

Desenvolvimento de um dispositivo passivo para reabilitação motora de uma mão

Rafael Pinto Tavares

Dissertação do MIEM

Orientadores:

Prof. Paulo Augusto Ferreira de Abreu

Prof. Manuel Rodrigues Quintas



Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica
Opção de Automação

Julho 2014

Aos meus pais.

Resumo

Os acidentes vasculares cerebrais são atualmente a maior causa de morte na Europa, sendo também responsáveis por grande parte das disfunções motoras dos membros superiores.

A recuperação das capacidades funcionais perdidas é possível através de um fenómeno denominado de neuroplasticidade, sendo necessário um estímulo promovido por exercícios de reabilitação com frequência diária. Este processo de reabilitação requer uma grande quantidade de recursos e de tempo. Estudos preliminares demonstram a potencialidade da utilização de dispositivos hápticos no campo da reabilitação.

O objetivo da dissertação compreende o desenvolvimento de uma luva para ser utilizada como um dispositivo passivo para reabilitação motora de uma mão.

O dispositivo desenvolvido possui sensores de posição angular, para monitorizar a rotação de cada uma das articulações de cada um dos dedos e sensores de pressão, utilizados para monitorizar a força exercida em cada uma das extremidades do dedo. Os sensores desenvolvidos baseiam-se num princípio ótico e representam uma alternativa às soluções atuais.

O sistema é controlado através de um circuito eletrónico baseado em microcontroladores. Foi utilizada uma arquitetura modular onde se recorre a dois microcontroladores, um primeiro para controlo de um ecrã tátil que constitui a interface com o utilizador e o segundo para recolha dos sinais analógicos dos sensores e para estimular cada um dos dedos individualmente. O estímulo é efetuado através de uma indicação luminosa e de um estímulo vibratório promovido pela rotação de uma massa excentrica através de um motor de corrente contínua.

Foi também desenvolvida uma aplicação gráfica que implementa funcionalidades de monitorização, atuação e exemplos de exercícios interativos, permitindo a demonstração da utilização do dispositivo em atividades de reabilitação.

Development of a passive device for rehabilitation of a hand

Abstract

Strokes are currently the leading cause of death in Europe and they are also responsible for many physical dysfunctions of the upper limbs.

The recovery of these lost capabilities is possible through a frequent stimulation promoted by rehabilitation exercises on a daily basis, due to a phenomenon called neuroplasticity. These rehabilitation processes require a lot of resources and time. Preliminary studies show the potential of using haptic devices as rehabilitation devices.

The main goal of the thesis was the development of a glove to be used as a passive device for rehabilitation of a hand.

The developed device uses angular position sensors to measure the rotation of each joint of each finger, and pressure sensors are used to monitor the force applied on each fingertip. The developed sensors are based on optical principles and represent a novel alternative to current resistive solutions.

The system is controlled by an electronic circuit based on microcontrollers. Furthermore, a modular architecture with two microcontrollers is used, one for controlling a touchscreen which acts as the user interface and another to process the analog signals from the sensors. Each finger of the glove has a vibration motor and a indicator light to provide a stimulus to be used in the rehabilitation exercises.

A graphical application was developed in order to monitor each finger displacement and to implement rehabilitation exercises. These exercises allow the demonstration of the potential of the developed glove in rehabilitation programs.

Agradecimentos

Em primeiro lugar, gostaria de deixar um agradecimento aos meus orientadores de dissertação, Prof. Eng. Manuel Rodrigues Quintas e Prof. Eng. Paulo Augusto Ferreira de Abreu, por todos os conhecimentos transmitidos e por todo o apoio, dedicação e disponibilidade demonstrada ao longo da realização da dissertação.

Agradeço a todo o pessoal do Laboratório de Instrumentação para a Medição, entre os quais destaco os engenheiros Bruno Santos e Tiago Andrade por toda a ajuda prestada e por todo o apoio demonstrado.

Gostaria também de deixar um agradecimento ao Eng, Jorge Reis pela forma especial com que me transmitiu o seu vasto conhecimento.

Por último, um grande obrigado a todos os amigos e companheiros do ramo de automação, dos quais destaco o Francisco Rua, o Fernando Carneiro, o Jorge Silva e o Pedro Sousa pelo companheirismo, amizade e apoio incondicional.

Um grande obrigado a todos.

Índice de Conteúdos

1	Introdução	1
1.1	Introdução	1
1.2	Objetivos	1
1.3	Estrutura do Relatório.....	1
2	Estado da Arte.....	3
2.1	Introdução	3
2.2	Luvras Hápticas	4
2.2.1	CyberGlove.....	6
2.2.2	StretchSense.....	7
2.2.3	SmartGlove.....	9
2.2.4	5DT DataGlove	10
2.3	Soluções para medição de força/pressão	11
2.3.1	Sensores Resistivos	11
2.3.2	Sensores Capacitivos.....	13
2.3.3	Medição Indireta de Força por Extensometria	14
2.4	Conclusão.....	15
3	Projeto de Soluções de Sensorização.....	17
3.1	Introdução	17
3.2	Medição de Posição.....	19
3.2.1	Introdução	19
3.2.2	Desenvolvimento de um transdutor de posição.....	19
3.3	Medição de Força	23
3.3.1	Introdução	23
3.3.2	Desenvolvimento de um transdutor de força	24
3.4	Conclusão.....	26
4	Projeto e Desenvolvimento do Sistema Elétrico/Eletrónico	27
4.1	Arquitetura.....	27
4.2	Módulo da HMI	28
4.3	Módulo da Luva	31
4.4	Desenvolvimento do Circuito Eletrónico do Módulo da Luva	32
4.5	Componentes Eletrónicos Principais.....	34
4.5.1	Microcontroladores	34
4.5.2	Reguladores de Tensão	35
4.5.3	Transistor de <i>Darlington</i>	36
4.5.4	Referências de Tensão Estabilizadas.....	38
4.5.5	Motores CC	39
4.6	Programação.....	40
4.6.1	Aplicações Gráficas.....	41
4.6.2	Comunicação SPI.....	42
4.7	Desenvolvimento de Placas de Circuito Impresso.....	46
4.8	Conclusão.....	49
5	Desenvolvimento da Interface Gráfica	51
5.1	Introdução	51

5.2	Microcontroladores.....	51
5.3	Arquitetura	52
5.4	Comunicação.....	54
5.5	Bibliotecas gráficas	54
5.6	Desenvolvimento da Interface Gráfica	57
5.7	Conclusão.....	65
6	Protótipos e Integração Final do Dispositivo	67
6.1	Introdução.....	67
6.2	Suportes dos sensores na luva.....	67
6.3	Caixa de alojamento da eletrónica	70
6.4	Montagem dos sensores e motores	72
6.5	Demonstração da utilização do dispositivo	72
6.6	Conclusão.....	75
7	Conclusões e Trabalhos Futuros.....	77
7.1	Conclusões.....	77
7.2	Sugestões para Trabalhos Futuros.....	78
8	Referências	79
ANEXO A:	Placa de circuito impresso do Módulo da Luva.	83

Índice de Figuras

Figura 2.1 - CyberGlove II e CyberGlove III.....	6
Figura 2.2 - Exemplos de sensores piezoresistivos.....	7
Figura 2.3 - StretchSense - Exemplo de funcionamento do sensor capacitivo.....	7
Figura 2.4 - Variação da capacidade elétrica com a deformação.....	8
Figura 2.5 - Aplicação do sensor capacitivo para instrumentação de uma mão.....	9
Figura 2.6 - Princípio de funcionamento do OLE.....	9
Figura 2.7 - Protótipo da SmartGlove.....	10
Figura 2.8 - Calibração das articulações do dedo indicador.....	10
Figura 2.9 - 5DT Data Glove 5 Ultra.....	11
Figura 2.10 - Diferentes sensores Flexiforce.....	11
Figura 2.11 - Deriva temporal dos sensores de força resistivos.....	12
Figura 2.12 - Sensores de pressão capacitivos da PPSystems.....	13
Figura 2.13 - Determinação do gradiente de pressão através da medição de capacitancia entre os vários elétrodos.....	13
Figura 2.14 - Sensor capacitivo FingerTPS II.....	14
Figura 2.15 - Representação esquemática do protótipo para medição de força exercida pela extremidade do dedo com recurso a extensometria.....	15
Figura 2.16 - Relação entre microdeformação do extensómetro e força aplicada pelo dedo.....	15
Figura 3.1 - Modelo inicial utilizado para criação do modelo de teste.....	17
Figura 3.2 - Graus de liberdade, modelo biomecânico do dedo indicador.....	17
Figura 3.3 - Definição da amplitude de rotação de cada uma das juntas.....	18
Figura 3.4 - Modelos de estudo impressos em plástico ABS e PLA.....	18
Figura 3.5 - Esquema da montagem efetuada para verificação do comportamento do sensor TCRT5000.....	19
Figura 3.6 - Curva característica do sensor TCRT5000 segundo a montagem do Datasheet.....	20
Figura 3.7 - Esquema do sensor com revestimento.....	20
Figura 3.8 - Emissor em funcionamento, captura com câmara de infravermelhos.....	21
Figura 3.9 - Codificador Incremental FAGOR NV-11RS e respetivo condicionamento de sinal.....	21
Figura 3.10 - Curva Característica do sensor de posição.....	22
Figura 3.11 - Medição da rotação da articulação a partir do deslocamento da fibra.....	22
Figura 3.12 - Sensor de posição montado no modelo de estudo.....	23

Figura 3.13 - Conceito do sensor de medição de força.....	24
Figura 3.14 - Primeiro protótipo do sensor para medição de força, posteriormente revestido por um material refletor	25
Figura 3.15 - Verificação da característica do sensor	25
Figura 3.16 - Sensor alojado no suporte	26
Figura 4.1 - Arquitetura da solução desenvolvida.....	28
Figura 4.2 - MEB & PIC32 ESK em funcionamento.....	29
Figura 4.3 - Placa de circuito impresso para utilização do ecrã tátil.....	30
Figura 4.4 - Ecrã tátil Microtips MTF-TQ35SP811-AV	30
Figura 4.5 - Disposição das camadas e contatos da tela resistiva.....	31
Figura 4.6 - Medição da coordenada X (esquerda) e da coordenada Y (direita)	31
Figura 4.7 - Circuito elétronico para teste de sensores.....	32
Figura 4.8 - Circuito eletrónico com comunicação entre dois microcontroladores por SPI.....	33
Figura 4.9 - Circuito esquemático da placa de circuito do Módulo da Luva	33
Figura 4.10 - Ligações mínimas para garantir o funcionamento do PIC18F87K90.....	34
Figura 4.11 - Diagrama de pinos e esquema de montagem do regulador de tensão MAX667.....	35
Figura 4.12 - Diagrama de pinos e esquema de montagem do regulador de tensão MAX884.....	35
Figura 4.13 - Diagrama Esquemático de uma montagem de Darlington	36
Figura 4.14 - Diagrama de pinos e lógico do circuito integrado ULN2003A.....	37
Figura 4.15 - Diagrama do circuito eletrónico de cada par de transistores Darlington ULN2003A	37
Figura 4.16 - Corrente máxima no coletor para o ULN2003A (SOIC)	38
Figura 4.17 - Diagrama de pinos e de montagem da referência de tensão REF02.....	39
Figura 4.18 - Comparação das dimensões do motor com uma grelha isométrica.....	39
Figura 4.19 - Ambiente de programação MPLABx.....	40
Figura 4.20 - Ferramenta de programação PICkit 3 da Microchip.....	41
Figura 4.21 - Plug-in para desenvolvimento de ecrãs.....	41
Figura 4.22 - Esquema das ligações utilizadas para a comunicação no modo SPI.....	42
Figura 4.23 - Verificação da comunicação SPI utilizando um osciloscópio	43
Figura 4.24 - Diagrama temporal de funcionamento da comunicação por SPI.....	43
Figura 4.25 - Representação da comunicação SPI entre dois microcontroladores.....	44
Figura 4.26 - Envio do bit de test 0xa7. Channel 1: Sinal do SCK; Channel 2: SDO Master.....	45

Figura 4.27 - Envio dos bits 0xa7, 0xd8 e 0x4f. Channel 1: SCK; Channel 2: SDO Master	45
Figura 4.28 - Sinal enviado pelo Slave. Channel 1: SCK; Channel 2: SDO do Slave .	45
Figura 4.29 - Interfaces do EAGLE: Layout de edição do circuito e Layout de edição da PCB.....	47
Figura 4.30 - Primeira versão das placas de circuito impresso para o PIC18F87K90	47
Figura 4.31 - Versão final das placas de circuito impresso para o PIC18F87K90	48
Figura 4.32 - Versão final das PCBs com os todos os componentes.....	48
Figura 5.1 - Esquema dos constituintes de um microcontrolador	51
Figura 5.2 - Componentes essenciais para a implementação de uma interface gráfica	52
Figura 5.3 - Arquiteturas de integração dos componentes para criação de aplicações gráficas.	53
Figura 5.4 - Módulo PMP do PIC24F256GB110	54
Figura 5.5 - Estruturação da biblioteca gráfica da Microchip.....	55
Figura 5.6 - Organização dos objetos base e das funções da biblioteca gráfica	56
Figura 5.7 - Estrutura da utilização da biblioteca gráfica	56
Figura 5.8 – Organização dos ecrãs constituintes da interface gráfica	57
Figura 5.9 - Diagrama de blocos do módulo de RTCC do PIC24FJ256GB110.....	58
Figura 5.10 – Diagrama comportamental do programa no ecrã “Exercício 1”	59
Figura 5.11 - Diagrama comportamental das verificações para escrita por USB	60
Figura 5.12 - Ficheiro .csv gerado aberto no Bloco de Notas e no Microsoft Excel ...	61
Figura 5.13 - Gráfico da monitorização dos sensores de um dedo durante um exercício.....	61
Figura 5.14 – Diagrama relativo ao desenho de gráficos com a biblioteca da Microchip	62
Figura 5.15 - Visualização de um gráfico gerado por código da evolução de um sensor de posição	63
Figura 5.16 - Ecrãs gerados durante a rotina de calibração da luva.....	63
Figura 5.17 - Diagrama lógico da rotina de calibração	64
Figura 6.1 - Impressora 3D utilizada para impressão dos componentes desenvolvidos.....	67
Figura 6.2 - Primeira versão dos suportes apenas para os sensores de posição	68
Figura 6.3 - Representação do posicionamento dos suportes no modelo de estudo	69
Figura 6.4 - Montagem dos sensores na luva	69
Figura 6.5 – Suporte de sensores e do motor na falange distal	70
Figura 6.6 - Modelação da caixa para alojamento da eletrónica em Solidworks	71

Figura 6.7 - Caixa para alojamento da eletrônica impressa em PLA	71
Figura 6.8 - Protótipo final do dispositivo de reabilitação	72
Figura 6.9 - Demonstração da utilização da luva: Menu Principal.....	73
Figura 6.10 - Verificação do estado dos sensores.....	73
Figura 6.11 – Processo de calibração dos sensores de posição da luva	74
Figura 6.12 - Demonstração do estado dos sensores na execução do “Exercício 1”	75

Índice de Tabelas

Tabela 2.1 - Luvas de monitorização de posição e respetiva tecnologia utilizada	5
Tabela 2.2 - Especificações técnicas da CyberGlove III	6
Tabela 2.3 - Características específicas do sensor capacitivo StretchSense.....	8
Tabela 2.4 - Propriedades dos sensores Flexiforce	12
Tabela 2.5 - Especificações técnicas do sensor capacitivo FingerTPS II	14
Tabela 3.1 - Amplitude de rotação e momento máximo de cada junta de um dedo ..	18
Tabela 4.1 - Lista de pinos do microcontrolador PIC24FJ256GB110	29
Tabela 4.2 - Lista de pinos do microcontrolador PIC18F87K90	34
Tabela 4.3 - Características do motor CC utilizado	40

Lista de Acrónimos

ABS	<i>Acrylonitrile Butadiene Styrene</i>
ADC	<i>Analog-Digital Converter</i>
AVC	Acidente Vascular Cerebral
API	<i>Application Programming Interface</i>
CC	Corrente Contínua
CPU	<i>Central Processing Unit</i>
DIP	<i>Distal Interphalangeal</i>
DOF	<i>Degrees of Freedom</i>
EEPROM	<i>Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory</i>
EMG	Eletromiografia
GDC	<i>Graphic Display Controller</i>
GDL	Graus de Liberdade
GDDX	<i>Graphics Display Designer X</i>
GOL	<i>Graphics Object Layer</i>
GPL	<i>Graphics Primitive Layer</i>
GUI	<i>Graphical User Interface</i>
HMI	<i>Human-Machine Interface</i>
I²C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i>
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
MCP	<i>Metacarpophalangeal</i>
MSSP	<i>Master Synchronous Serial Port</i>
OLE	<i>Optical Linear Encoder</i>
PCB	<i>Printed Circuit Board</i>
PDIP	<i>Plastic Dual In-Line Package</i>
PIP	<i>Proximal Interphalangeal</i>
PLA	<i>Polylactic Acid</i>
PMP	<i>Parallel Master Port</i>
PWM	<i>Pulse-Width Modulation</i>
QVGA	<i>Quarter Video Graphics Array</i>
RAM	<i>Random Access Memory</i>
RISC	<i>Reduced Instruction Set Computing</i>

ROM	<i>Read Only Memory</i>
RTCC	<i>Real-time Clock and Calendar</i>
SOIC	<i>Small Outline Integrated Circuit</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
SSP	<i>Synchronous Serial Port</i>
TFT	<i>Thin Film Transistor</i>
TQFP	<i>Thin Quad Flat Pack</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>

1 Introdução

1.1 Introdução

Este trabalho visa dar início ao estudo e desenvolvimento de dispositivos hápticos direcionados para a área da reabilitação motora e fisioterapia assistida por sistemas automáticos, a levar a cabo no Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, pela Secção de Automação, Instrumentação e Controlo (SAIC). Desta forma, este estudo tem como objetivo a conceção e desenvolvimento de uma luva para reabilitação, dotada de múltiplas funções sensoriais, apresentando alguma correlação com um outro trabalho de dissertação entitulado de “Desenvolvimento de um sistema de atuação e controlo para dedo de luva de reabilitação”, realizado pelo Fernando Carneiro [1]. Estes trabalhos, apesar de terem objetivos distintos, representam uma solução passiva e uma solução ativa que se complementam como dispositivo de reabilitação motora.

1.2 Objetivos

O objetivo deste trabalho é desenvolver um dispositivo passivo para auxiliar a reabilitação de uma mão com limitações motoras. O trabalho de desenvolvimento a materializar é caracterizado pela criação de uma luva passiva que deve incluir as seguintes especificações:

- Desenvolvimento de uma solução para a sensorização de posição e força de um dedo que permita:
 - Deteção do movimento individual de cada dedo;
 - Deteção da força exercida na extremidade de cada dedo;
- Desenvolvimento e implementação de sistema de estimulação e sinalização luminosa para cada dedo da luva;
- Desenvolvimento de um sistema de monitorização e controlo do dispositivo baseado em microcontroladores dotado de uma interface com o utilizador através de um ecrã tátil:
 - Sistema de programação de comando dos dispositivos de excitação/sinalização;
 - Integração dos dispositivos de sensorização e de excitação numa luva, representando uma solução de baixo peso e atravancamento a um custo reduzido;
- Desenvolvimento e implementação de uma aplicação informática dedicada a reabilitação que demonstre o princípio de funcionamento do dispositivo e sua operação;

1.3 Estrutura do Relatório

Para além desta parte introdutória onde são apresentados a motivação e os objetivos do trabalho, o presente documento está organizado em sete capítulos, sendo as temáticas abordadas em cada um enumeradas de seguida.

O capítulo seguinte (cap. 2) é denominado de “Estado da Arte” e apresenta uma contextualização do tema, fazendo um levantamento dos dispositivos existentes no mercado e estudos de trabalhos de investigação referentes ao desenvolvimento de luvas

hápticas, reportando as suas características principais. Para além disso, este capítulo apresenta ainda um levantamento no que diz respeito a soluções para a sensorização de posição e de força aplicáveis a este tipo de dispositivos.

O capítulo 3, denominado “Projeto de Soluções de Sensorização”, retrata a escolha das soluções utilizadas para a medição de posição e para a medição de força, tendo em conta a sua posterior integração no dispositivo.

O capítulo 4, denominado “Projeto e Desenvolvimento do Sistema Elétrico/Eletrónico”, incide sobre os desenvolvimentos dos circuitos eletrónicos, escolha de componentes e suas ligações, necessários para a implementação da monitorização dos sensores e controlo. É também descrito o desenvolvimento e criação de placas de circuito impresso.

O capítulo 5, denominado de “Desenvolvimento da Interface Gráfica” apresenta a integração entre o sistema elétrico/eletrónico e uma interface gráfica através de um ecrã tátil. Neste capítulo é ainda referido o desenvolvimento e implementação de uma aplicação dedicada a reabilitação com recurso à interface gráfica.

O capítulo 6 é entitulado de “Protótipos e Integração Final do Dispositivo”. Neste capítulo é apresentado o protótipo realizado bem como os testes dos sensores desenvolvidos que foram integrados na luva desenvolvida.

No capítulo 7 são apresentadas as conclusões globais do trabalho realizado, sendo sugeridos alguns possíveis desenvolvimentos de continuidade ao trabalho realizado.

Posteriormente são apresentadas as referências utilizadas na realização deste trabalho.

