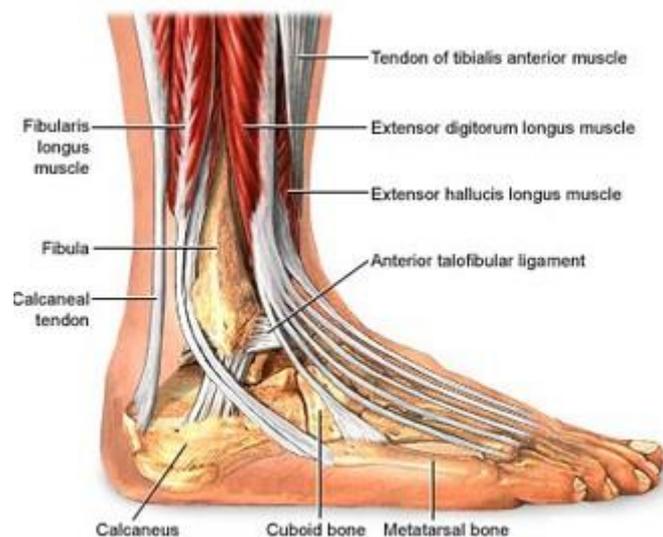


Figura A 4 - Zona do pé e tornozelo. Retirado de [31]

A.2 Ferramentas Utilizadas na Reabilitação dos Membros Inferiores

Quando as lesões referidas nos pontos anteriores acontecem, tem de se recorrer a vários tipos de exercícios que promovam a recuperação da mobilidade, estabilidade e massa muscular.

Depois da fisioterapia inicial e quando a parte afetada do corpo já se encontra em condições de sofrer algum impacto, mesmo que seja mínimo, é altura de partir para métodos mais intensos que devolvam as capacidades. Dentro das opções mais habituais que se podem colocar num centro de fisioterapia, há três que se destacam: bicicleta elíptica, passadeira e

bicicleta estática. Cada uma destas hipóteses tem as suas vantagens mas, claro está, poderão apresentar também desvantagens tendo em conta as lesões ocorridas.

A.2.1 Bicicleta Elíptica

A bicicleta elíptica (Figura A.5) é uma ferramenta que permite efetuar um grande número de exercícios, incluindo andar ou correr, movimentos semelhantes ao subir de escadas (“stepping”), ou mesmo movimentos semelhantes aos de esquiar. Estas têm pedais suspensos acima do chão que são movidos para a frente e para trás, ou para cima e para baixo. Os pés do paciente nunca tocam no chão, assim o impacto que é causado pelo ato de andar ou correr numa superfície dura é eliminado.

Os pedais movem-se de forma oval (elíptica) proporcionando um treino para as pernas, sendo que a maioria destas máquinas são feitas de modo a que a resistência possa ser mudada para tornar o exercício mais fácil ou mais difícil. Já que o movimento é fluído, não prejudica as estruturas ao longo da coluna vertebral e a estabilidade dos membros inferiores.

Apresenta também como vantagens o facto de proporcionar um bom treino cardiovascular, ajudando também a criar massa muscular quando utilizada com níveis de resistência mais elevados. Alguns modelos permitem que o movimento dos pedais seja feito em ambas as direções, ou seja, de trás para a frente ou vice-versa, podendo assim exercitar um maior grupo de músculos e adicionar variedade à rotina de treino. Alguns modelos incluem também pegadas para as mãos para que o treino não se centre apenas nos membros inferiores mas também no tronco e braços.

Como em tudo, tem também desvantagens. Algumas pessoas apresentam dificuldades em iniciar o movimento, dado que os pedais não estão no chão, o que requiere alguma força inicial para os colocar em movimento. Não providencia grande peso sobre os membros inferiores, pelo que o fortalecimento dos ossos e dos músculos fica sempre algo limitado. Foca-se principalmente nas pernas, tendo os pacientes de fazer exercícios de fortalecimento do tronco e dos braços separadamente. Além disto, podem ser aparelhos muito caros, quer em relação à sua compra quer em relação à sua manutenção [32].



Figura A 5 - Bicicleta elíptica. Retirado de [33]

A.2.2 Passadeira

A passadeira (Figura A.6) é um dos equipamentos mais populares, providenciando um exercício aeróbico eficiente. É uma boa escolha para muitos pacientes em reabilitação pois a marcha é um exercício fácil independentemente do nível de preparação física. Ao desenvolverem bons níveis de força e resistência, podem então começar a alternar com corrida.