2 Estado da Arte

2.1 Introdução

O processo de reabilitação consiste numa terapia que tem o objetivo de recuperar total ou parcialmente as capacidades motoras de um doente. Nos últimos anos tem-se vindo a assistir a uma crescente demanda pelas terapias de reabilitação, sendo esta despoletada por fatores tais como o aumento da idade média da população e o aumento do número traumas relacionados a atividades de alto risco. Avanços tecnológicos a nível da medicina, no que diz respeito ao tratamento de patologias, têm contribuído para o aumento de ferramentas e terapias de reabilitação disponibilizadas atualmente [2].

Normalmente as disfunções motoras são causadas por patologias como fraturas ósseas ou lesões a nível dos ligamentos ou pela degradação natural do aparelho músculo-esquelético devido ao envelhecimento. Por outro lado, patologias associadas ao sistema nervoso têm vindo a emergir, sendo cada vez mais os doentes que apresentam disfunções motoras causadas por acidentes vascular cerebrais (AVC), doença de Parkinson, lesões na medula espinal, paralisia cerebral, entre outros [2, 3].

A título de exemplo, nos Estados Unidos, o AVC representa a principal causa deste tipo de deficiências motoras, onde 65% dos cerca de quatro milhões de indivíduos que sobreviveram a AVCs apresentam disfunções permanentes [2, 4]. As doenças cardiovasculares constituem também a causa de morte mais relevante em toda a Europa, bem como em Portugal. Em 2011, o AVC constituiu a causa de mais de 4 milhões de mortes na Europa, constituindo assim 47% do número total de mortes nesse ano [5].

As principais sequelas de um AVC são os défices neurológicos refletidos uni ou bilateralmente ao longo de todo o corpo dependendo da localização e da dimensão da lesão cerebral, podendo apresentar, como sinais e sintomas, perda do controlo voluntário em relação aos movimentos motores. A disfunção motora mais comum, a hemiplegia, traduz-se na paralisia de metade sagital do corpo, devido a uma lesão do hemisfério oposto do cérebro. A hemiparesia traduz-se numa disfunção menos grave, onde o doente apresenta dificuldade de movimentação, apresentando limitações ao nível das funções neuromuscular, motora, sensorial, perceptiva e cognitiva/comportamental [6, 7].

A recuperação das capacidades funcionais perdidas pode ocorrer espontaneamente, por restituição ou compensação da função perdida. A reabilitação é possível devido à capacidade de células de outras áreas do cérebro não afetadas poderem assumir determinadas funções realizadas anteriormente por células da área afetada, através de um processo chamado de neuroplasticidade [8].

Normalmente, a terapia de reabilitação para estes casos é baseada na manipulação do membro paralisado através de estímulos e exercícios realizados por um terapeuta especializado. Dependendo do grau de disfunção, este acompanhamento poderá vir a ser realizado com frequência diária durante vários meses. Este tipo de acompanhamento requer uma grande quantidade de recursos e de tempo, tanto por parte do doente como por parte do terapeuta.

Muitas intervenções terapêuticas tradicionais têm sido utilizadas na reabilitação para promover a recuperação funcional do membro desabilitado, apesar de alguns

estudos revelarem que os resultados obtidos são inconsistentes. Contudo, alguns estudos demonstraram que um treino intensivo e repetitivo para o estímulo da região afetada mostram ser eficazes na promoção da plasticidade cortical e recuperação comportamental [4].

Em casos em que a mobilidade do doente seja muito reduzida ou inexistente, a utilização de dispositivos ativos representa uma solução capaz de auxiliar ou até mesmo substituir o trabalho de um fisioterapeuta. Todavia, numa fase onde o doente apresente algum progresso na sua reabilitação, a utilização de um dispositivo que permita estimular passivamente a repetição de exercícios é de todo pertinente. É precisamente nesta área que o desenvolvimento apresentado neste trabalho se insere.

2.2 Luvas Hápticas

Nas últimas duas décadas, o interesse pelo desenvolvimento de dispositivos hápticos focados na reabilitação da mão tem vindo a ser tendencialmente crescente.

Dentro das luvas de reabilitação ativas existem diferentes abordagens, quer no que diz respeito ao modo de atuação como às soluções cinemáticas adotadas. No que diz respeito a soluções de reabilitação passiva, as soluções existentes centram-se um pouco mais nos sistemas de monitorização de posição de cada uma das articulações de cada um dos dedos de uma mão, indo de encontro a um conceito de luvas de aquisição de dados (“*Data Gloves*”). Este tipo de luvas diferenciam-se pelo tipo de soluções de sensorização adotadas. De seguida apresentam-se uma lista com exemplos de algumas luvas hápticas existentes:

- *CyberGrasp / CyberGlove*: Conjunto de luva sensorizada com monitorização de posição de 18 ou 22 graus de liberdade e estrutura cinemática com acionamento por cabos de *Bowden* [9];
- *The Rutgers Master II*: Dispositivo háptico com sensorização de posição e *feedback* de força com recurso a atuadores pneumáticos [10, 11];
- *Festo ExoHand*: Exoesqueleto constituído por uma luva com capacidade de amplificação de força assistida pneumáticamente que permite replicar os movimentos do operador em tempo real para um segundo exoesqueleto montado num robô [12];
- *Tactile Sensing Glove 1 & 2*: Luva com sensores resistivos para medição de pressão, por Z. Wang [13];
- Exoesqueleto para reabilitação de uma mão controlada através da monitorização de sinais EMG, por M. Mulas [2];
- Luva com *feedback* de força com recurso a travões com um fluído magnetoreológico, por D. Cassar [14] e C. Bullion [15];
- *Handexos*: modelo de um exoesqueleto com atuação por cabos, por A. Chiri [16];
- Mecânismo para reabilitação de uma mão com acionamento por cabos, por S. Mohamaddan [17];

No âmbito desta dissertação serão abordadas com maior detalhe as diferentes alternativas existentes para monitorização de posição e força de cada dedo, bem como algumas aplicações de reabilitação de carácter passivo.

Na Tabela 2.1, adaptada a partir de Dipietro et al [18], apresentam-se exemplos de luvas para monitorização de posição das articulações, sendo referidos o tipo de tecnologia utilizada nos seus sensores, o número de sensores incorporados na luva e sua resolução.

Tabela 2.1 - Luvas de monitorização de posição e respetiva tecnologia utilizada

Nome do Dispositivo ou Estudo	Tecnologia dos Sensores	Número de Sensores	Resolução
Sayre Glove University of Illinois [19]	Ótico	7	
Data Glove MIT, VPL Inc. [20]	Fibra Ótica	5 a 15	12 bits
Power Glove Mattel Intellivision [21]	Piezoresistivo	4	2 bits
P5 Glove Essential Reality Inc.	Piezoresistivo	5	0.5°
Space Glove W Industries [22]	Fibra Ótica	6	12 bits
CyberGlove Stanford University, Virtual Technology [9]	Piezoresistivo	18 ou 22	8 bits
SmartGlove Nanyang Technological Uni., Singapore [23]	OLEs ¹	14	12 bits
Super Glove Nissho Electronics [24]	Piezoresistivo	10 a 16	0.3°
5DT, 16DT Glove 5DT [25]	Fibra Ótica	5 ou 14	8 bits
TCAS Glove T.C.A.S Effects Ltd [26]	Piezoresistivo	8, 11 ou 16	
TUB Sensor Glove Technical University of Berlin [27]	Encoder Indutivo	12 ou 22	8 bits
SIGMA glove Sheffield University [28]	Resistivo	30	
Humanglove Humanware Srl [29]	Efeito de Hall	20 ou 22	0.4°
Accele Glove George Washington University [30]	Acelerómetro	6	6.5°
Didjiglove Didjiglove Pty. Ltd [22]	Capacitivo	10	10 bits
Acceleration Sensing Glove Berkeley University [31]	Acelerómetro	6	10 bits
StretchSense StretchSense Ltd [32]	Capacitivo	5	

¹ OLE – *Optical Linear Encoder*, Codificador linear ótico.

Com o objetivo de abordar as diferentes tecnologias de sensores referidas, segue-se uma descrição mais detalhada de algumas das soluções listadas.

2.2.1 CyberGlove

Este produto comercial consiste numa luva instrumentada, recorrendo a sensores piezoresistivos, capaz de monitorizar o movimento de cada articulação de cada um dos dedos e de comunicar com um recetor sem fios. Esta luva encontra-se atualmente no mercado na sua versão *CyberGlove III*, utilizando o mesmo princípio já patenteado na sua primeira versão. As duas últimas versões existentes estão representadas na Figura 2.1 [9]:



Figura 2.1 - CyberGlove II e CyberGlove III

Este dispositivo apresenta ainda alternativas no que diz respeito ao número de sensores. Existem duas versões, uma com 18 e outra com 22 sensores que detetam a posição das diferentes articulações (“*bend-sensing*”). A versão mais complexa, com 22 sensores, apresenta três sensores para medição do movimento de flexão/extensão por cada dedo, quatro sensores para medição do movimento de adução/abdução, um sensor para medir a curvatura da palma da mão e ainda mais dois sensores para medir a flexão e abdução do polegar. Na Tabela 2.2 apresentam-se as especificações técnicas indicadas pelo fabricante.

Tabela 2.2 - Especificações técnicas da CyberGlove III

Número de Sensores	18 ou 22
Tipo de Sensores	Piezoresistivos
Resolução	$<1^\circ$
Repetibilidade	3° (desvio padrão médio)
Não-Linearidade	$<0,6\%$ ao longo da gama de medição
Taxa de Aquisição	120 amostras/s
Duração da Bateria	2 horas
Alcance de funcionamento	> 30 metros
Preço	$\sim 15\ 000$ € ($\$20\ 000$)

2.2.1.1 Sensores Piezoresistivos

Os sensores piezoresistivos são a solução de sensorização mais utilizada no que diz respeito à monitorização de movimentos de flexão/extensão. Estes sensores baseiam-se no princípio do efeito piezoresistivo que consiste na mudança da resistência elétrica de um material semiconductor ou de um metal quando sujeito a uma solicitação mecânica. Os sensores piezoresistivos são normalmente constituídos por tintas resistivas apresentando como principal vantagem a sua espessura reduzida e o seu baixo peso (Figura 2.2) [33, 34].

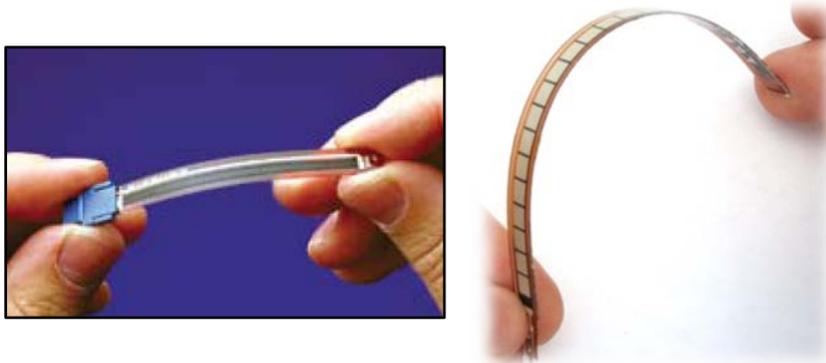


Figura 2.2 - Exemplos de sensores piezoresistivos

Por outro lado, apesar de serem atribuídas boas características de repetibilidade por parte dos fabricantes, algumas propriedades deste tipo de sensores são perdidas ao longo do tempo devido ao desgaste por fadiga provocada pela solicitação cíclica do material. Outra das desvantagens deste tipo de sensores é o seu elevado preço, como por exemplo o *SpectraSymbol 4.5''* com um custo unitário de 9,50€ [34] ou *TactilusFlex 2''* com custo unitário de 14,72€ [33]. Estas duas grandes desvantagens têm vindo a proporcionar desenvolvimentos no que diz respeito a soluções alternativas à utilização deste tipo de sensores para sensorização de movimentos de flexão/extensão.

2.2.2 StretchSense

Estes sensores (Figura 2.3) consistem em tiras elásticas de material capacitivo construídas a partir de uma estrutura polimérica laminar.



Figura 2.3 - StretchSense - Exemplo de funcionamento do sensor capacitivo

A capacidade representa a quantidade de energia elétrica que pode ser acumulada num material por uma determinada tensão. Neste tipo de sensor, a medição de deformação é dada pela variação da capacidade do sensor. Quando o sensor é solicitado, a distância entre dois materiais condutores que estão separados por um material dielétrico diminui, e uma vez que a capacitância é inversamente proporcional à distância desses dois condutores, a capacidade elétrica aumenta. Os sensores capacitivos representam uma alternativa aos sensores piezoresistivos, sendo mais estáveis e apresentando melhor repetibilidade (deriva de 0,001 pF/ciclo) quando solicitados. Contudo, os sensores capacitivos apresentam algumas desvantagens: os eletrodos apresentam uma resistência imprevisível e as capacidades a medir são muito pequenas (gama de saída total de 92 pF) [32]. A relação entre a capacitância e a deformação do sensor é linear, tal como representado no gráfico da Figura 2.4. Na Tabela 2.3 apresentam-se as características específicas deste tipo de sensor [35].

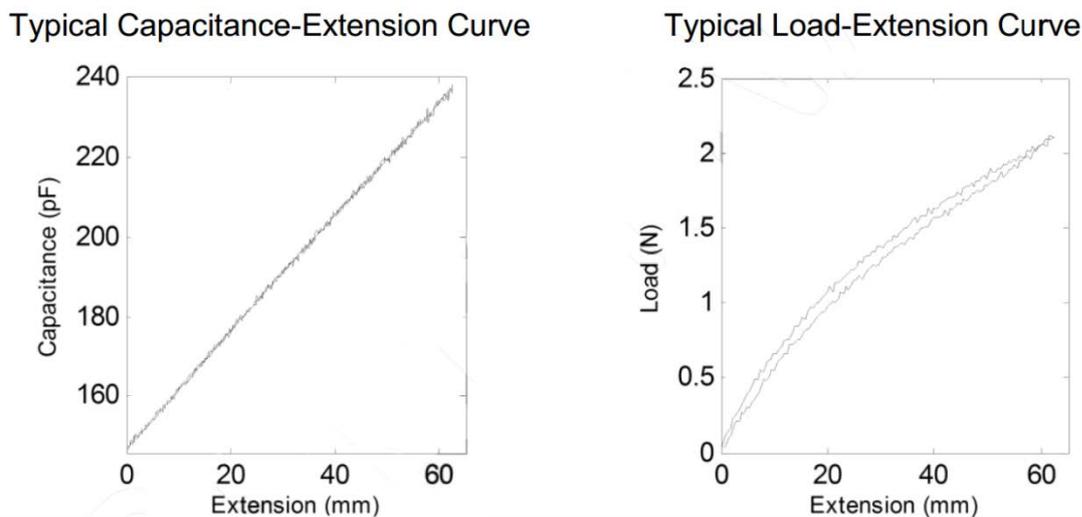


Figura 2.4 - Variação da capacidade elétrica com a deformação

Tabela 2.3 - Características específicas do sensor capacitivo StretchSense

Parameter	Value
Maximum extension	62.4 mm (80% strain)
Capacitance ^T (un-stretched)	146 pF
Capacitance ^T (at maximum)	238 pF
Capacitance-extension Fit Coefficients:	
- Linear	(1.44x + 146.7) pF
- RMSE (Linear) over 1000 cycles	1.0 pF
Capacitance drift ^T	0.001 pF/cycle
Typical load (un-stretched)	0 N
Typical load (at maximum)	2.1 N

Estes sensores são aplicados predominantemente na medição de rotação de articulações do corpo humano em aplicações de “*motion capture*” utilizadas em ferramentas de realidade aumentada. Na Figura 2.5 é possível observar a montagem dos sensores na mão. Neste tipo de utilização apenas é monitorizado um grau de liberdade por cada dedo.



Figura 2.5 - Aplicação do sensor capacitivo para instrumentação de uma mão

2.2.3 SmartGlove

A *SmartGlove* [23] constitui uma solução para a captura de movimento de vários dedos onde a monitorização é feita através de um encoder linear ótico (OLE) [36]. Este primeiro protótipo da *SmartGlove* utiliza 10 OLEs para monitorizar a flexão/extensão de 14 articulações. O sensor OLE é constituído por um sensor ótico de rato da *Avago Technologies* [37] que mede variação de posição pela obtenção de uma sequência de imagens e determinação matemática da direção e magnitude do movimento. A fita do encoder é constituída por um polímero designado por *Delrin* [38] que apresenta grande estabilidade dimensional. O princípio de medição é demonstrado na Figura 2.6. Este sensor apresenta uma linearidade de 99,42%.

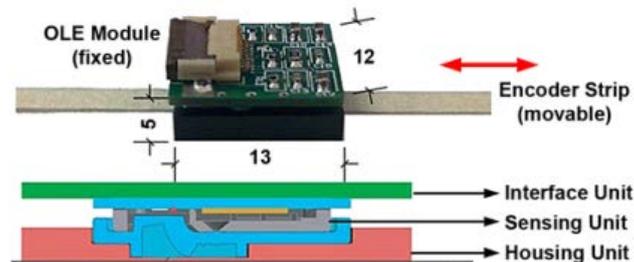


Figura 2.6 - Princípio de funcionamento do OLE

A *SmartGlove* utiliza uma eletrónica de controlo baseada no *hardware* de desenvolvimento *Arduino*, que contém um microcontrolador *Atmega 168* que recebe a informação dos sensores OLEs através de comunicação SPI e envia os dados para um computador através da comunicação sem fios por *Bluetooth*.

Para que o funcionamento dos OLEs na luva seja adequado, esta tem de ser ajustada ao utilizador. Para isso, esta luva é constituída por um tecido com as fibras alinhadas para permitir a deformação da luva num único sentido e os sensores são acoplados à luva através de tiras de velcro (Figura 2.7).



Figura 2.7 - Protótipo da SmartGlove

A rotina de calibração desta luva é feita através da colocação da mão em várias posições predefinidas. Para isso é utilizado um prisma (bloco de calibração) com os ângulos definidos anteriormente sendo recolhida a informação dos sensores enquanto o utilizador segura o prisma nas várias posições a fim de realizar a calibração. Na Figura 2.8 é possível verificar a calibração dos sensores correspondentes ao dedo indicador [23].



Figura 2.8 - Calibração das articulações do dedo indicador recorrendo ao bloco de calibração

2.2.4 5DT DataGlove

A *5DT DataGlove 5 Ultra* [39] (Figura 2.9) é a versão mais recente desta luva comercial destinada a aplicações de “*motion capture*” em ambiente de realidade aumentada. Esta luva mede a flexão individual de cada dedo (5 sensores, 1 por cada dedo) e pode comunicar com um computador através de USB ou porta série RS232.



Figura 2.9 - 5DT Data Glove 5 Ultra

A medição de flexão é efetuada com recurso a sensores de fibra ótica proprietários. Para além da flexão, esta luva mede ainda a orientação (*pitch and roll*) da mão. A luva é feita em lycra, o que permite a utilização de um tamanho único que se adapta aos vários tamanhos de mãos. A versão 16DT apresenta a monitorização de 14 graus de liberdade em vez dos 5. O preço comercial desta luva é de \$895 (660€) para a versão cablada e de \$1 495 (1 100€) para a versão sem fios.

2.3 Soluções para medição de força/pressão

2.3.1 Sensores Resistivos

Os sensores *Flexiforce* [40] (ver Figura 2.10) são um exemplo de sensores de pressão do tipo resistivo constituídos por duas camadas de um substrato de película de poliéster. Em cada uma das camadas é depositado um material condutor, seguida de uma camada de tinta sensível à pressão com a forma correspondente à zona de contacto do sensor. O funcionamento do sensor envolve a medição da variação da resistência elétrica entre as duas camadas de material condutor quando a zona de contacto é sujeita a uma carga. Quando o sensor não se encontra solicitado apresenta uma elevada resistência elétrica, que vai decrescendo com o aumento da força exercida no sensor.

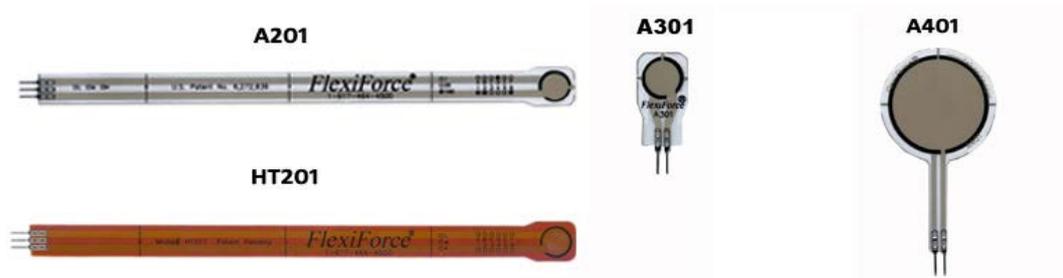


Figura 2.10 - Diferentes sensores Flexiforce

Uma vez que este tipo de sensores de pressão apresentam uma área de solicitação bem definida, são normalmente utilizados como sensores de força. Na Tabela 2.4 são apresentadas as principais propriedades destes sensores de pressão do tipo resistivo. Pelo facto de serem sensores do tipo resistivo, apresentam uma deriva com a temperatura e a sua repetibilidade vai diminuindo com o número de ciclos de funcionamento.

Tabela 2.4 - Propriedades dos sensores Flexiforce

Sensor	A201	A301	A401
Espessura	0.203 mm		
Área	9.53 mm ²	9.53 mm ²	25.4 mm ²
Não-Linearidade	<±3%		
Repetibilidade	<±2% da escala		
Histerese	<4.5% da escala		
Gama de Medição	4.4 N 110 N 440 N	4.4 N 110 N 440 N	110 N

Estes sensores resistivos apresentam uma grande deriva temporal. Na Figura 2.11 apresenta-se a evolução da variação da resistência de dois sensores de força resistivos (*FSR Interlink* e *Flexiforce Tekscan*) quando sujeitos a uma força constante de 15 N durante 10 minutos [41], onde a deriva temporal é evidente, bem como a flutuação da leitura dos sensores.

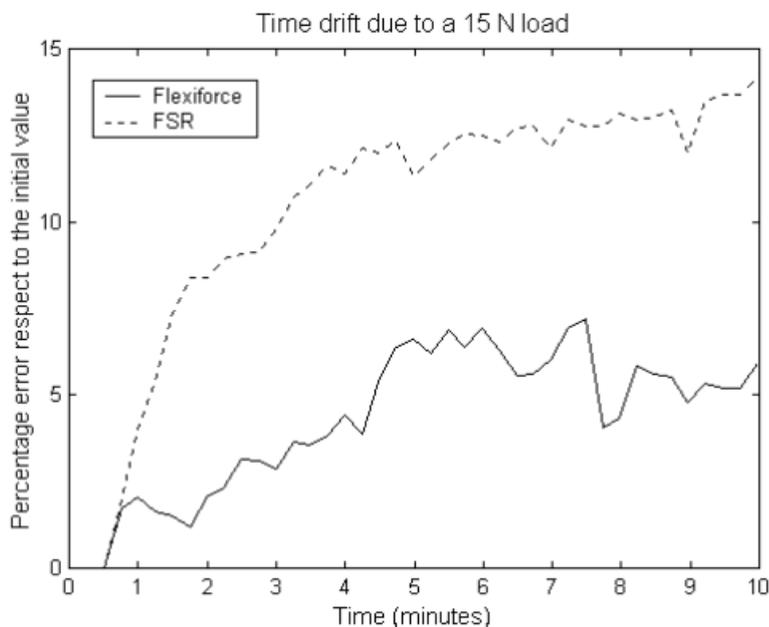


Figura 2.11 - Deriva temporal dos sensores de força resistivos

Da análise do ensaio onde se verifica a deriva dos sensores de força do tipo resistivo verifica-se que o *Flexiforce* apresenta um melhor comportamento comparativamente com o *FSR Interlink*, tendo uma variação máxima de 7% quando comparada aos 14,5% de variação apresentados pelo *FSR Interlink*.

2.3.2 Sensores Capacitivos

No que diz respeito a alternativas de monitorização de pressão, a *Pressure Profile Systems* [42] apresenta soluções para a sensorização de pressão com base em sensores capacitivos. Estes sensores capacitivos apresentam diversas formas e dimensões (Figura 2.12) e são constituídos por matrizes de elétrodos separadas por uma matriz de um material com propriedades dielétricas proprietário.

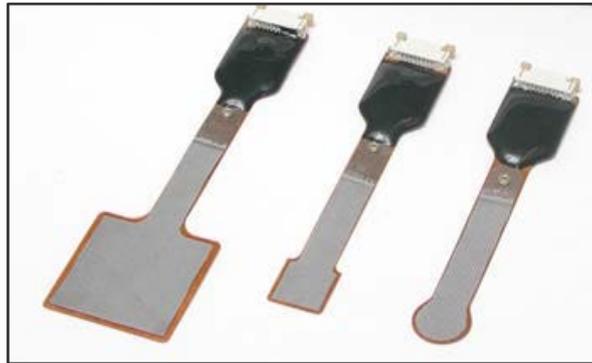


Figura 2.12 - Sensores de pressão capacitivos da PPSystems

Ao contrário de alguns sensores de pressão táteis do tipo resistivo ou piezoresistivo, sensores baseados em propriedades capacitivas não apresentam desgaste interno significativo quando sujeitos a uma carga, apresentando melhor repetibilidade comparativamente com outras soluções. Ao serem utilizadas matrizes de elétrodos dispostas ortogonalmente, é possível criar uma grelha de condensadores constituída pelas interseções das várias camadas de elétrodos. Ao medir a capacidade elétrica ao longo desta matrizes de pequenos condensadores é possível obter um diagrama da distribuição da pressão ao longo de toda a área do sensor. Na Figura 2.13 apresenta-se à esquerda, um esquema da disposição dos elétrodos na matrizes e, à direita, exemplo da utilização do sensor capacitivo para determinação do gradiente de pressão exercido pela mão na superfície.

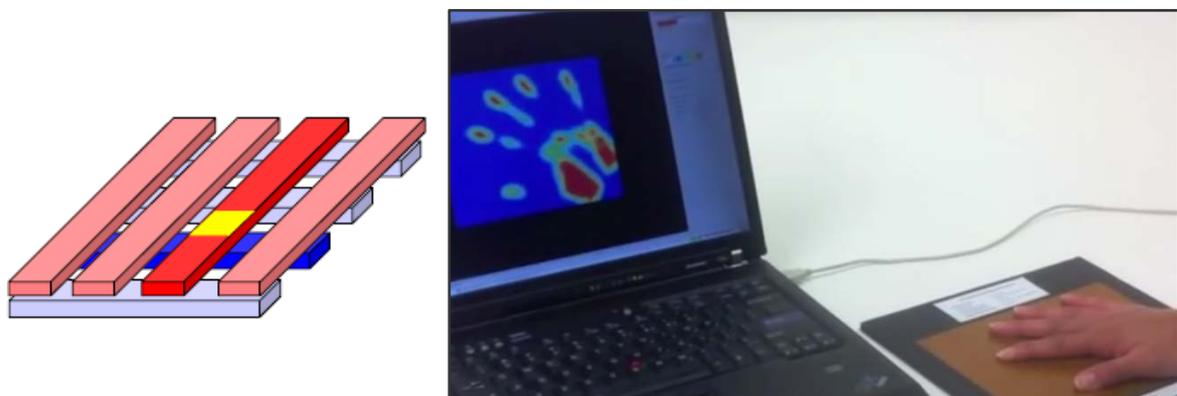


Figura 2.13 - Determinação do gradiente de pressão através da medição de capacitancia entre os vários elétrodos

Para além de disponibilizar este tipo de sensores capacitivos, a *PPS* apresenta também o FingerTPS II que consiste numa adaptação dos sensores anteriormente

referidos para medição da força média associada à medição de pressão ao longo do dedo (ver Figura 2.14).



Figura 2.14 - Sensor capacitivo *FingerTPS II*

Este sensor apresenta um módulo de condicionamento de sinal que fica alojado no pulso e envia os dados para um computador através de uma ligação *Bluetooth*. Na Tabela 2.5 apresentam-se as propriedades do sensor *FingerTPS II* [43].

Tabela 2.5 - Especificações técnicas do sensor capacitivo *FingerTPS II*

Espessura	2 mm
Gama de medição	0 – 2 kg
Erro de repetibilidade	<7% gama de medição
Deformação máxima	<7% gama de medição/min
Frequência de Amostragem	40 Hz
Alcance da comunicação <i>Bluetooth</i>	10 m
Duração da bateria	4 horas

2.3.3 Medição Indireta de Força por Extensometria

Uma desvantagem dos métodos de sensorização referidos anteriormente consiste na necessidade de colocar o elemento sensor entre a extremidade do dedo e a superfície de contato, retirando ao utilizador a sensação natural de toque. Esta necessidade de posicionamento do elemento sensor apresenta, ainda que reduzido, um carácter invasivo, alterando o comportamento do utilizador através da introdução do próprio sensor.

Numa tentativa de evitar o efeito referido, Nakatani et al [44] propõe um sensor de força que se encontra posicionado sobre a unha. Esta abordagem de sensorização baseia-se na medição indireta da força exercida na extremidade do dedo através da medição da deformação horizontal sofrida pelo dedo quando este exerce uma força numa superfície. A medição da deformação horizontal sofrida pelo dedo por sua vez seria traduzida na deformação de uma placa de metal onde estaria colocado um

extensómetro. Na Figura 2.15 apresenta-se uma representação esquemática que traduz o conceito de medição e um primeiro protótipo do elemento sensor.

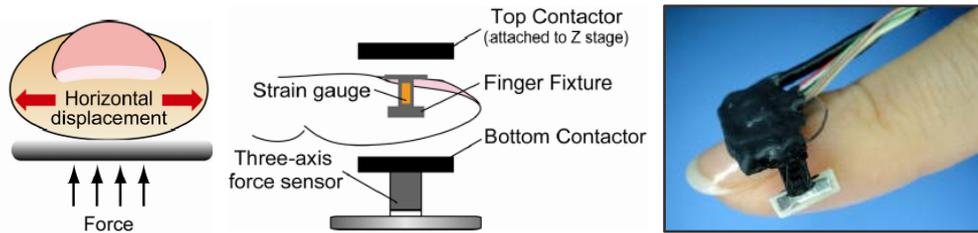


Figura 2.15 - Representação esquemática do protótipo para medição de força exercida pela extremidade do dedo com recurso a extensometria

Este procedimento apresenta uma alternativa de sensorização capaz de medir forças até 10 N, sendo a curva característica do sensor apresentada na Figura 2.16.

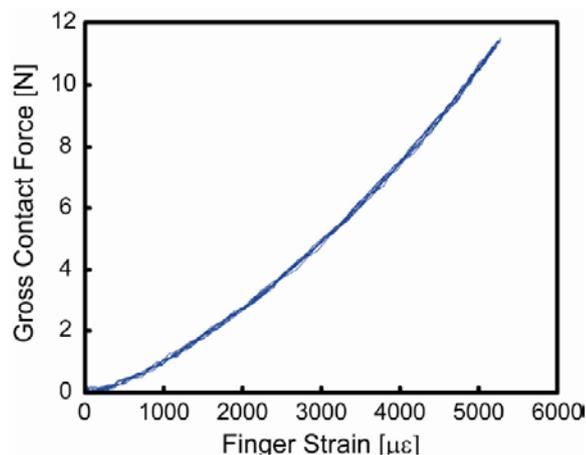


Figura 2.16 - Relação entre microdeformação do extensómetro e força aplicada pelo dedo

2.4 Conclusão

Neste capítulo foram abordadas diferentes tecnologias de sensores e reportados alguns sistemas atualmente existentes para a concretização de soluções de monitorização da flexão dos dedos, bem como da monitorização de força.

No caso da monitorização do movimento de flexão/extensão dos dedos, é possível distinguir a utilização de soluções de sensorização baseadas em diferentes tipos de tecnologias, sendo predominantemente utilizadas soluções piezoresistivas. Contudo, devido às limitações deste tipo de sensores, verificou-se que têm vindo a ser desenvolvidas alternativas que recorrem a conceitos capacitivos, à utilização da fibra ótica ou à medição do campo magnético.

No que diz respeito à monitorização de força ou de pressão, também se verificou a utilização de abordagens diferentes, nomeadamente o uso de sensores do tipo resistivo, capacitivo, uso de técnicas de extensometria ou sensores baseados na deformação de fibra ótica.

3 Projeto de Soluções de Sensorização

3.1 Introdução

De forma a iniciar o estudo e concepção de um protótipo para uma luva sensorizada, foi construído um modelo de um dedo para ser possível estudar a colocação dos sensores. Foi utilizada uma impressora 3D, disponível no Laboratório de Instrumentação para a Medição (LIM), para materializar o modelo de estudo. Sendo assim, tornou-se necessário modelar um dedo, idealmente com as dimensões médias de um dedo humano aonde fosse possível delimitar o ângulo de rotação de cada uma das articulações. Este modelo de estudo foi também utilizado no âmbito da dissertação do Fernando Carneiro [1], visto ser relevante ao desenvolvimento de ambos os trabalhos. Optou-se então por materializar apenas o dedo indicador utilizando como ponto de partida um modelo já existente em CAD 3D [45], representado na Figura 3.1.



Figura 3.1 - Modelo inicial utilizado para criação do modelo de teste

A partir deste modelo, com recurso a ferramenta de modelação 3D *SolidWorks*, foi seleccionado apenas o dedo indicador, alinhando as articulações e definido os ângulos limite de rotação utilizados no estudo realizado por *Li et al* [46]. Estes ângulos estão identificados na Figura 3.2 e as suas amplitudes de rotação estão apresentadas na Tabela 3.1.

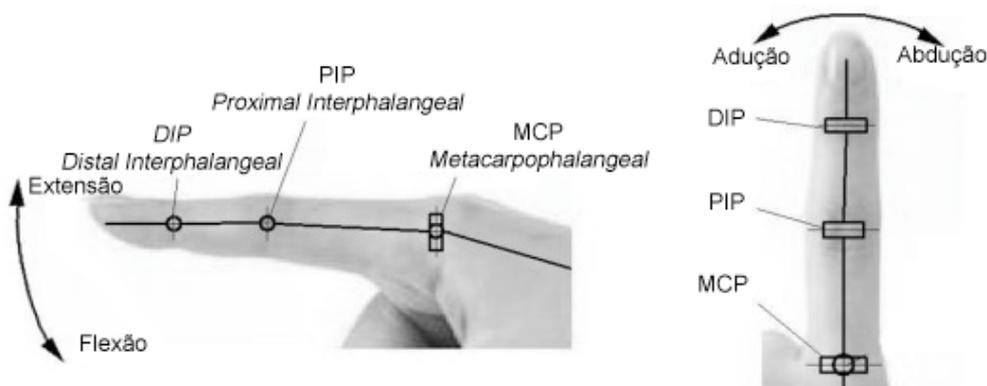


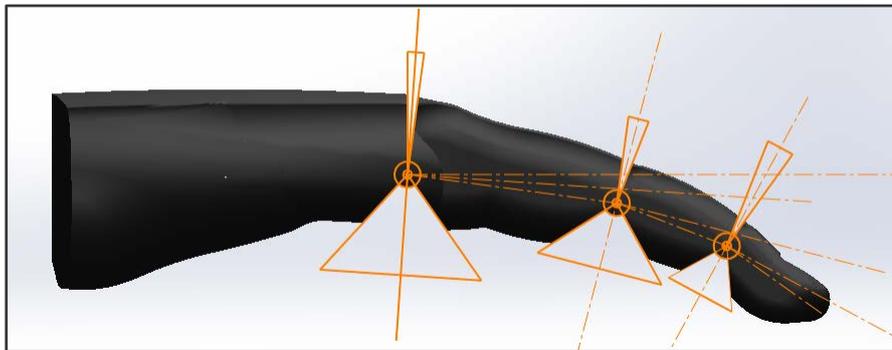
Figura 3.2 - Graus de liberdade, modelo biomecânico do dedo indicador

Tabela 3.1 - Amplitude de rotação e momento máximo de cada junta de um dedo

Junta	DIP	PIP	MCP (extensão/flexão)	MCP2 (adução/abdução)
Amplitude de Rotação	0° - 80°	0° - 100°	0° - 85°	0° - 45°
Momento Máximo (Nm)	0,163	0,175	0,315	0,160

Na monitorização das articulações, apenas é considerada a existência de 3 graus de liberdade por cada dedo (2 graus no caso de se tratar do polegar), uma vez que a rotação associada ao movimento de adução/abdução não é monitorizada pelo dispositivo desenvolvido.

As amplitudes de rotação de cada uma das articulações foram definidas no *Sketch* utilizado para efectuar um *Cut Extrude*, o que permitiu efectuar a separação dos vários componentes do modelo de estudo (ver Figura 3.3). O modelo final de estudo está representado na Figura 3.4.

**Figura 3.3 - Definição da amplitude de rotação de cada uma das juntas****Figura 3.4 - Modelos de estudo impressos em plástico ABS e PLA**

3.2 Medição de Posição

3.2.1 Introdução

Tal como se verificou no capítulo do Estado da Arte, a solução mais utilizada para medição de posição neste tipo de dispositivos são os sensores resistivos ou piezoresistivos, que sofrem uma variação de resistência quando sujeitos a uma solicitação à flexão. Apesar de ser a alternativa mais utilizada, constituem uma solução muito dispendiosa devido ao elevado preço que os sensores deste tipo apresentam. O maior problema deste tipo de sensores reside no facto de terem uma grande deriva (“*drift*”) com a temperatura, isto é, variação da resistência com a temperatura. Este efeito pode ser ultrapassado com a medição da temperatura e sua compensação, o que iria aumentar ainda mais o custo total da solução, para além de aumentar a sua complexidade. Ainda é de referir que estes sensores não apresentam bons valores de repetibilidade a longo prazo, uma vez que estas fitas resistivas vão-se deformando com o número sucessivo de ciclos de utilização. Uma vez que este tipo de fitas resistivas estará em constante solicitação dinâmica, as propriedades resistivas do material serão alteradas devido à fadiga mecânica do material. Uma solução deste tipo requer assim uma calibração frequente do sensor, algo que não é desejado.

Assim, foi desenvolvido um sensor de posição ótico. Considere-se um feixe luminoso a ser emitido por um LED de infravermelhos. Sendo este feixe focado com recurso a uma lente, é possível direccionar o feixe em direção a um recetor fotosensível, neste caso um fototransistor. Depois de focado, se a distância entre o recetor e o emissor aumentar, a luminosidade captada pelo recetor será cada vez menor devido à dispersão do feixe. Este princípio foi adaptado para implementar a medição de posição de cada uma das articulações de cada dedo da mão.

3.2.2 Desenvolvimento de um transdutor de posição

Estudaram-se alternativas para medição de posição da articulação de um dedo, tendo sido adotado o princípio de funcionamento de um sensor de proximidade do tipo ótico. Utilizou-se o LED de infravermelhos e o fototransistor recetor, configurado conforme a Figura 3.5. O sinal analógico correspondente à tensão do coletor do fototransistor é ligado a uma entrada analógica do conversor ADC de um microcontrolador (PIC18F4431). Para analisar a variação da gama de medição e sensibilidade do sensor, são ajustadas as resistências R1 e R2 de forma a alterar o ganho obtido no recetor.

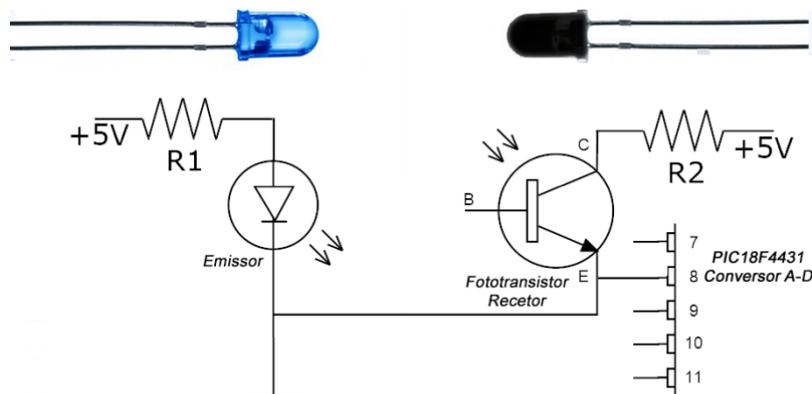


Figura 3.5 - Esquema da montagem efetuada para verificação do comportamento do sensor TCRT5000

A curva característica do recetor [47] apresenta uma zona linear e uma zona plana (Figura 3.6).

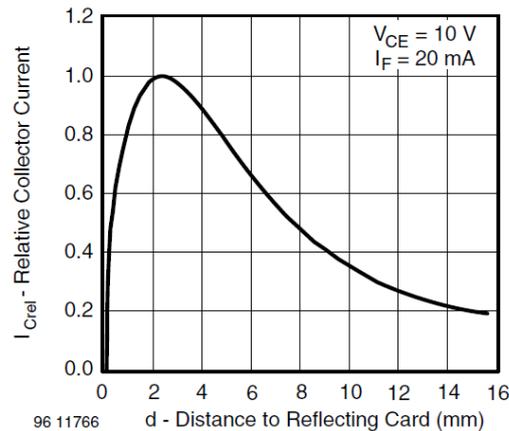


Figura 3.6 - Curva característica do sensor TCRT5000 segundo a montagem do Datasheet

Para efetuar a medição do deslocamento linear, pretende-se utilizar o sensor na gama onde este apresenta uma característica linear, sendo ajustados os ganhos de forma a obter um compromisso entre a sensibilidade e a resolução da medição. Para utilizar a gama de medição linear deste sensor é necessário concentrar o feixe luminoso proveniente do emissor. Foi concebido um primeiro conceito de transdutor de posição linear, recorrendo à utilização de fibra ótica para transmissão do feixe luminoso. O princípio de funcionamento do sensor está representado na Figura 3.7.

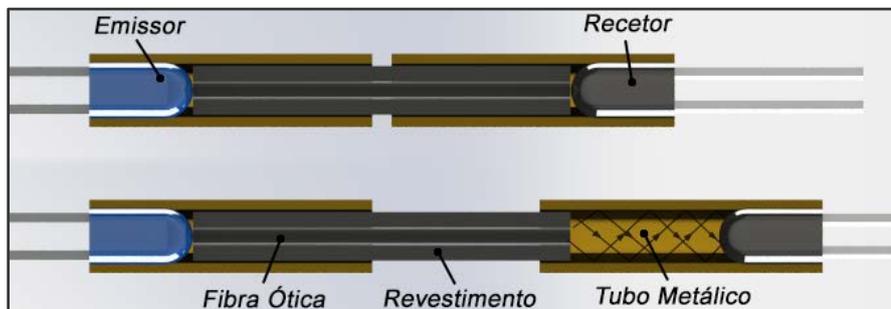


Figura 3.7 - Esquema do sensor com revestimento

Para realizar a focagem do feixe proveniente do emissor não é possível recorrer a lentes convencionais devido ao comprimento de onda utilizado pelo emissor. A fibra ótica é a alternativa mais adequada para conduzir feixes luminosos com este comprimento de onda. Uma vez que o emissor emite com um comprimento de onda dos 950 nm, a fibra ótica a utilizar deve apresentar um espectro de transmissão com valor máximo de transmissão para o comprimento de onda do emissor e deve atenuar a transmissão na gama do comprimento de onda visível.