Tem a vantagem de ser simples de utilizar. A superfície do tapete é toda ela lisa, ao contrário do que pode ser encontrado no exterior, como passeios e trilhos reduzindo o risco de tropeçar. Podem controlar-se vários aspetos como a velocidade, inclinação, tempo de aquecimento, tempo de relaxamento, energia gasta, etc. Muitas têm a opção de personalizar os programas de acordo com o que o paciente necessita. Toda a estrutura pode ser utilizada por múltiplos pacientes sem ser alterada entre eles. Algumas passadeiras conseguem contar o número de passos dados e monitorizar os batimentos cardíacos. Além disto, correr numa passadeira tem a vantagem de queimar mais calorias que outros aparelhos, como a bicicleta.

As passadeiras também têm desvantagens. Podem ser caras, algumas custando acima de €2000. A superfície pode causar muita tensão nas articulações dos membros inferiores aquando do impacto, especialmente em zonas como a coluna, anca e joelhos. Ocupam muito espaço e é difícil o seu armazenamento. Algumas passadeiras possuem motores que produzem barulhos elevados, interferindo com outras atividades que possam ser realizadas próximas destas [34].



Figura A 6 - Passadeira. Retirado de [34]

A.2.3 Bicicleta Estática

A bicicleta estática (Figura A.7) é um equipamento muito fácil de utilizar. As bicicletas providenciam um tipo de exercício aeróbico que não cria tensão negativa nas pernas, fortalecendo e tonificando os músculos. Muitos protocolos de reabilitação das pernas incluem andar de bicicleta. Porque é que será este equipamento tão popular?

Em primeiro lugar, temos de ter em consideração os principais objetivos da reabilitação destes membros. Aumentar ou restaurar o grau de movimento das articulações. Aumentar ou restaurar a sua estabilidade. Aumentar ou restaurar a força muscular. Diminuir ou eliminar a dor. Prevenir a ocorrência de novas lesões.

Em comparação com outros exercícios, andar de bicicleta é relativamente leve para as articulações ajudando a melhorar a sua mobilidade e estabilidade. É frequentemente utilizada em pacientes que foram submetidos a operações ao joelho bem como parte da gestão de doenças degenerativas como é o caso da osteoartrite. A bicicleta tem muitas características que a tornam uma ferramenta bastante útil. Não há peso sobre as pernas, baixo impacto, usa uma amplitude de movimento que é necessário para a maioria das atividades da vida diária e é um movimento controlado. Além disso, o paciente pode ainda variar a resistência, o movimento cíclico nutre a cartilagem das articulações, é um exercício em cadeia cinética fechada, trabalhando vários grupos de músculos ao mesmo tempo, e é uma excelente atividade cardiovascular.

Todos os principais músculos das pernas são usados a um certo ponto, mas o grupo que é mais utilizado para exercer força são os quadríceps. Durante o ciclo da pedalada, os quadríceps

trabalham enquanto empurramos o pedal para baixo e esticam a nossa perna enquanto os tendões que ficam na face posterior da coxa trabalham para dobrar o joelho. Se usarmos pedais com presilhas, eles trabalham mais pois podemos usar as presilhas para puxar o pedal para cima. Usando o pedalar como programa de reabilitação, os quadríceps podem ser reforçados enquanto a tensão causada nos joelhos é controlada [35].



Figura A 7 - Bicicleta estática. Retirado de [36]

A.3 Ferramentas em Desenvolvimento

Atualmente já existem muitas ferramentas em desenvolvimento semelhantes às apresentadas no subcapítulo anterior, mas com a vantagem de apresentarem mais funcionalidades. Foi feita uma pesquisa em patentes por ferramentas que pudessem então ser alvo de comparação com a utilizada nesta dissertação.

A.3.1 “Instrumented Handle and Pedal Systems for use in Rehabilitation, Exercise and Training Equipment”

Dispositivo mecatrónico para reabilitação, que contém pegas para as mãos e pedais instrumentados e um ambiente interativo integrado.

Os dados do sinal proveniente dos sensores são usados para imergir o utilizador na simulação virtual, de modo a proporcionar ao utilizador sensações visuais, auditivas e táteis [37] (Figura A.8).

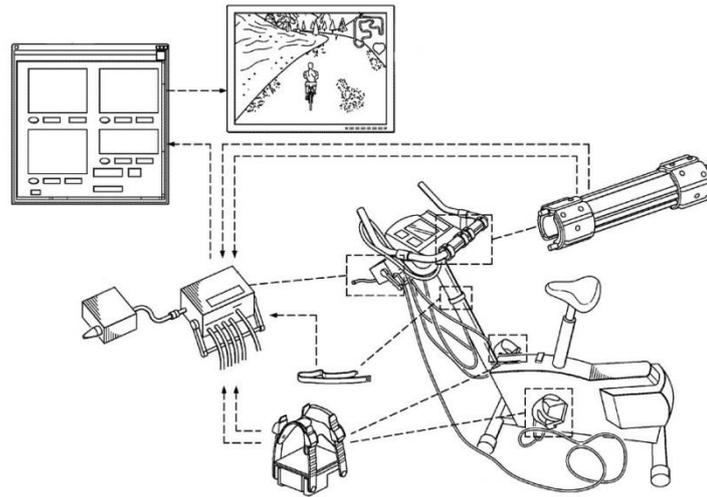


Figura A 8 - Sistema instrumentado. Adaptado de [37]