A introdução de um material refletor permite a reflexão do feixe à saída da fibra, reduzindo as perdas para o exterior, o que implica a possibilidade de redução do consumo de corrente do emissor.

Através da utilização de uma câmara com filtro de comprimentos de onda, foi possível identificar as perdas existentes sem a utilização deste corpo refletor. Na Figura

3.8 são visíveis as perdas existentes: nos acoplamentos de plástico (a), uma vez que este material é praticamente transparente à radiação de 950 nm; na fibra não revestida (b) uma vez que existem falhas na sua superfície; e na zona de receção (c e d), devido à abertura do feixe à saída da fibra.

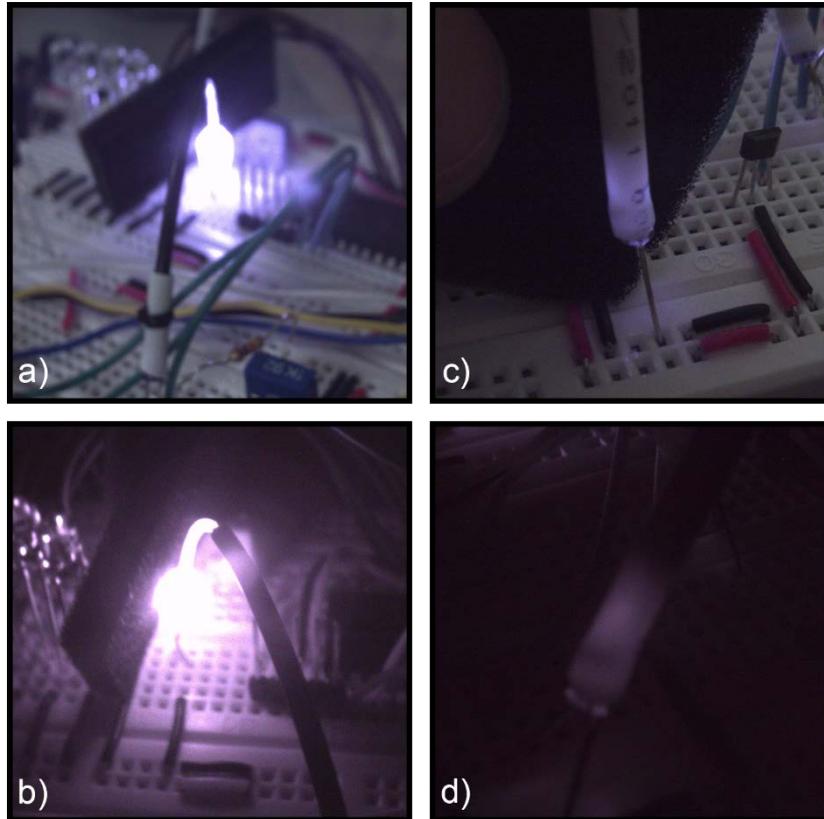


Figura 3.8 - Emissor em funcionamento, captura com câmara de infravermelhos

A curva característica do sensor foi determinada com recurso a um codificador incremental FAGOR NV 11RS e à correspondente unidade de condicionamento de sinal (Figura 3.9). Na curva característica do sensor (Figura 3.10) claramente se identifica o comportamento não linear do sensor.



Figura 3.9 - Codificador Incremental FAGOR NV-11RS e respetivo condicionamento de sinal

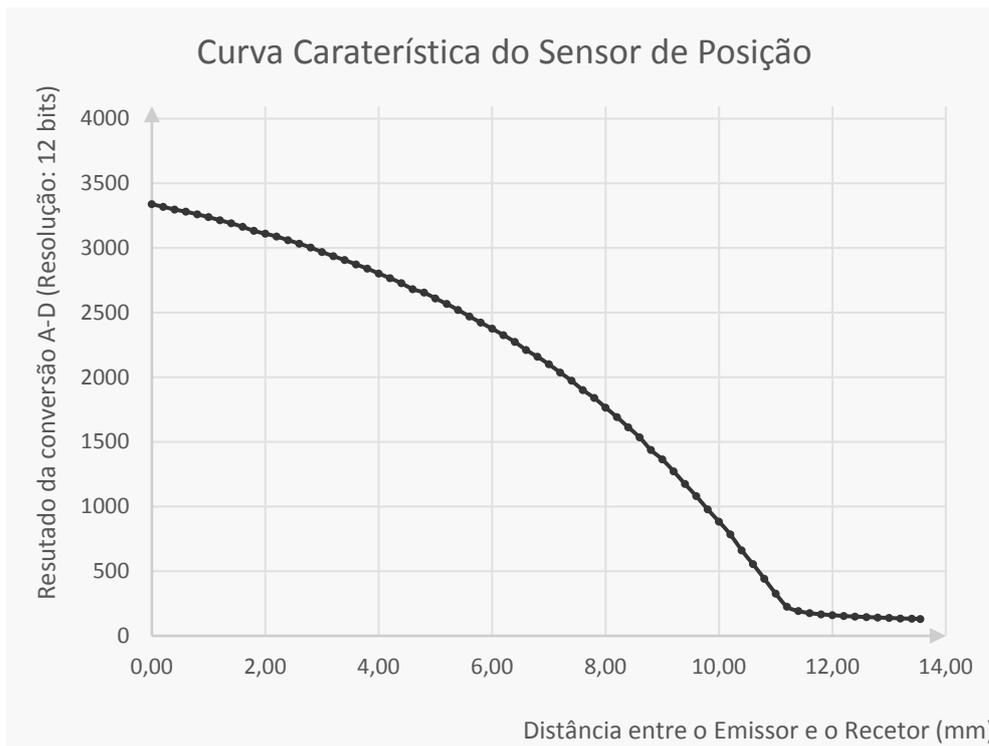


Figura 3.10 - Curva Característica do sensor de posição

O ajuste da gama de medição e da sensibilidade do sensor foi realizada através da alteração dos ganhos do sensor, que podem ser facilmente alterados através da variação das resistências utilizadas.

A posição de cada dedo é definida pela rotação de cada uma das articulações, sendo necessário medir o deslocamento angular de cada articulação. Para este efeito, optou-se por medir o deslocamento linear entre a fibra ótica, que se encontra fixa relativamente ao emissor, e o fototransistor recetor. Este deslocamento linear é causado pelo deslizamento da fibra no interior do tubo/revestimento devido à rotação da articulação (Figura 3.11). O efeito de reflexão provocada pelo tubo metálico foi substituído por uma película de folha de alumínio, produzindo o efeito desejado de redução de perdas (Figura 3.12).

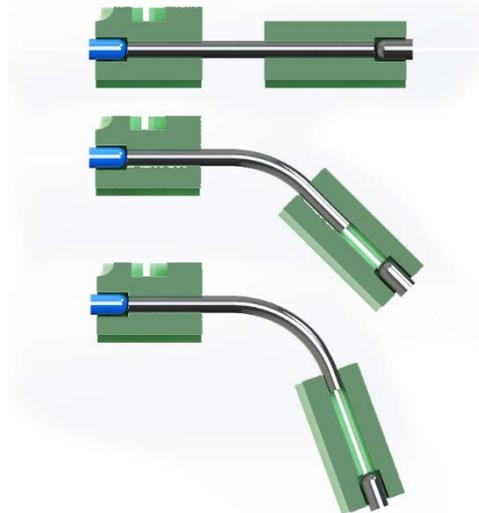


Figura 3.11 - Medição da rotação da articulação a partir do deslocamento da fibra

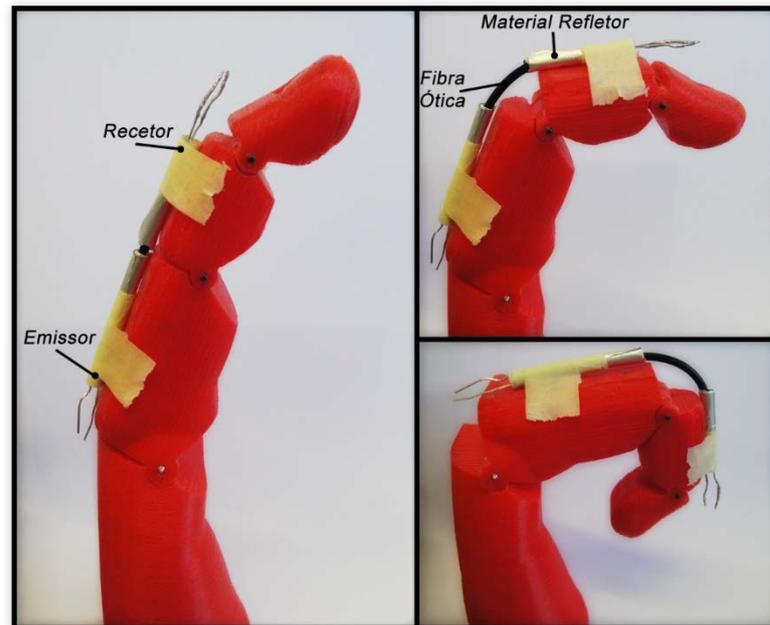


Figura 3.12 - Sensor de posição montado no modelo de estudo

Uma vez demonstrada a viabilidade do sensor desenvolvido e tendo-se demonstrado a aplicabilidade da sua utilização no modelo de estudo, implementou-se o conceito demonstrado para realizar a medição de rotação de cada uma das articulações de cada um dos dedos da luva.

3.3 Medição de Força

3.3.1 Introdução

Técnicas de extensometria permitem a medição de força indiretamente, através da medição de deformação de um material com propriedades mecânicas conhecidas. Contudo, o uso da extensometria para medição da força implica custos elevados, uma vez que requer a integração de pontes de medição para que seja possível medir variações muito pequenas de resistência.

Tal como já foi abordado anteriormente, o uso de elementos resistivos é demasiadamente influenciado pela variação da temperatura e a sua repetibilidade é reduzida. Possíveis soluções podem passar por efetuar uma medição de força por alteração de campos magnéticos, campos elétricos ou através da alteração de feixes luminosos.

As soluções que recorrem à alteração de campos elétricos passariam por verificar alterações de capacidade elétrica, que permitem a deteção de proximidade ou toque, contudo não representam um solução viável quando se pretende descretizar o sinal para detetar variações de posição muito pequenas de deformação do eletrodo (efeito de saturação). Soluções relativas à deteção de campos magnéticos também não são possíveis uma vez que a medição efetuada por sensores de efeito de *Hall* pode facilmente ser influenciada pelos próprios campos magnéticos formados pelos sensores adjacentes.

Assim, foi decidido o desenvolvimento de um transdutor de força baseado num efeito ótico.

3.3.2 Desenvolvimento de um transdutor de força

Uma possível solução para a medição de pressão ou força baseia-se na medição da alteração de um feixe de luz quando este atravessa um material permeável ao comprimento de onda do emissor, e cuja deformação seja função da força exercida sobre o mesmo (comportamento elástico), tendo para esse efeito um emissor e recetor colocados em cada uma das extremidades desse material.

Uma das grandes dificuldades na obtenção de uma solução viável para a medição da força nas extremidades de cada dedo reside no facto da espessura total do elemento sensor ter de ser extremamente reduzida. No caso de o elemento sensor implicar a colocação de material na zona inferior do dedo, este deve ter a espessura o mais reduzida possível de forma a ser o menos invasivo, possibilitando a sensação de toque entre o dedo e uma determinada superfície. Tendo em conta esta restrição, é de todo proveitoso conceber um elemento sensor que cumpra o objetivo pretendido mas que possa ser colocado nas zonas laterais e superiores do dedo, libertando a zona inferior.

Reutilizando o conceito de base do sensor de posição desenvolvido, este foi aplicado à medição indireta de força através da colocação de um material transparente e flexível entre o emissor e o fototransistor recetor, conforme ilustrado na Figura 3.13.

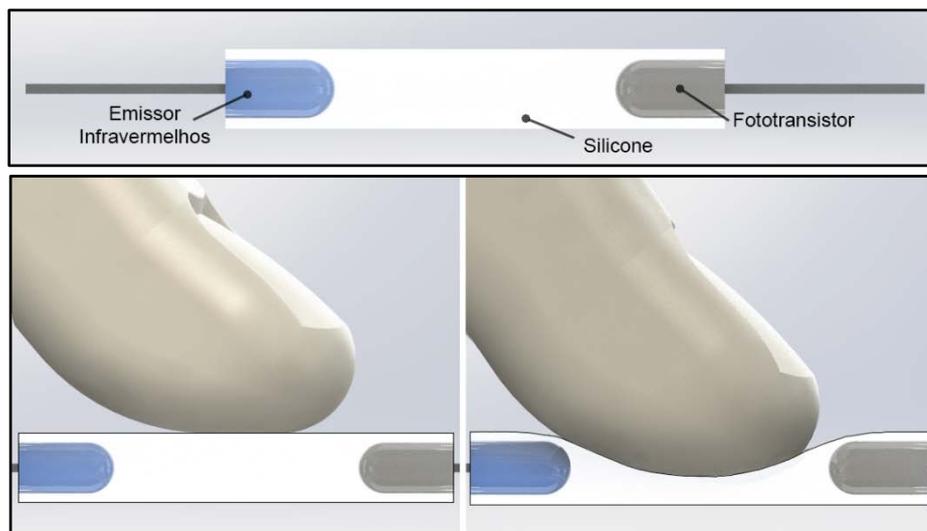


Figura 3.13 - Conceito do sensor de medição de força

O material a ser solicitado tem de ser capaz de conduzir feixes com um comprimento de onda na ordem dos 950 nm. Para além disso, deve ter um comportamento elástico para que possa ser deformado elasticamente quando sujeito a cargas até aproximadamente 10 N, de acordo com as gamas de outras soluções referidas no “Estado da Arte”, e deverá ter uma alta capacidade de retorno elástico para garantir uma boa resposta do sensor face a uma solicitação dinâmica.

A deformação do material polimérico promove a redução da área de passagem do feixe, e altera a opacidade do material reduzindo a sua permeabilidade à luz infravermelha, ou seja, a sua transparência.

O material polimérico escolhido para testar o princípio de funcionamento do sensor desenvolvido foi silicone transparente. Foram construídos vários protótipos utilizando diferentes silicones comerciais (ver Figura 3.14) a fim de verificar qual deles apresentava um melhor comportamento face às características anteriormente referidas. Com o intuito de reduzir as perdas existentes de forma a melhorar o comportamento do sensor, adicionou-se um revestimento com folha de alumínio, promovendo a reflexão do feixe dentro do material polimérico.



Figura 3.14 - Primeiro protótipo do sensor para medição de força, posteriormente revestido por um material refletor

Os ensaios realizados permitiram escolher o silicone a utilizar na solução final. A verificação do funcionamento do sensor foi realizada com recurso a uma balança para avaliar a força aplicada (ver Figura 3.15) e com a análise do sinal analógico convertido pelo microcontrolador, que neste caso apresentava um ADC de 10 bits. Neste procedimento de teste, os ganhos foram ajustados para obter a gama de medição pretendida.

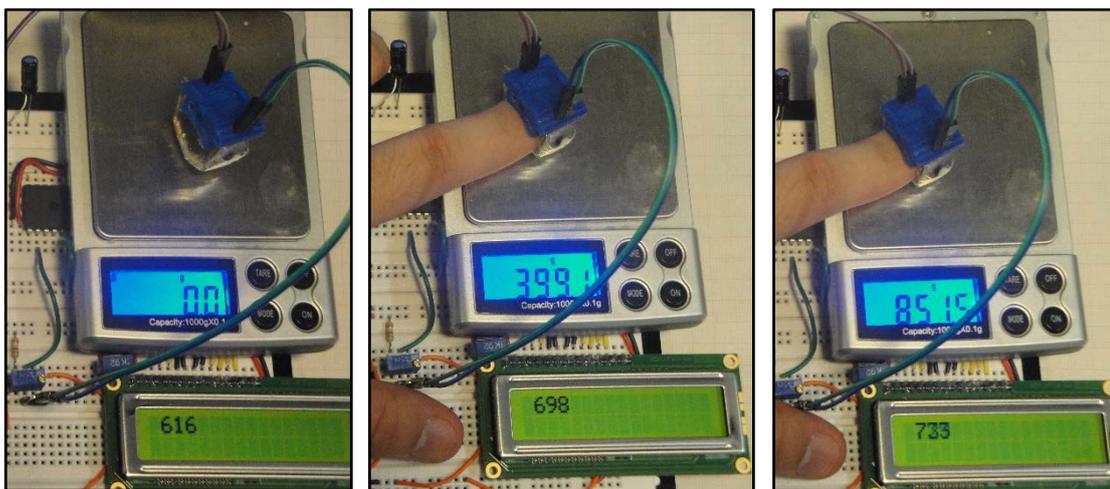


Figura 3.15 - Verificação da característica do sensor

Uma vez verificado o princípio de funcionamento do sensor proposto, foi planeada a montagem dos sensores na luva. O desenvolvimento destes alojamentos para montagem dos sensores de posição e dos sensores de força é descrito com mais promenor na secção 6.2 (ver Figura 3.16).

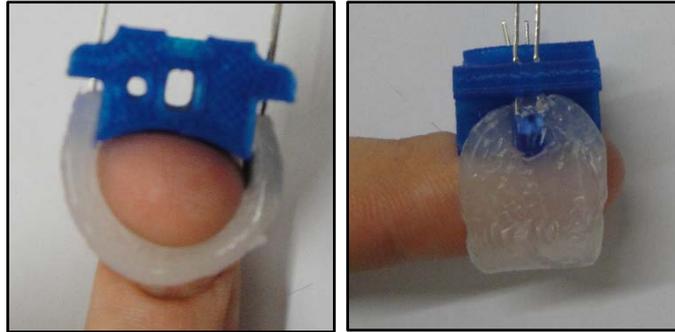


Figura 3.16 - Sensor alojado no suporte

3.4 Conclusão

O sensor para medição de posição desenvolvido é capaz de quantificar o movimento individual de cada articulação de cada um dos dedos. Para além disso, apresenta uma grande imunidade ao ruído eletromagnético, uma baixa deriva com a temperatura (dentro da gama de temperaturas de funcionamento, a variação da capacidade de condução da fibra com a temperatura é praticamente nula) e um potencial imenso para futuras aplicações na medição de deslocamentos, tendo-se verificado a sua viabilidade.

O sensor de força desenvolvido para monitorização da força exercida na extremidade do dedo representa também um abordagem alternativa relativamente às soluções reportadas no Estado da Arte, uma vez que foi possível construir um sensor com características adequadas ao fim em vista, de reduzidas dimensões, tendo exibido um bom comportamento mecânico e elétrico, elevada sensibilidade e repetibilidade.

4 Projeto e Desenvolvimento do Sistema Elétrico/Eletrónico

4.1 Arquitetura

O sistema de monitorização e controlo desenvolvido para a luva é baseado no uso de microcontroladores da *Microchip*. Como referido nos objetivos do trabalho, pretende-se disponibilizar uma interface homem-máquina (HMI) onde o utilizador possa selecionar diferentes rotinas de reabilitação de uma forma fácil e intuitiva, conjuntamente com uma solução de sensorização e estímulo simples e robusta. A solução adotada foi projetada de forma a possuir um carácter modular e permitir a sua expansibilidade e fácil integração com futuros desenvolvimentos. De forma a reduzir os componentes eletrónicos presentes na luva para que seja possível reduzir o peso total que o utilizador tem de suportar durante a utilização do dispositivo, definiu-se a separação física dos componentes eletrónicos em dois módulos:

- Módulo da HMI: Consiste numa interface gráfica tátil capaz de garantir a interação entre o utilizador e o dispositivo. Possui um microcontrolador responsável pela gestão da interface gráfica, possibilita a comunicação com dispositivos de armazenamento USB e é responsável pela comunicação com o módulo da Luva. Este módulo necessita de alimentação externa através de um transformador de 9 V (CC).
- Módulo da Luva: Módulo responsável por funções de sensorização e estímulo do utilizador. Possui um microcontrolador responsável pela aquisição dos sinais dos sensores de posição angular e dos sensores de força, pela atuação dos motores responsáveis pelo estímulo vibratório e pela gestão dos LEDs que constituem o estímulo visual. Este módulo é alimentado a partir do módulo da HMI, recorrendo a uma ligação cablada que assegura também a comunicação entre os dois módulos.

Desta forma, a arquitetura da solução desenvolvida recai sobre uma solução com dois microcontroladores, e a interligação dos diferentes componentes encontra-se representada na Figura 4.1.

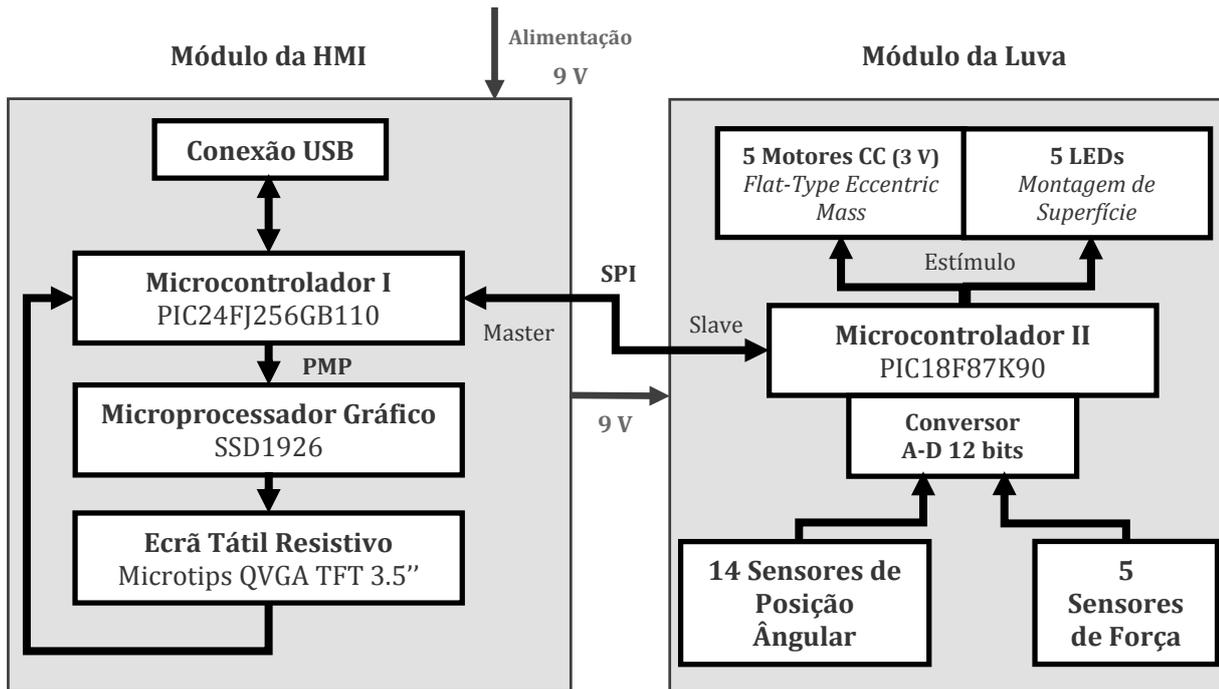


Figura 4.1 - Arquitetura da solução desenvolvida

Nesta arquitetura, a comunicação entre os dois módulos (módulo da HMI e módulo da Luva) é assegurada por uma ligação cablada usada para a troca de informação e a alimentação elétrica do módulo da luva, a partir do módulo da HMI.

A partir da análise da arquitetura proposta, segue-se uma descrição dos dois módulos e dos componentes eletrónicos presentes no circuito elétrico.

4.2 Módulo da HMI

Este módulo é constituído pela eletrónica de controlo da interface gráfica. No que diz respeito à escolha do *hardware* do módulo da HMI, foi considerado o recurso às placas de desenvolvimento MEB (*Multimedia Expansion Board*) juntamente com a PIC32 *Ethernet Starter Kit*, ambas da Microchip (Figura 4.2). A utilização deste tipo de *hardware* permite responder aos requisitos do módulo de HMI do projeto, uma vez que a MEB dispõe de um ecrã tátil resistivo e um PIC32 que apresenta também características importantes no que diz respeito a aplicações gráficas. Contudo, a MEB apresenta um erro que impossibilita a obtenção de sinal no pino de SDI, essencial à receção de dados por comunicação SPI, inviabilizando esta solução [48].



Figura 4.2 - MEB & PIC32 ESK em funcionamento

Desta forma, uma alternativa de *hardware* a adotar poderia passar pela utilização da placa *Explorer16* em conjunto com a PIC24FJ256GA210 *Development Board*, ambas disponíveis no laboratório. Contudo, no âmbito da dissertação de Pedro Sousa [49] foi desenvolvida uma placa de circuito impresso que utiliza um microcontrolador PIC24FJ256GB110 para permitir a utilização de *displays* táteis. Esta placa foi desenvolvida tendo por base a *Explorer16*, mas utiliza a versão GB do microcontrolador PIC24 (em detrimento da GA) de modo a disponibilizar uma ligação USB. A frequência de relógio do microcontrolador utilizada é de 8 MHz. A Tabela 4.1 apresenta as ligações efetuadas ao microcontrolador utilizado no módulo da HMI.

Tabela 4.1 - Lista de pinos do microcontrolador PIC24FJ256GB110

1	-	21	-	41	-	61	-	81	PMPWR
2	VDD	22	-	42	-	62	VDD	82	PMPRD
3	PMD5	23	-	43	-	63	OSCI	83	-
4	PMD6	24	-	44	-	64	OSCO	84	-
5	PMD7	25	-	45	VSS	65	VSS	85	VDDCORE
6	\overline{RESET}	26	PGEC2	46	VDD	66	-	86	ENVREG
7	RS	27	PGED2	47	-	67	-	87	-
8	Backlight	28	-	48	-	68	-	88	-
9	-	29	-	49	-	69	SCK	89	-
10	Memória	30	AVDD	50	\overline{SS}	70	PMPCS2	90	Memória
11	Memória	31	AVSS	51	USBID	71	SDI	91	-
12	Memória	32	-	52	-	72	SDO	92	-
13	Masterclear	33	-	53	-	73	SOSCI	93	PMD0
14	-	34	Touch	54	VBUS	74	SOSCO	94	PMD1
15	VSS	35	Touch	55	VUSB	75	VSS	95	-
16	VDD	36	VSS	56	D-	76	-	96	Touch
17	-	37	VDD	57	D+	77	-	97	Touch
18	-	38	-	58	-	78	-	98	PMD2
19	-	39	-	59	-	79	-	99	PMD3
20	-	40	-	60	-	80	-	100	PMD4

Baseado nesta placa (Figura 4.3) foi implementado o módulo da HMI que incorpora o ecrã tátil MTF-TQ35SP811-AV da *Microtips Technology* (Figura 4.4).

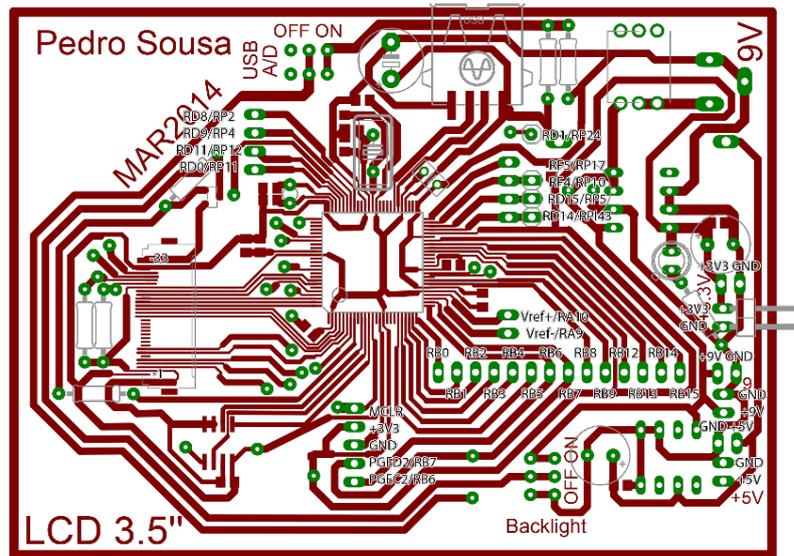


Figura 4.3 - Placa de circuito impresso para utilização do ecrã tátil



Figura 4.4 - Ecrã tátil Microtips MTF-TQ35SP811-AV

Este módulo é constituído por um LCD TFT, um controlador gráfico, uma tela resistiva sensível ao toque e uma unidade de retroiluminação. O *display* tem um tamanho de 3.5'' com uma resolução de 320×240 pixels (QVGA) é capaz de exibir até 262 mil cores. O ecrã deve ser alimentado com uma tensão que ronda os 3.3 V (min. 3.0 V e máx. 3.6 V). A tela resistiva é capaz de suportar cerca de 1 milhão de ciclos, se considerarmos solicitações de ensaio com uma caneta com um raio de 0.8 mm na sua extremidade e uma carga de 250 gf [50]. O controlador gráfico presente neste ecrã tátil é o SSD1926 da *Solomon Systech*.

A aquisição dos comandos do utilizador é efetuada com recurso a uma tela resistiva de quatro fios (*4-Wire*). Esta tela é constituída por duas camadas de material resistivo distintas que estão sobrepostas ortogonalmente (ver Figura 4.5) [51].

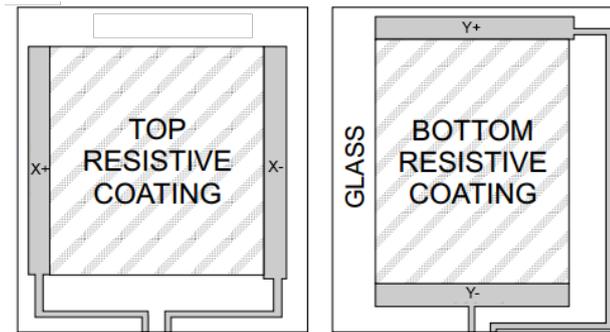


Figura 4.5 - Disposição das camadas e contactos da tela resistiva

Cada uma destas telas apresenta dois contactos nas suas extremidades, definidos como X+, X-, Y+ e Y- possibilitando a determinação das coordenadas X e Y. A medição da coordenada X é efetuada através da ligação de X+ aos 5 V e de X- ao GND, verificando a tensão correspondente ao sinal de um dos contactos da camada Y, sendo utilizado o procedimento análogo para a medição da coordenada Y (ver Figura 4.6) [51].

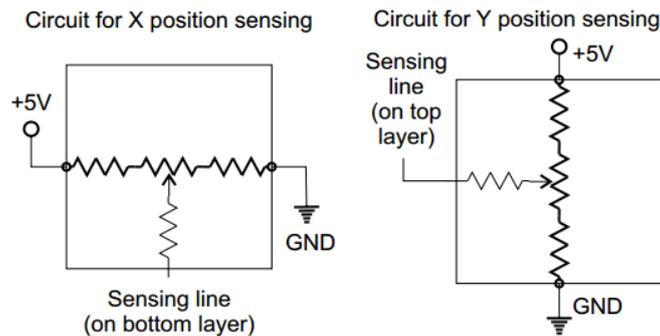


Figura 4.6 - Medição da coordenada X (esquerda) e da coordenada Y (direita)

Este módulo da HMI necessita de uma alimentação a 9V (CC) e está configurado para poder comunicar e alimentar outros módulos baseados em microcontroladores e possui uma porta USB para utilização de dispositivos de armazenamento em massa amovíveis. A comunicação e alimentação utiliza um conector RJ45 de onde são utilizados 2 cabos para a alimentação e 4 cabos para a comunicação série.

4.3 Módulo da Luva

Este módulo assegura funções de sensorização e estímulo da luva. Na escolha do microcontrolador II presente neste módulo, um requisito primordial foi a resolução do conversor analógico-digital, bem como o número de canais existentes no conversor, uma vez que a função deste microcontrolador é maioritariamente realizar a aquisição e conversão dos sinais enviados por cada um dos 19 sensores presentes na luva.

Após a definição do número de entradas analógicas necessárias para o módulo da luva, definiu-se que o microcontrolador II a utilizar é o PIC18F87K90, uma vez que este microcontrolador possui um conversor A/D de 12 bits com 24 entradas analógicas e 2 módulos de MSSP independentes [52]. Este microcontrolador apenas se encontra disponível em encapsulamento TQFP, o que dificulta a operação de soldagem embora possibilite a redução do atravancamento da componente eletrónica que fica alojada na

luva. Devido a esta restrição de encapsulamentos disponíveis para este modelo de microcontrolador foram utilizados, em fase de teste, microcontroladores desta mesma família, o PIC18F4431 e o PIC18F4553, para realizar a implementação de circuitos numa placa de montagem (“*Breadboard*”). Uma vez que estes microcontroladores são distribuídos em encapsulamento PDIP, foi possível implementar e verificar o funcionamento da comunicação SPI entre dois microcontroladores e configurar o conversor analógico-digital para aquisição dos sinais dos sensores. Para além disso, o facto destes microcontroladores pertencerem à mesma família do microcontrolador a utilizar na solução final garantem que a sua implementação é idêntica, possibilitando uma rápida migração do código de programação.

4.4 Desenvolvimento do Circuito Eletrónico do Módulo da Luva

Para a implementação do microcontrolador utilizado no módulo da luva foi necessário desenvolver o circuito eletrónico. Na Figura 4.7 é apresentado o circuito eletrónico implementado inicialmente para verificação do funcionamento e montagem dos vários componentes. Inicialmente foi utilizada uma placa de montagem, sendo utilizado o microcontrolador PIC18F4431, com o encapsulamento PDIP. Isto permitiu avaliar os diversos componentes e estudar diferentes soluções, possibilitando a escolha de uma alternativa que melhor se adequa ao sistema em causa. Para efetuar a depuração do circuito e verificar o funcionamento dos sensores foi utilizado um *display* LCD de 4 linhas por 16 caracteres retroiluminado da *Vishay* [53], que requer uma tensão de alimentação de 5 V.

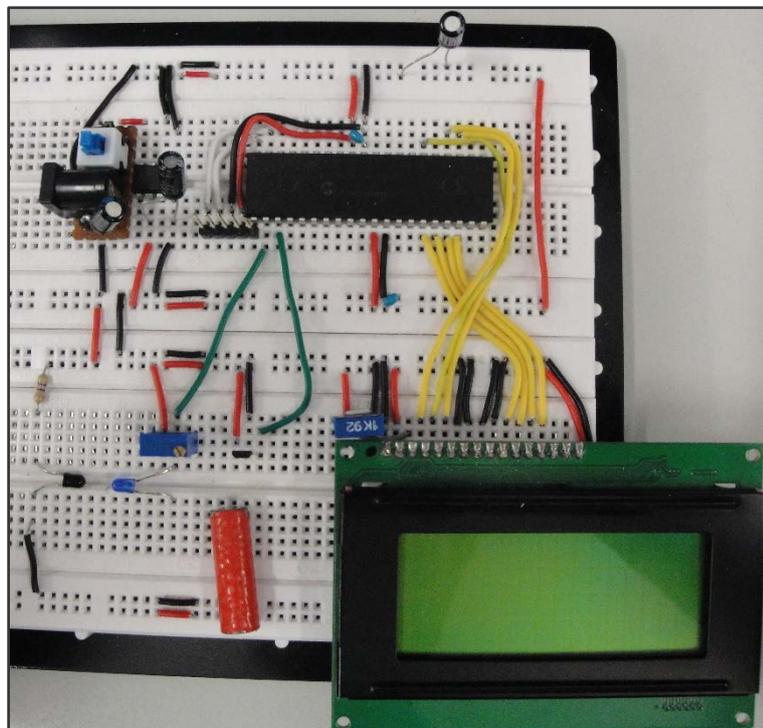


Figura 4.7 - Circuito eletrônico para teste de sensores

Posteriormente adicionou-se um segundo microcontrolador ao sistema, o PIC18F4553 para verificar a aquisição de sinais dos sensores utilizando com recurso a um conversor analógico-digital interno de 12 bits, que também permitiu configurar e

testar a comunicação série por SPI. Na Figura 4.8 está representada a eletrônica associada a esta montagem.

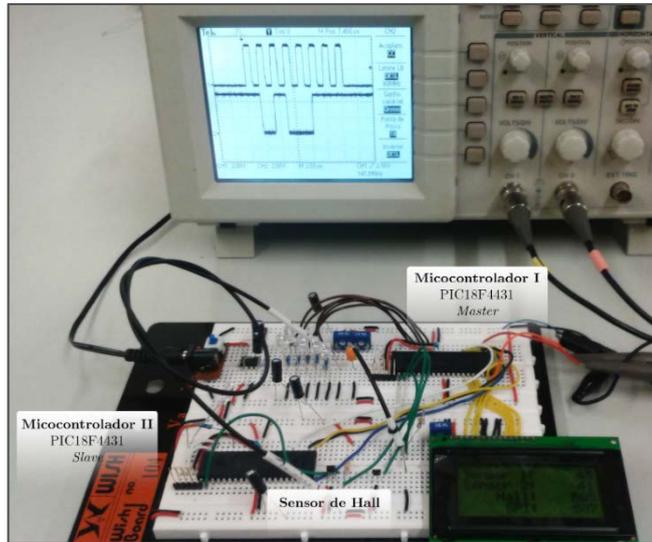


Figura 4.8 - Circuito eletrônico com comunicação entre dois microcontroladores por SPI

Tendo-se efetuado a configuração e verificação do funcionamento de todas as funcionalidades a implementar procedeu-se ao desenho do esquema elétrico. Na Figura 4.9 é representado um esquema elétrico, desenhado no *software* EAGLE, onde é possível observarem-se todos os constituintes eletrônicos e respetivas ligações (ver Anexo A). A partir deste esquema foi projetada e desenvolvida uma placa de circuito impresso associada ao módulo da luva.

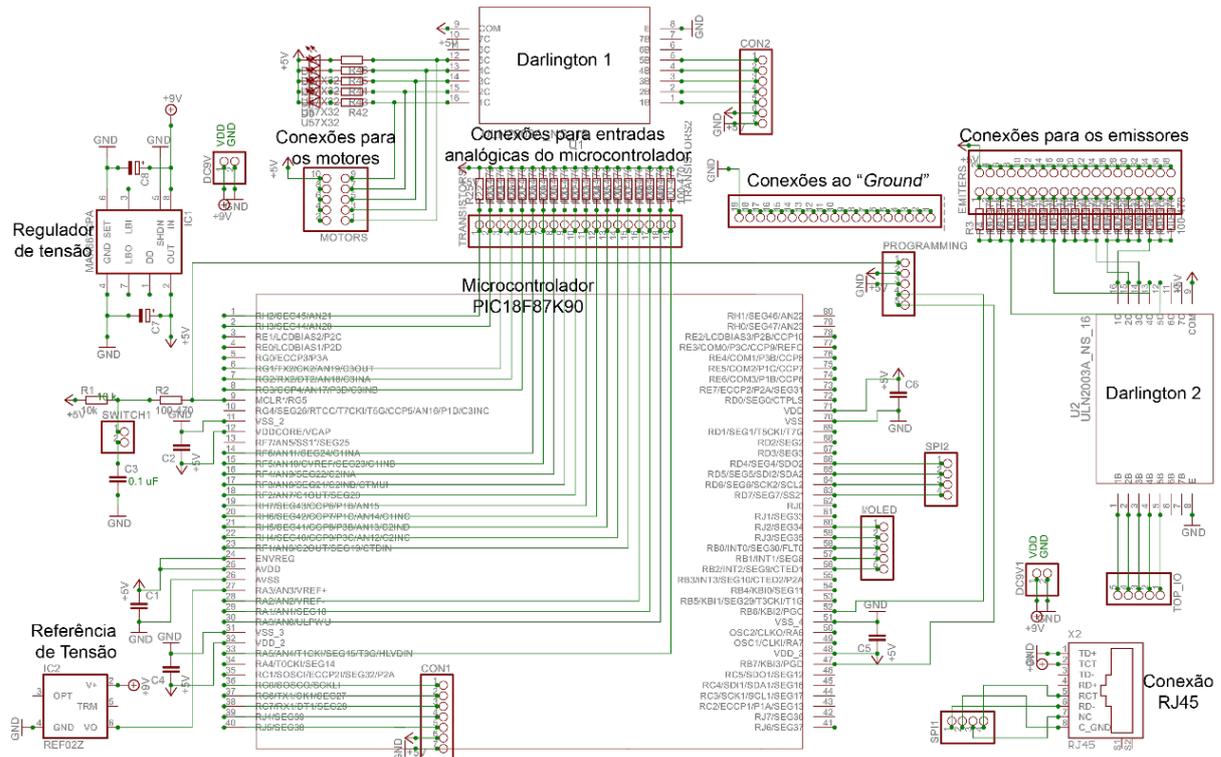


Figura 4.9 - Circuito esquemático da placa de circuito do Módulo da Luva (ANEXO A)

4.5 Componentes Eletrônicos Principais

Nesta secção apresentam-se os elementos principais constituintes do circuito eletrónico desenvolvido e a justificação da escolha de cada um dos componentes principais face à necessidade da sua integração no circuito.

4.5.1 Microcontroladores

As ligações essenciais para o funcionamento do microcontrolador, como alimentações de referências lógicas, efetuaram-se de acordo com o que se encontra apresentado na Figura 4.10. De seguida foram efetuadas as restantes ligações fazendo uma gestão das funções disponíveis nos restantes pinos. A frequência de *clock* deste microcontrolador é igual à do microcontrolador utilizado no módulo da HMI, isto é, 8 MHz. Na Tabela 4.2 é apresentada uma lista da funcionalidade associada a cada um dos pinos do microcontrolador utilizado na solução final.