A.3.2 “Motorized Lower Body Rehabilitation Device and Method”

Aparelho motorizado de reabilitação para pessoas com deficiência ou com lesões, que treina uma marcha adequada, aumenta o fluxo sanguíneo, alivia o stress e recupera os músculos e articulações dos membros inferiores.

O dispositivo engloba uma bicicleta estacionária motorizada que tem um assento, pegas para as mãos e pedais rotativos que recebem informações de um motor elétrico e do utilizador. O dispositivo inclui ainda um par de cintas que estão ligadas em conjunto entre as coxas do utilizador através de uma corrente articulável que controla e treina os membros deste através da rotação do pedal.

O método descrito combina ainda este dispositivo com estímulos visuais na forma de um ecrã tridimensional que estimula endorfinas, alivia o stress e permite que a ligação ao motor e ao utilizador levem a exercitar os membros deste sem se concentrar sobre a atividade de reabilitação [38] (Figura A.9).

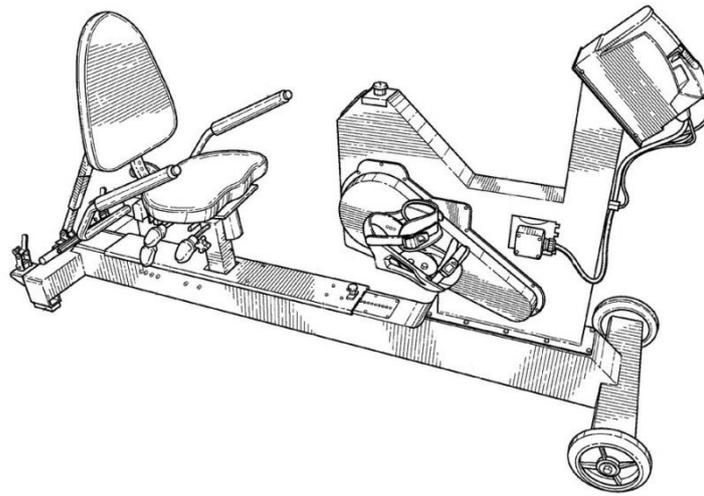


Figura A 9 - Aparelho motorizado de reabilitação. Adaptado de [38]

A.3.3 “Assembly of a Wheelchair and a Reclining Cycle”

Conjunto que compreende uma cadeira de rodas e uma parte de uma bicicleta reclinada, os quais são ligados um ao outro com o auxílio de um acoplamento.

A parte da bicicleta reclinada engloba uma roda e pelo menos um pedal com o qual a roda é acionável, de modo a que a montagem acoplada possa ser impelida por uma pessoa em cadeira de rodas com o auxílio de um movimento cíclico entre a perna e o pedal. A parte reclinável tem ainda um guiador que está ligado à roda para orientar o conjunto, estando este provido de uma fonte de energia elétrica para electroestimulação de pelo menos uma perna da pessoa sentada na cadeira de rodas. Esta electroestimulação é providenciada por um computador acoplado a este conjunto [39] (Figura A.10).

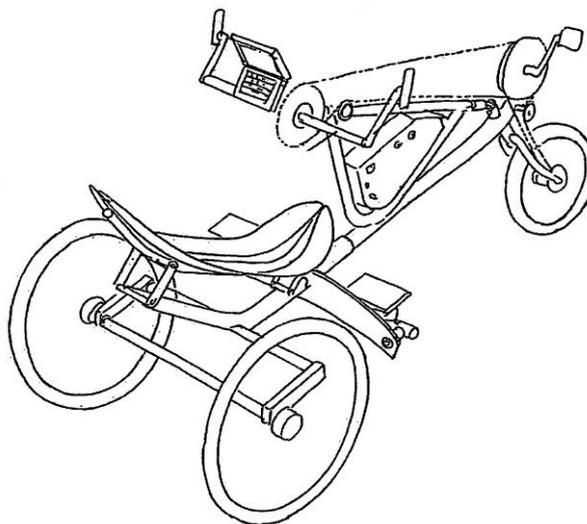


Figura A 10 - Cadeira de rodas com bicicleta reclinada. Adaptado de [39]