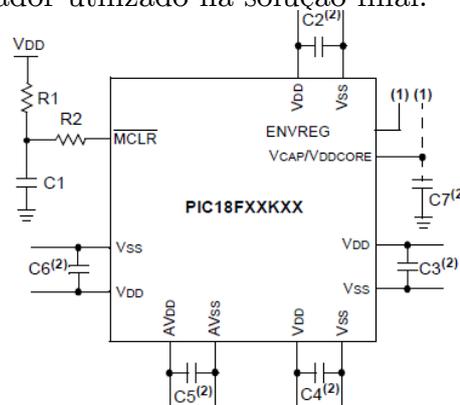


Figura 4.10 - Ligações mínimas para garantir o funcionamento do PIC18F87K90

Tabela 4.2 - Lista de pinos do microcontrolador PIC18F87K90

1	Porta analógica AN21	21	Porta analógica AN14	41	-	61	-
2	Porta analógica AN20	22	Porta analógica AN13	42	-	62	-
3	-	23	Porta analógica AN12	43	-	63	SS2
4	-	24	ENVREG	44	-	64	SCK2
5	-	25	AVDD	45	-	65	SDI2
6	Porta analógica AN19	26	AVSS	46	-	66	SDO2
7	Porta analógica AN18	27	VREF+ (TEXAS REF02)	47	Programação (PGD)	67	-
8	Porta analógica AN17	28	Porta analógica AN2	48	VDD	68	-
9	Masterclear	29	Porta analógica AN1	49	-	69	-
10	-	30	Porta analógica AN0	50	-	70	VSS
11	VSS	31	VSS	51	VSS	71	VDD
12	VDDCore	32	VDD	52	Programação (PGC)	72	-
13	-	33	Porta analógica AN4	53	-	73	-
14	Porta analógica AN11	34	-	54	-	74	-
15	Porta analógica AN10	35	-	55	-	75	-
16	Porta analógica AN9	36	Porta digital RC0	56	Porta digital RB2	76	-
17	Porta analógica AN8	37	Porta digital RC6	57	Porta digital RB1	77	-
18	Porta analógica AN7	38	Porta digital RC7	58	Porta digital RB0	78	-
19	Porta analógica AN15	39	Porta digital RJ4	59	Porta digital RJ3	79	-
20	Porta analógica AN14	40	Porta digital RJ5	60	Porta digital RJ2	80	-

4.5.2 Reguladores de Tensão

Os componentes principais utilizados têm necessidade de uma alimentação elétrica diversa. O circuito correspondente à eletrônica do ecrã tátil requer uma alimentação a 3.3 V, sendo que a porta USB requer uma alimentação a 5 V e a retroiluminação do ecrã necessita de 9 V. No que diz respeito ao circuito eletrónico do módulo da luva, este é alimentado a uma tensão de 5 V à exceção da referência de tensão estabilizada. Esta referência de tensão foi introduzida para obter um sinal de referência de 5 V para o conversor analógico-digital e é alimentada diretamente da saída de 9 V proveniente do circuito de controlo do ecrã tátil.

Para este efeito implementou-se uma alimentação exterior de 9 V (CC) e para condicionar a alimentação para estes valores de tensão foram utilizados reguladores de tensão da *Maxim Integrated*. Para a regulação de 5 V foi escolhido o regulador de tensão MAX667. Este regulador permite obter uma tensão de saída de $5\text{ V} \pm 5\%$, sendo que a queda de tensão máxima no regulador é de 200 mV. Este regulador pode ser alimentado a uma tensão até 16.5 V e disponibiliza uma corrente total de 250 mA na sua saída. Na Figura 4.11 apresenta-se um esquema do diagrama de pinos e procedimento de montagem deste regulador [54].

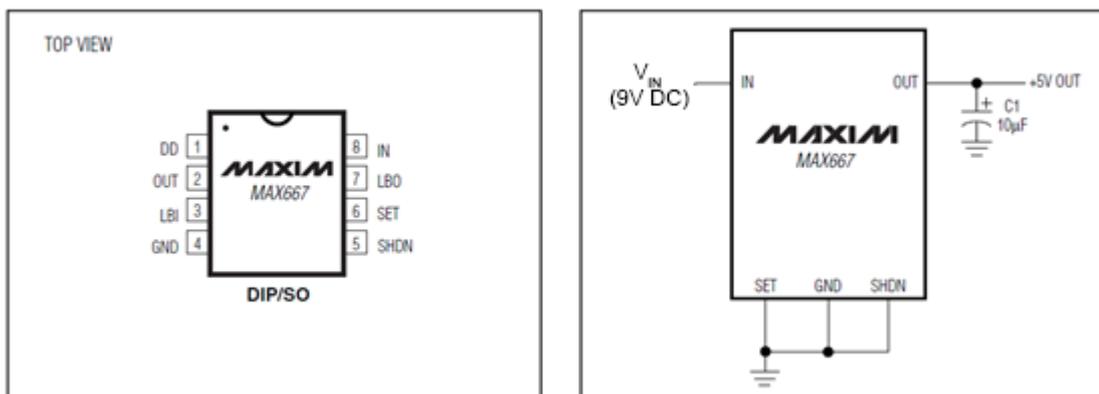


Figura 4.11 - Diagrama de pinos e esquema de montagem do regulador de tensão MAX667

Outro regulador de tensão utilizado foi o circuito integrado MAX884, também da *Maxim Integrated*. Este regulador permite regular a tensão de saída para $3.3\text{ V} \pm 5\%$, podendo ser alimentado entre 4.3 V a 11.5 V e disponibiliza uma corrente de 200 mA na sua saída. Na Figura 4.12 apresenta-se um esquema do diagrama de pinos e procedimento de montagem desta regulador. [55]

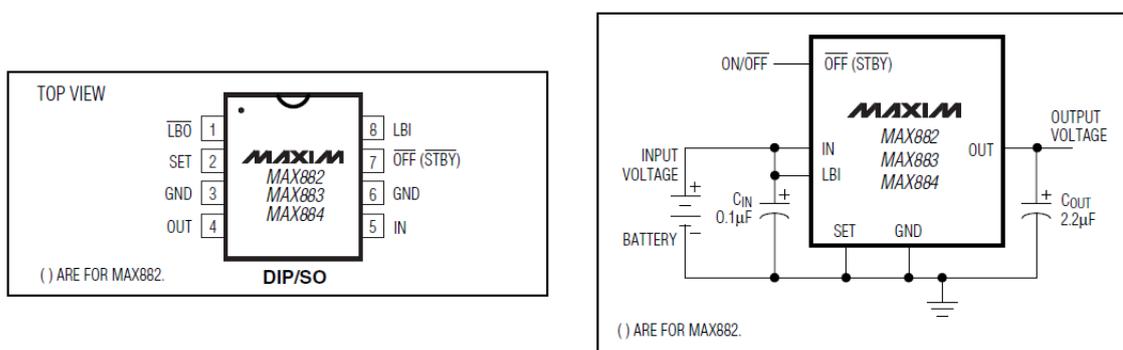


Figura 4.12 - Diagrama de pinos e esquema de montagem do regulador de tensão MAX884

As correntes disponibilizadas pelos reguladores de tensão são mais do que suficientes para alimentar todos os componentes de cada um dos circuitos. Contudo, para obter um menor consumo no circuito associado aos sensores, ajustou-se a resistência associada aos emissores de forma a limitar a corrente consumida. Para além disso, a gestão da alimentação dos vários sensores é efetuada por saídas lógicas do microcontrolador, reduzindo o número de sensores alimentados simultaneamente e, conseqüentemente, a corrente fornecida ao circuito.

4.5.3 Transistor de *Darlington*

Para interligar o microcontrolador com os dispositivos de estimulação recorreu-se ao uso de transistores segundo uma montagem de *Darlington*.

Esta montagem de *Darlington* consiste numa estrutura eletrónica composta, constituída por dois transistores bipolares ligados de modo a apresentar dois níveis de amplificação de corrente, uma efetuada pelo primeiro transistor (T_1) seguida de uma amplificação maior no transistor (T_2) (ver Figura 4.13) [56].

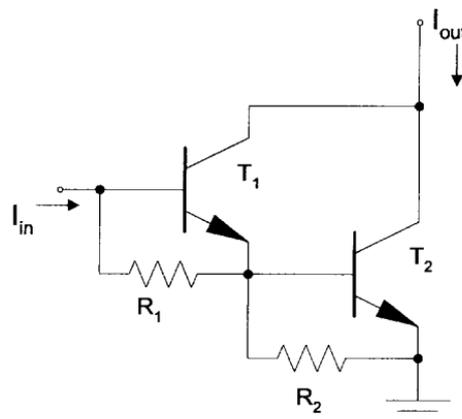


Figura 4.13 - Diagrama Esquemático de uma montagem de *Darlington*

Esta configuração proporciona um ganho de corrente muito maior entre o comum e emissor do que seria possível no caso de cada transistor em separado. No caso de dispositivos integrados, estes ocupam menos espaço do que os dois transistores individuais, uma vez que é utilizado um coletor comum. Este par de transistores apresenta um ganho total que corresponde ao produto do ganho de cada um dos transistores.

Esta configuração de transistores é utilizada principalmente em *drivers* de relé e em aplicações de grande simplicidade e alto ganho. Um sinal lógico de poucos miliamperes numa saída de um microcontrolador ou microprocessador, amplificado por um transistor de *Darlington*, permite obter facilmente correntes superiores a 1 A com uma tensão de 50 V numa escala de tempo na ordem dos milissegundos, permitindo o acionamento de um solenóide ou de uma lâmpada de tungstênio [56, 57].

No circuito eletrónico desenvolvido foram utilizados os integrados ULN2003A da *Texas Instruments*. Este circuito integrado contém um conjunto de 7 pares de transistores NPN numa montagem de *Darlington*, que apresentam saídas de alta tensão com díodos de roda livre (*“freewheeling”*) ligados a uma linha comum para efetuar a comutação de cargas indutivas.

Na Figura 4.14 está representado o diagrama de pinos e o diagrama lógico das entradas e saídas neste integrado [58]:

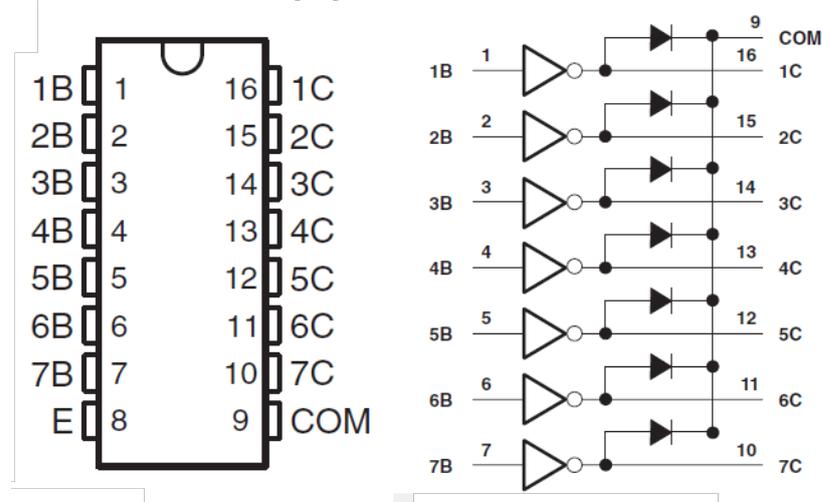


Figura 4.14 - Diagrama de pinos e diagrama lógico do circuito integrado ULN2003A

Na Figura 4.15 apresenta-se a representação esquemática das ligações internas do

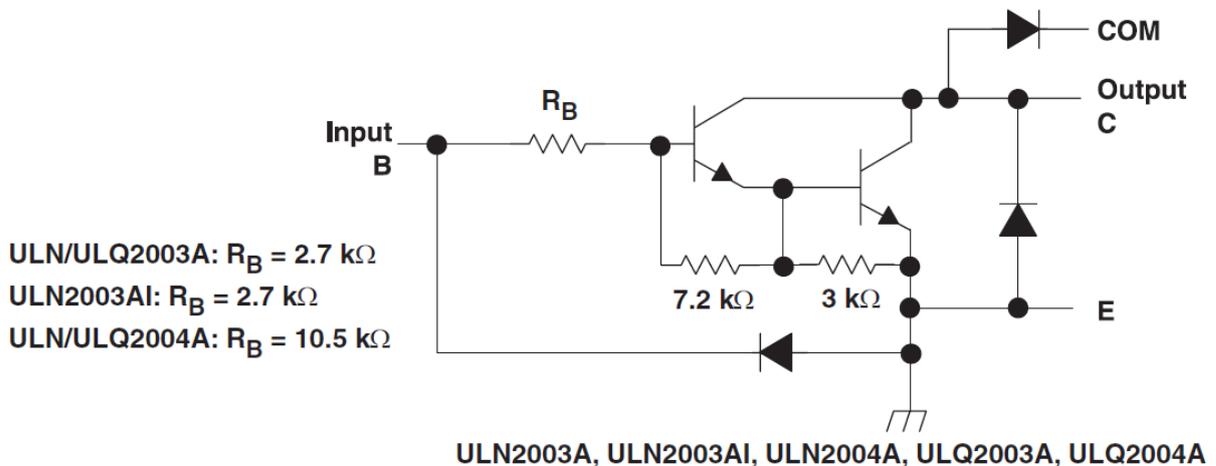


Figura 4.15 - Diagrama do circuito eletrônico de cada par de transistores Darlington ULN2003A

circuito integrado entre cada par de transistores *Darlington* [58]:

A utilização deste circuito integrado permite acionar diferentes motores ou acender LEDs utilizando saídas digitais do microcontrolador ligadas a entradas lógicas do circuito integrado de transistores *Darlington*, permitindo assim uma maior corrente disponível para alimentar estes elementos, o que não seria possível caso fossem ligados diretamente a uma saída digital de um microcontrolador. A intensidade de corrente que o circuito integrado consegue disponibilizar tendo em conta o número de saídas ligadas simultaneamente e o *Duty Cycle* dessa saída pode ser determinada pela análise do gráfico da Figura 4.16 [58].

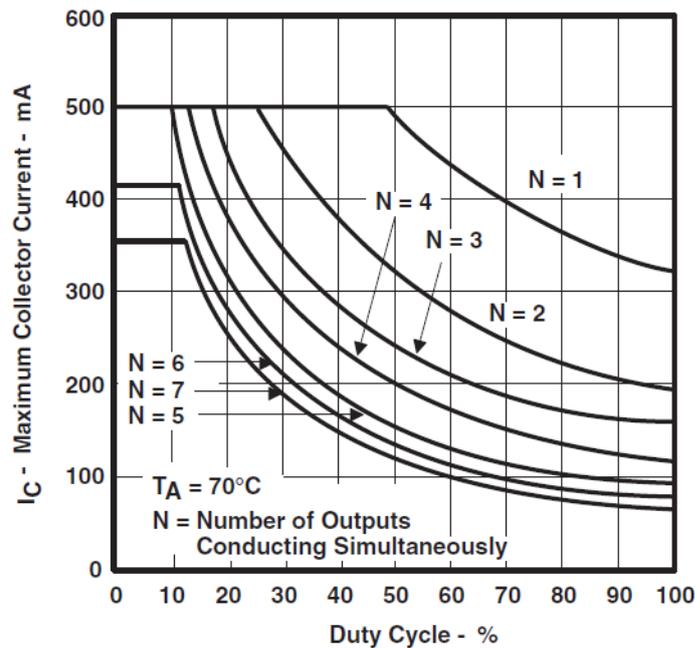


Figura 4.16 - Corrente máxima no coletor para o ULN2003A (SOIC)

Como se pode verificar na Figura 4.16, no caso de apenas ser utilizada uma saída ($N=1$), verifica-se que é possível extrair uma corrente de cerca de 320 mA. Durante a utilização de duas saídas em simultâneo, esse valor desce para os 200 mA. Contudo, não se prevê que seja necessário utilizar mais do que uma saída em simultâneo, uma vez que os dois transistores *Darlington* são utilizados da seguinte forma: o primeiro é responsável por acionar o estímulo e indicação luminosa do dedo correspondente, e o segundo é responsável por alimentar os sensores associados ao dedo que está a ser estimulado.

4.5.4 Referências de Tensão Estabilizadas

A utilização do conversor A/D possibilita a utilização de tensões de referência externas. Estas tensões externas podem ser obtidas a partir do uso de um circuito integrado dedicado que produz um valor constante de tensão na saída, independentemente da carga sobre o dispositivo, variações da fonte de alimentação, variações de temperatura, entre outras variações temporais.

Na Figura 4.17 apresenta-se um esquema do diagrama de pinos e procedimento de montagem da referência de tensão estabilizada REF02 da *Texas Instruments* [59].

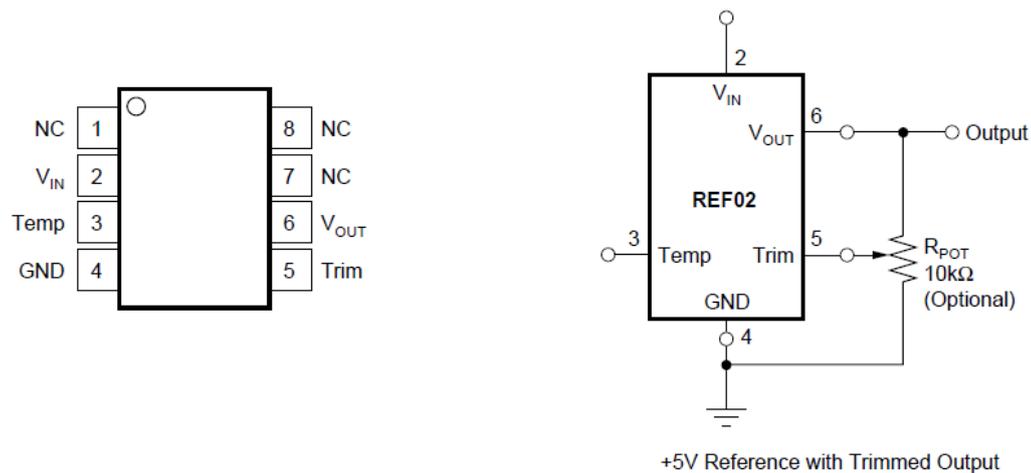


Figura 4.17 - Diagrama de pinos e de montagem da referência de tensão REF02

Esta referência fornece uma tensão de $5\text{ V} \pm 0,2\%$, que pode ser ajustada externamente ao longo de um intervalo de $\pm 6\%$ sem que a sua estabilidade térmica seja alterada. Este circuito integrado necessita de uma tensão de alimentação mínima de 8 V , podendo ser alimentado até 40 V . O seu consumo de corrente é muito reduzido, cerca de 1 mA e apresenta muito baixo ruído ($10\text{ }\mu\text{V}_{\text{PP}}$ máx. entre $0,1\text{ Hz}$ e 10 Hz) [59].

Neste circuito, este integrado fornece a tensão de referência estabilizada a utilizar como tensão de referência externa ($V_{\text{REF+}}$) no conversor analógico-digital. Desta forma é possível reduzir variações do resultado da conversão devidos a ruído e oscilações provenientes da alimentação.

4.5.5 Motores CC

O estímulo vibratório a que o utilizador da luva está sujeito é obtido através da utilização de pequenos motores de corrente contínua que promovem uma vibração a partir da rotação de uma massa descentrada. Estes motores (Figura 4.18) apresentam dimensões muito reduzidas (10 mm de diâmetro e 3 mm de espessura) não representando um grande acréscimo quer de atravancamento, quer de peso para o protótipo da luva.

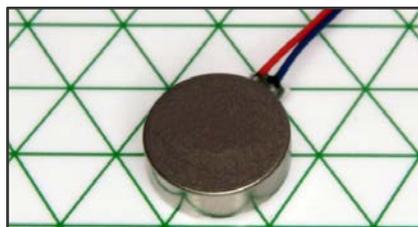


Figura 4.18 - Comparação das dimensões do motor com uma grelha isométrica de 6 mm

Na Tabela 9 apresentam-se as características do motor CC utilizado para provocar o estímulo vibratório [60].

Tabela 4.3 - Características do motor CC utilizado

Tensão Nominal	3 V
Velocidade de Rotação Nominal	12500 rpm
Corrente Máxima (@3V)	90 mA
Tensão mínima	1.7 V
Tensão máxima de funcionamento	3.6 V
Potência Nominal	195 mW
Corrente Nominal de funcionamento	65 mA

4.6 Programação

Toda a programação foi desenvolvida com recurso ao *software* MPLABx (Figura 4.19), desenvolvido pela *Microchip*.

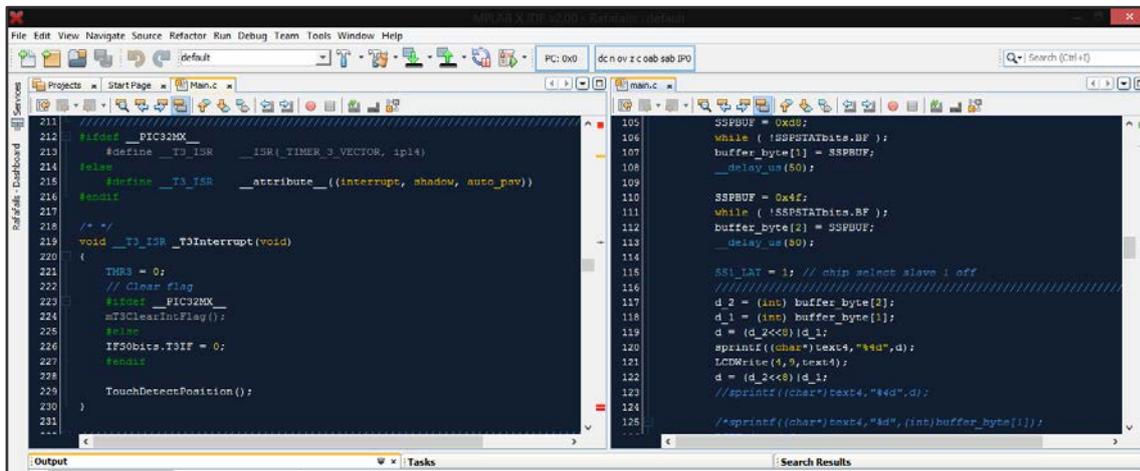


Figura 4.19 - Ambiente de programação MPLABx.

Este ambiente permite o desenvolvimento de aplicações e programação de microcontroladores com base na linguagem de programação C. Uma das grandes vantagens da utilização deste *software* é o facto de ser compatível com os programadores da *microchip*, entre os quais o PICkit 3 (Figura 4.20).



Figura 4.20 - Ferramenta de programação PICkit 3 da Microchip.

A utilização destes programadores disponibiliza a função de depuração, muito útil para a deteção de erros e verificação do funcionamento do código implementado.

No que diz respeito à compilação dos programas, foram utilizados os compiladores XC16 para os microcontroladores de 16 bits (PIC24) e o XC8 para os microcontroladores de 8 bits (PIC18), respetivamente.

4.6.1 Aplicações Gráficas

No desenvolvimento de aplicações gráficas, o MPLAB dispõe de um *plug-in* para auxílio de desenvolvimento de GUI (*Graphical User Interface*) com suporte para microcontroladores de 16 e 32 bits. Na Figura 4.21 apresenta-se a interface do *plug-in* utilizado, o GDDX (*Graphics Display Designer X*).

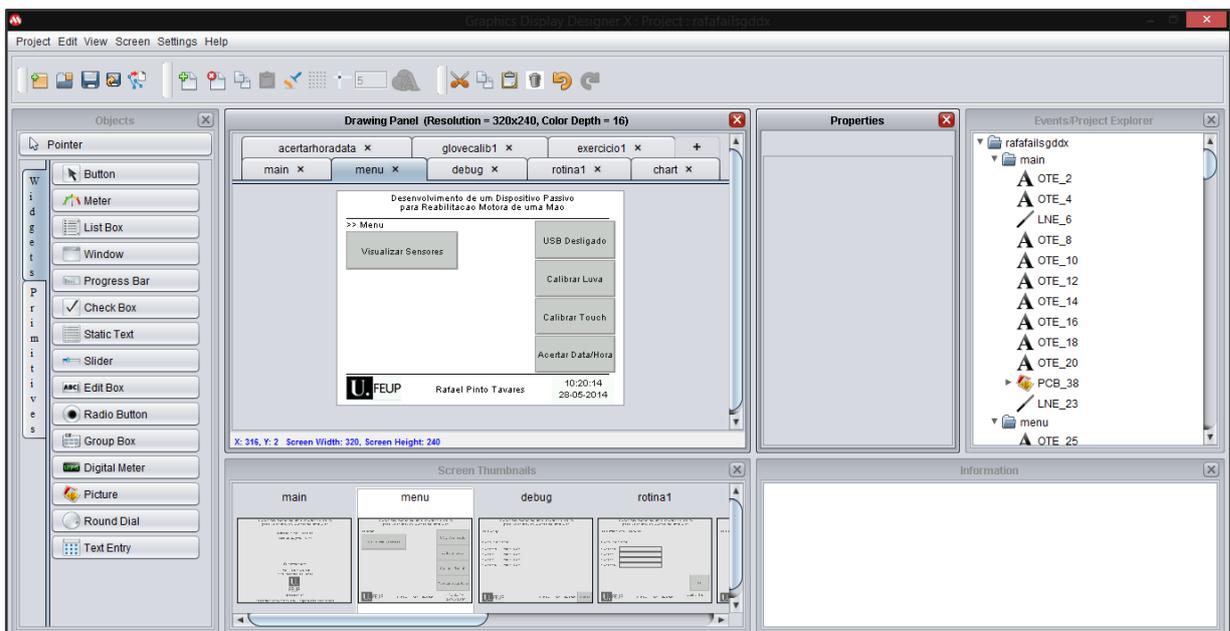


Figura 4.21 - Plug-in para desenvolvimento de ecrãs

4.6.2 Comunicação SPI

A comunicação entre microcontroladores é assegurada através do módulo *Synchronous Serial Port* (SSP). Através deste módulo é possível comunicar com outros dispositivos periféricos como EEPROMs, transdutores, conversores A/D e D/A para além de outros microcontroladores [61, 62].

O módulo SSP pode operar num dos seguintes modos:

- *Serial Peripheral Interface* (SPI™);
- *Inter-Integrated Circuit* (I²C™).

O SPI (*Serial Peripheral Interface*) é um protocolo de comunicação síncrono, que permite que um *Master* (dispositivo mestre) inicie a comunicação com diferentes *Slaves* (dispositivos escravo), permitindo que 8 bits de dados sejam transmitidos e recebidos em série simultaneamente nos dois dispositivos. Para realizar esta comunicação são normalmente usados três pinos:

- *Serial Data Out* (SDO);
- *Serial Data In* (SDI);
- *Serial Clock* (SCK).

Para além disso, um quarto pino deve ser utilizado para definir o dispositivo *Slave* com que se pretende comunicar:

- Slave Select (\overline{SS}).

As ligações utilizadas para a comunicação pelo modo SPI estão esquematizadas na Figura 4.22:

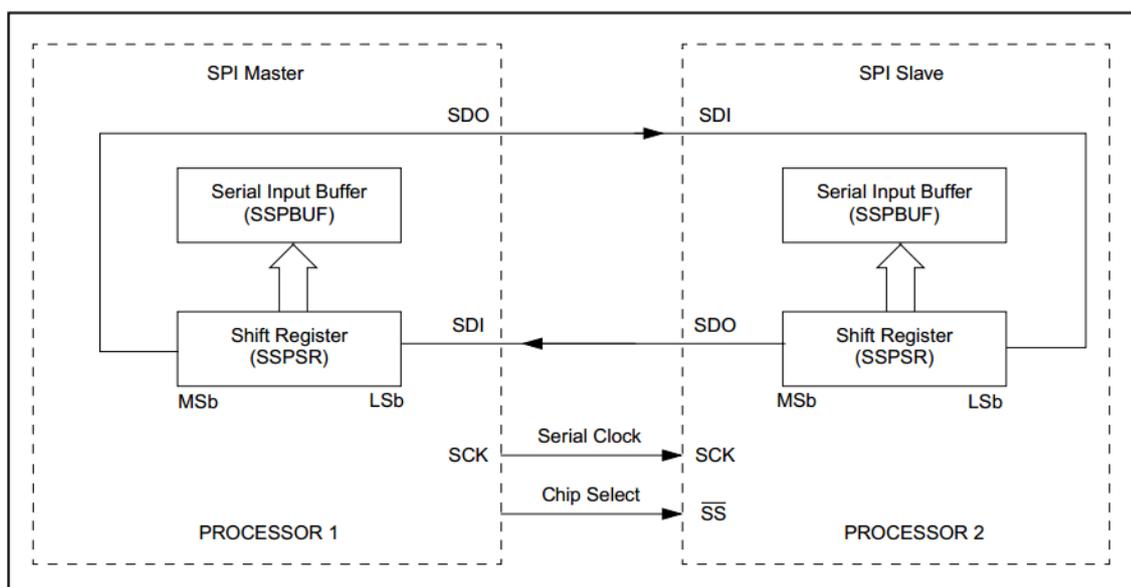


Figura 4.22 - Esquema das ligações utilizadas para a comunicação no modo SPI

Uma vez que se trata de um protocolo de comunicação síncrono, a sincronização dos dispositivos é feita através do sinal de relógio do microcontrolador definido como *Master*, através do pino SCK. Tendo em conta que a comunicação efetuada por este protocolo envolve sempre a troca de informação, para ambos os dispositivos comunicarem terão sempre de enviar e receber dados, sendo esta troca traduzida pela permuta de dados presentes nos *buffers* dos dois dispositivos.

De modo a configurar e verificar o funcionamento da comunicação pelo modo SPI entre dois microcontroladores, foi montado um circuito (Figura 4.22) que permite verificar a comunicação entre dois microcontroladores. Para verificar o envio da informação foi utilizado o sinal de um sensor de efeito de *Hall* ligado a uma porta analógica de um microcontrolador PIC18F4431 configurado como *Slave* que deve ser enviado para outro microcontrolador idêntico, mas definido como *Master*. Este microcontrolador está encarregue de mostrar o valor obtido num LCD 16×4. Os sinais dos pinos *SCK*, *SDI* e *SDO* foram visualizados num osciloscópio *Tektronix TDS 1002*.

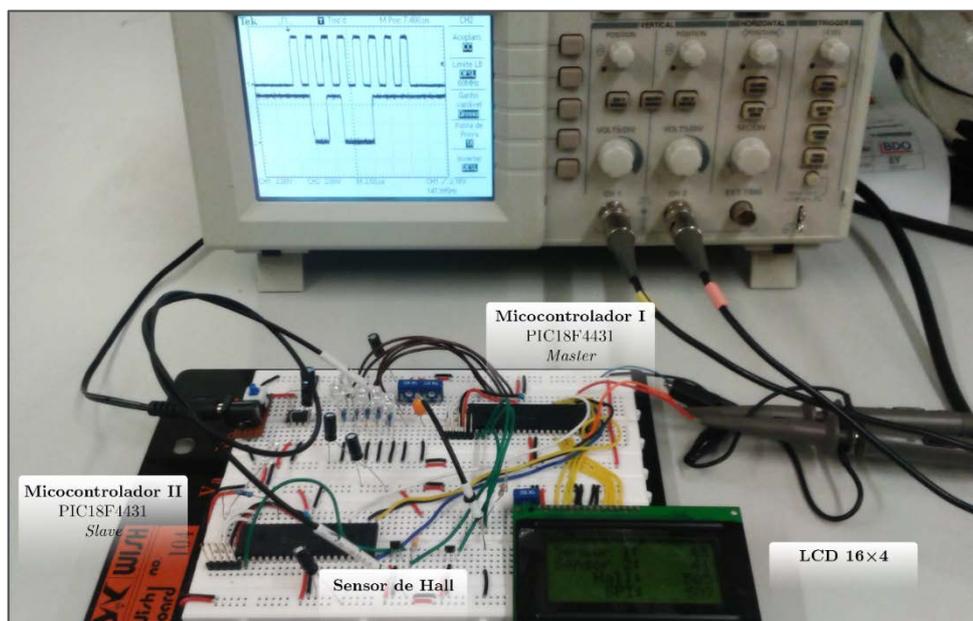


Figura 4.23 - Verificação da comunicação SPI utilizando um osciloscópio

Depois de configurar corretamente os registos necessários, a transmissão de dados é iniciada com o envio de um *byte* por parte do *Master*. O diagrama temporal presente na Figura 4.24 traduz o funcionamento da transmissão de cada *byte* de informação.

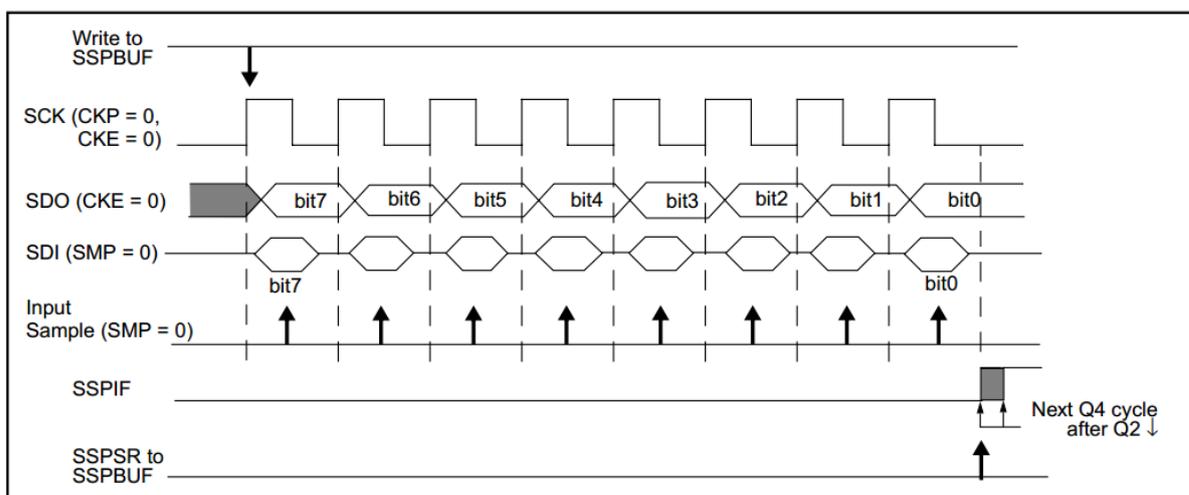


Figura 4.24 - Diagrama temporal de funcionamento da comunicação por SPI

Por cada impulso de relógio é transferido um *bit*, totalizando um total de 8 impulsos de relógio necessários para transferir um *byte* de informação.

Para verificar o funcionamento da comunicação, programou-se o microcontrolador *Master* para enviar os seguintes *bytes*: 0xa7, 0xd8 e 0x4f, recebendo como resposta o resultado do sensor de *Hall* ligado à entrada analógica RA0 do *Slave*. O valor do sensor de *Hall* corresponde ao resultado do conversor A/D de 10 *bits*. O fluxograma presente na Figura 4.25 esquematiza o funcionamento do programa durante a comunicação entre os dois microcontroladores.

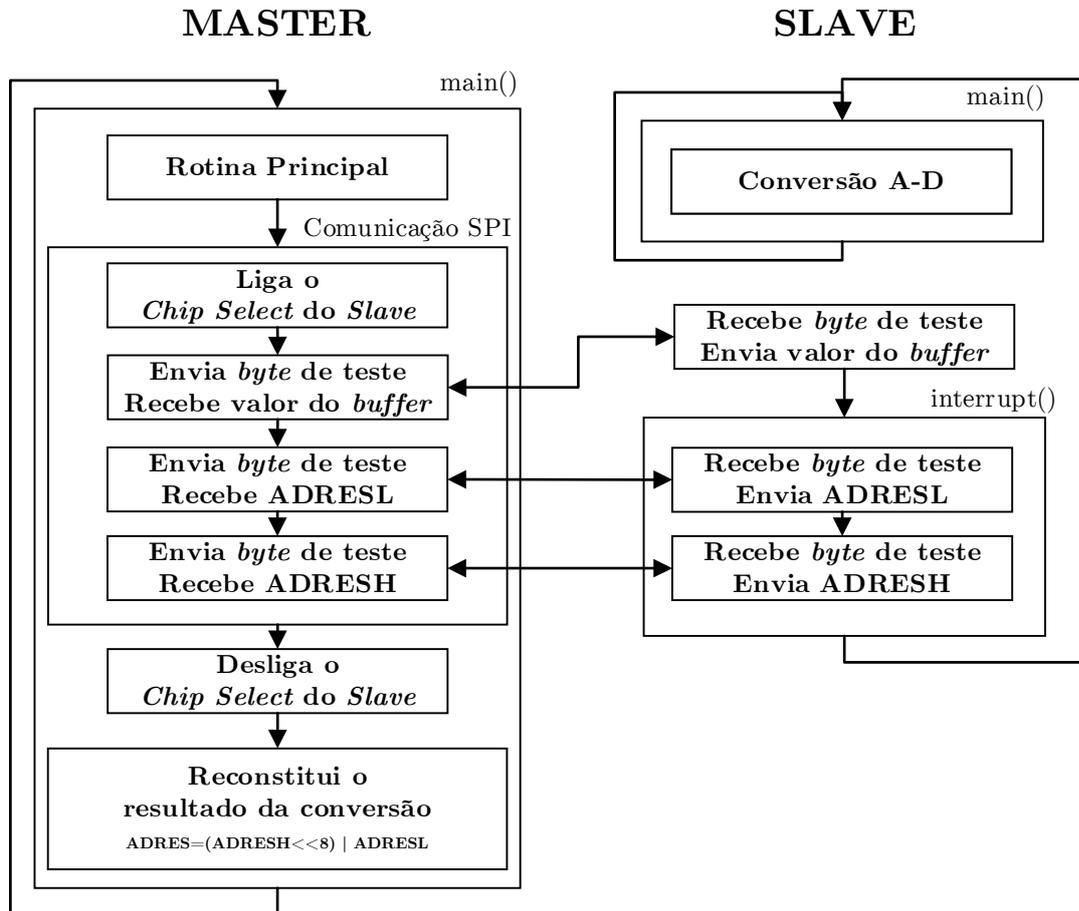


Figura 4.25 - Representação da comunicação SPI entre dois microcontroladores

Na Figura 4.26 e na Figura 4.27 são apresentadas a visualização dos sinais envolvidos na comunicação SPI com recurso ao osciloscópio. Da visualização do sinal de saída dos pinos SCK e SDO verificou-se que o *Master* envia corretamente informação para o *Slave*. A verificação do sinal do SDO do *Slave*, que corresponde ao SDI do *Master* foi também efetuada com o auxílio do osciloscópio. Na Figura 4.28 é possível comprovar o seu correto funcionamento.

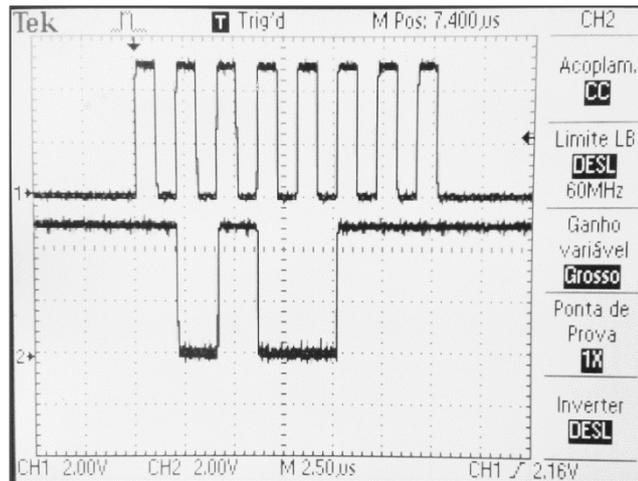


Figura 4.26 - Envio do bit de test 0xa7. Channel 1: Sinal do SCK; Channel 2: SDO Master

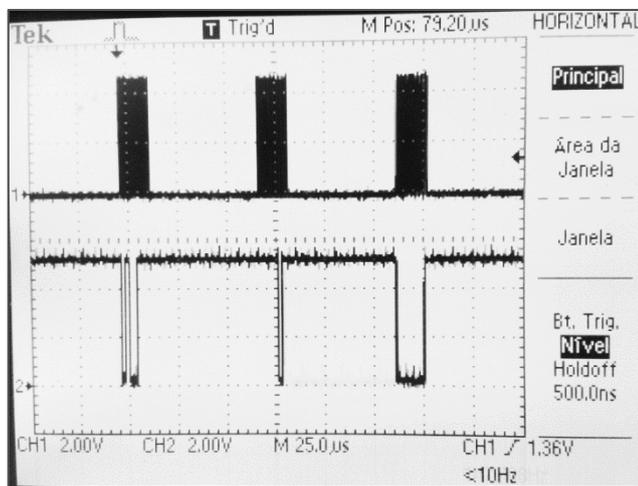


Figura 4.27 - Envio dos bits 0xa7, 0xd8 e 0x4f. Channel 1: SCK; Channel 2: SDO Master

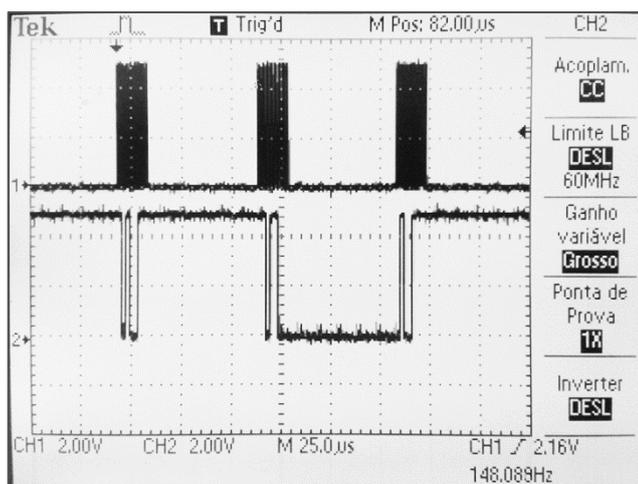


Figura 4.28 - Sinal enviado pelo Slave. Channel 1: SCK; Channel 2: SDO do Slave

Na implementação final do dispositivo, o microcontrolador presente no módulo da HMI será definido como *Master* e, uma vez que é um microcontrolador de 16 bits, existe a possibilidade de efetuar uma comunicação no modo de 16 bits, contudo, a comunicação foi realizada no modo de 8 bits, devido ao *Slave* ser um microcontrolador de 8 bits.

4.7 Desenvolvimento de Placas de Circuito Impresso

Nesta secção descreve-se o desenvolvimento das placas de circuito impresso necessárias à implementação da eletrónica referente ao módulo da luva.

As placas de circuito impresso consistem numa materialização de um desenho 2D que contém as ligações elétricas entre os vários componentes eletrónicos constituintes do circuito numa placa com pistas de cobre. A criação destas placas representa uma forma rápida e eficaz de replicar circuitos eletrónicos, quer em pequena ou grande escala e a sua implementação permite uma miniaturização dos sistemas elétricos/eletrónicos.

A conceção de PCBs inclui cinco etapas principais:

- Desenho do esquema de ligações do circuito;
- Passagem do desenho esquemático para desenho CAD;
- Fabrico da placa de circuito impresso;
- Soldagem dos components na placa de circuito impresso;
- Teste de ligações.

Existem diferentes processos para o fabrico de uma placa de circuito impresso:

- Processos Químicos:
 - Método subtrativo;
 - Método aditivo;
- Processos por máquina CNC.

O método escolhido para o fabrico foi o método subtrativo [63] por ser um método que apresenta um procedimento de implementação suscetível de ser realizado com o equipamento e material disponível no laboratório. O desenho 2D da placa de circuito impresso foi efetuado no *software EAGLE 5.9.0*. Este *software* possui um editor que disponibiliza duas funcionalidades distintas: criação de desenhos dos esquemas de ligação do circuito e criação de desenhos da placas de circuito impresso, estando as duas *interfaces* de edição interligadas entre si (ver Figura 4.29). Desta forma é possível desenhar o esquema do circuito e carregar esse circuito para o *layout* de desenho da placa, onde são dispostos todos os componentes utilizados no esquema e são indicadas as ligações por efetuar através de “*airwires*”.

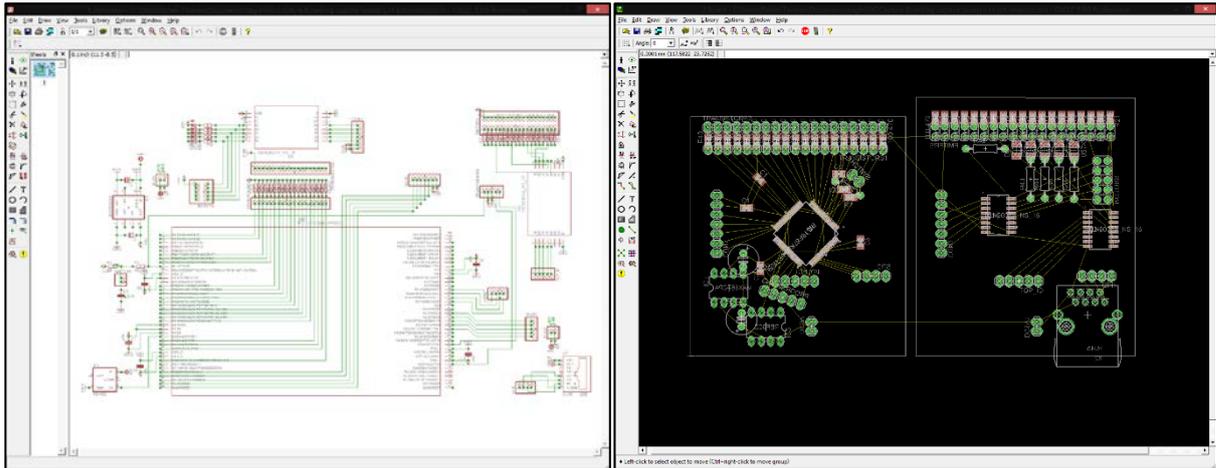


Figura 4.29 - Interfaces do EAGLE: Layout de edição do circuito e Layout de edição da PCB

O *EAGLE* apresenta uma funcionalidade de *auto-route* (ligação automática), que normalmente não permite obter bons resultados uma vez não apresenta grande flexibilidade na redistribuição automática de componentes, tendo-se por isso optado por desenhar as ligações da PCB por um processo manual e iterativo.

Utilizou-se o microcontrolador PIC18F87K90 com o encapsulamento TQFP de 80 pinos que tem um espaçamento entre pinos de 0.28 mm. A largura de pistas da PCB na ligação com os pinos do microcontrolador é ligeiramente superior à largura dos pinos, isto é, 0.3 mm. A largura utilizada para o desenho das restantes pistas foi de 0.8 mm. Foi assim utilizada uma estrutura constituída por duas placas PCB dispostas em dois andares de forma a reduzir o atravancamento final e facilitar o posicionamento das ligações para o exterior.

Na Figura 4.30 está representada uma primeira versão das placas de circuito impresso desenhadas com auxílio do *software* EAGLE.

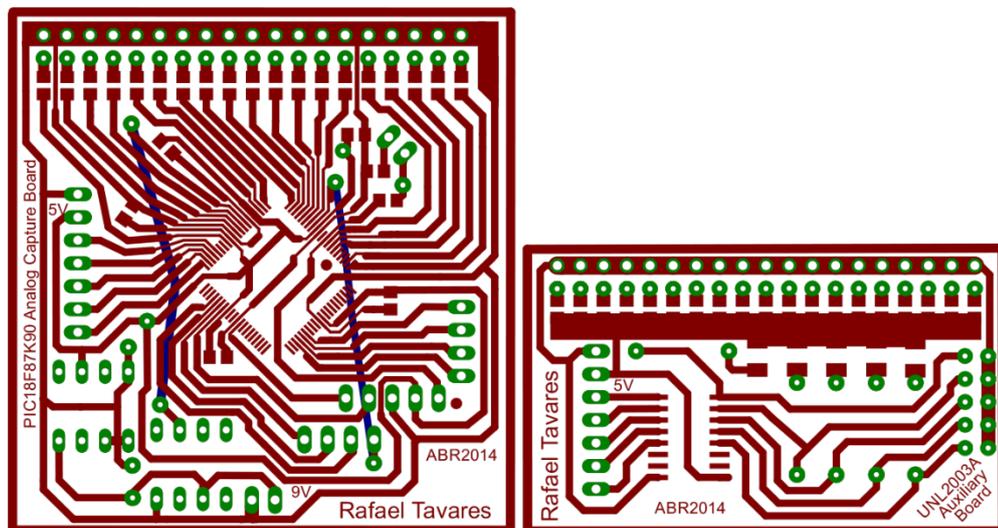


Figura 4.30 - Primeira versão das placas de circuito impresso para o PIC18F87K90

Inicialmente foram dispostos todos os conetores e componentes que necessitam de um posicionamento específico. A zona da alimentação e da regulação de tensão foi

distanciada das pistas correspondentes a entradas analógicas do microcontrolador. Desta forma é possível reduzir a influência da alimentação como fonte de ruído na captura de sinais analógicos provenientes dos sensores. As linhas de alimentação e de *ground* comum apresentam uma maior espessura comparativamente com as restantes, tendo sido incluídos planos de massa sempre que possível. As placas desenvolvidas são placas de face simples.

Posteriormente foram realizadas várias alterações associadas à inserção do conector RJ45 e à adição de um segundo transistor *Darlington*. Depois de um processo iterativo, a versão inicial foi ajustada até chegar à versão final representada na Figura 4.31.

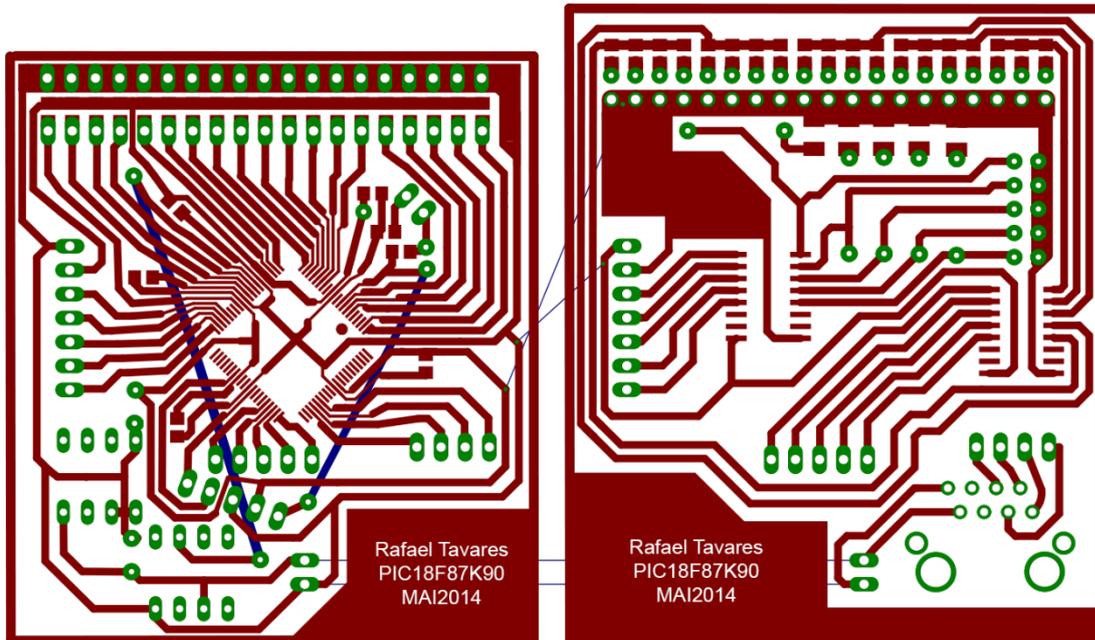


Figura 4.31 - Versão final das placas de circuito impresso para o PIC18F87K90

Na Figura 4.32 representa-se a versão final já com todos os componentes inseridos.

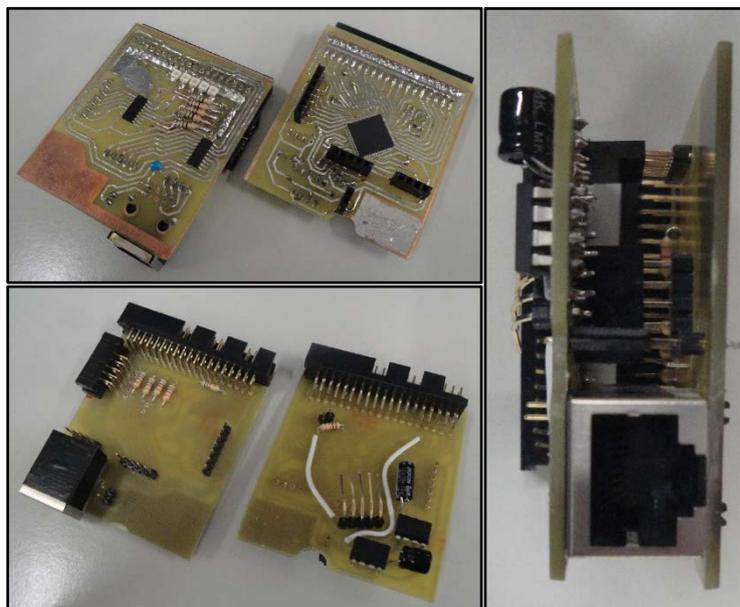


Figura 4.32 - Versão final das PCBs com os todos os componentes

4.8 Conclusão

Neste capítulo descreveu-se a solução modular utilizada para a arquitetura de *hardware* implementada e apresentado o desenvolvimento do circuito eletrónico que constitui o *hardware* do dispositivo. Destes desenvolvimentos resultou a criação de duas placas de circuito impresso que constituem o módulo da luva. O procedimento de criação do desenho das mesmas envolveu um processo iterativo de optimização das ligações.

No que diz respeito à escolha dos componentes a introduzir no sistema, a análise dos seus princípios de funcionamento permitiu compreender as ligações necessárias à sua implementação no circuito.

A utilização de microcontroladores para o controlo do sistema permitiu materializar uma solução de baixo custo, reduzido atravancamento e baixo consumo energético bem como elevado poder computacional.

5 Desenvolvimento da Interface Gráfica

5.1 Introdução

Uma HMI (*“human-machine interface”*) consiste num módulo responsável pela interação entre o utilizador e o dispositivo, permitindo a inserção de comandos e a visualização de informação e do estado do dispositivo.

A criação de HMIs com recurso a microcontroladores é possível através da utilização de ecrãs táteis para disponibilização da informação e recolha de comandos do utilizador. Este tipo de interfaces podem ser desenvolvidas com recurso ao *software* de desenvolvimento disponibilizado pelos diferentes fabricantes de microcontroladores.

O presente capítulo é dedicado à descrição do desenvolvimento da interface de monitorização e comando da luva, sendo descritos os diversos ecrãs criados, bem como a estrutura da sua interligação.

5.2 Microcontroladores

Atualmente algumas das alternativas de implementação de sistemas de monitorização e comando dedicadas apresentam uma eletrónica de controlo baseada no uso de microcontroladores. Um microcontrolador é constituído essencialmente por uma unidade central de processamento (CPU) programável, memória RAM, memória ROM, barramentos de comunicação e elementos integrados personalizados (periféricos), constituindo um sistema autónomo computadorizado materializado através de um único circuito integrado (ver Figura 5.1) [64, 65].

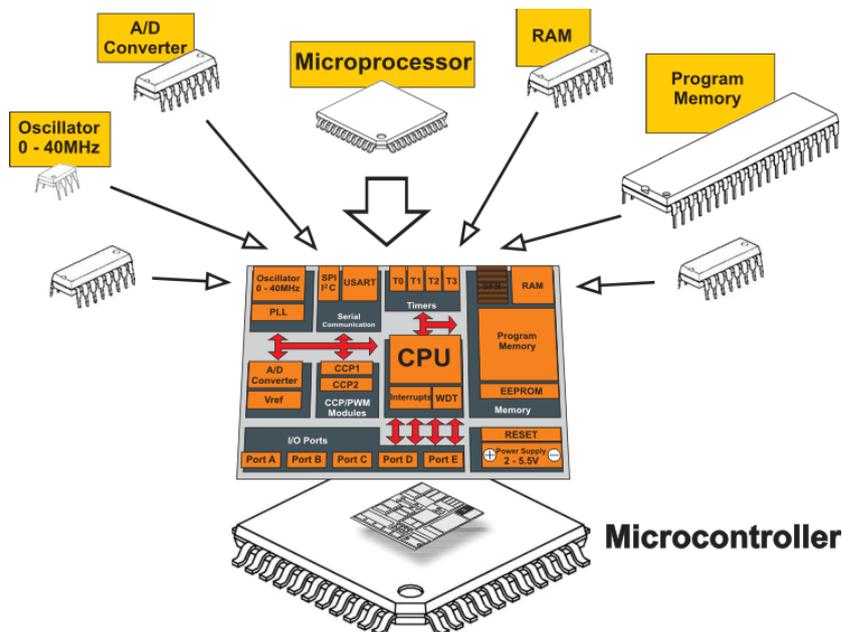


Figura 5.1 - Esquema dos constituintes de um microcontrolador

Este tipo de integrados permite o desenvolvimento de aplicações orientadas para controlo-comando [66]. Um dos aspectos mais importantes dos microcontroladores é o facto de possuírem os mais diversos periféricos tais como portas I/O digitais, conversores analógico/digital e módulos de PWM, entre outros. Estes periféricos

encontram-se multiplexados nos diferentes pinos, podendo ser configurados através da definição de registos internos do microcontrolador.

A presença de diferentes periféricos multiplexados numa solução compacta permite evitar a necessidade de adição de componentes externos no circuito eletrónico, caracterizando a solução como tendo um elevado grau de integração com um avançamento muito reduzido, baixo custo e consumo energético muito baixo.

Atualmente, a *Microchip* [67] é uma das maiores produtoras de microcontroladores a nível mundial. A grande vantagem da utilização dos microcontroladores da *Microchip* em detrimento das restantes marcas reside no facto de possuírem um grande portefólio com várias funcionalidades integradas e de permitirem a fácil migração entre diferentes famílias de microcontroladores. Para além disso, a *Microchip* foi uma das primeiras produtoras a apostar na utilização de uma arquitetura Harvard, que se baseia na utilização de dois barramentos distintos para a transmissão de memória do programa e memória de dados, e por possuírem uma estrutura de operações RISC, o que contribui para uma maior fluência de dados através da CPU e para uma maior velocidade de funcionamento, juntamente com o seu baixo consumo.

5.3 Arquitetura

Para o funcionamento de uma aplicação gráfica, o microcontrolador necessita de ser auxiliado por um *buffer* de imagens, uma unidade de processamento gráfico e um *display* (Figura 5.2) [68].

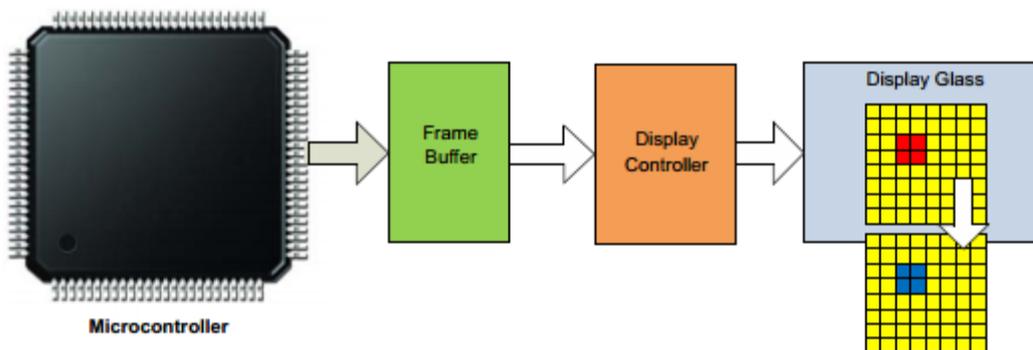


Figura 5.2 - Componentes essenciais para a implementação de uma interface gráfica

Contudo, muitas vezes a unidade de processamento gráfico e o *buffer* podem estar inseridos como periféricos dentro do próprio microcontrolador.

O microcontrolador representa a unidade principal responsável pela renderização dos objetos recorrendo à biblioteca gráfica da *Microchip*. O *buffer* consiste numa memória (geralmente do tipo RAM) que é responsável pelo armazenamento de dados a serem apresentados no ecrã de exibição. A unidade de processamento gráfico é responsável pela leitura do *buffer* e pela atualização das imagens no ecrã de exibição [68].

A escolha da arquitetura de integração destes componentes constitui um passo importante na criação de uma aplicação gráfica. Na Figura 5.3 são apresentados quatro tipos de arquiteturas possíveis para integração destes componentes.

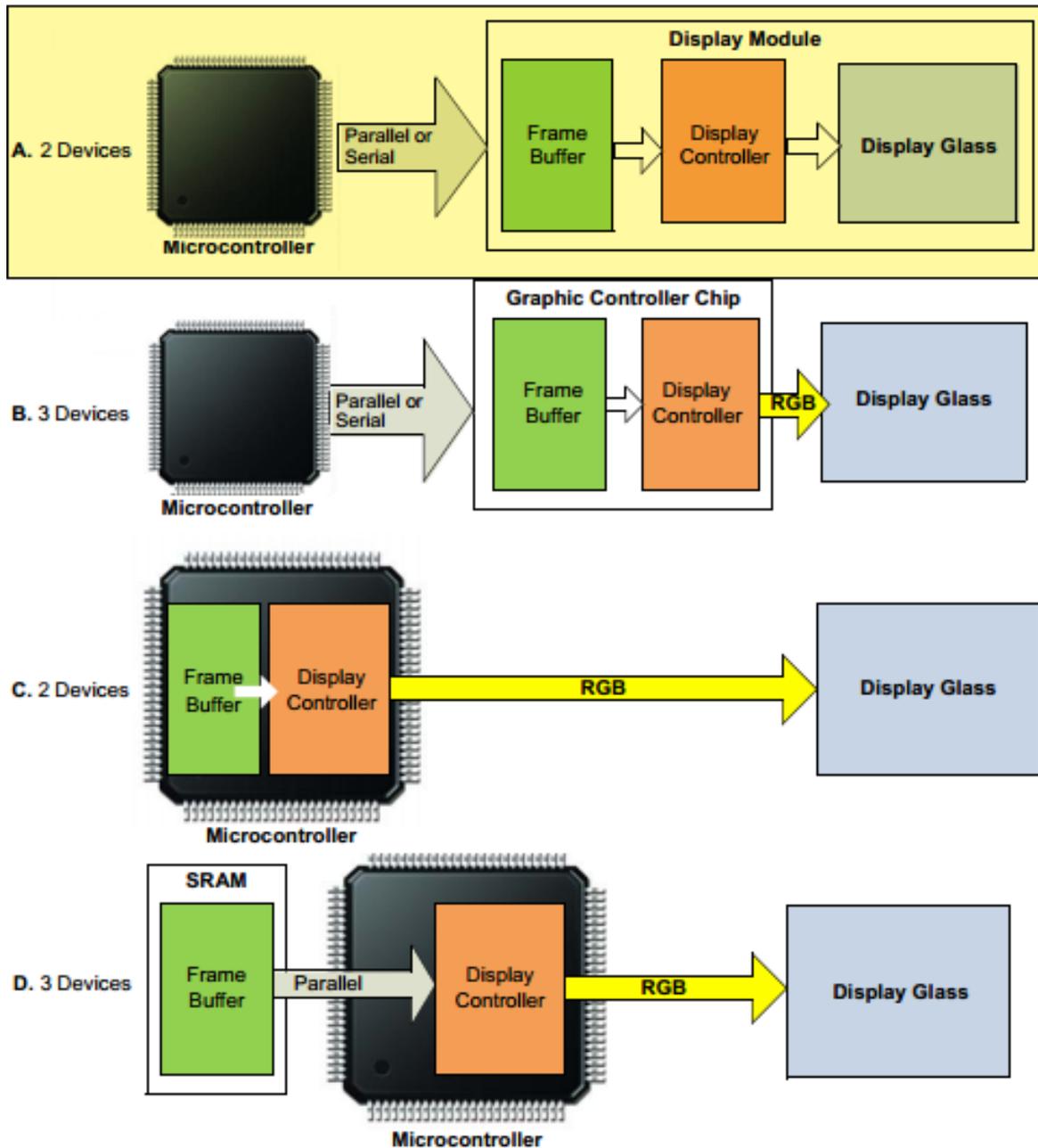


Figura 5.3 - Arquiteturas de integração dos componentes para criação de aplicações gráficas.

A solução utilizada corresponde à alternativa A, onde o *buffer* e o controlador gráfico estão alojados no módulo do *display*. Este módulo pode comunicar com o microcontrolador por comunicação série ou paralela. As vantagens desta alternativa são o facto de não ser necessário utilizar nenhum microcontrolador específico e de libertar algum espaço na PCB devido ao menor número de componentes. Por outro lado, esta solução apresenta algumas desvantagens uma vez que este tipo de implementação apresenta geralmente um custo mais elevado, implica a alteração do

driver caso se pretenda alterar o *display* e por vezes apresenta uma memória de *buffer* reduzida.

5.4 Comunicação

A comunicação entre o microcontrolador PIC24FJ256GB110 e o módulo do *display* é uma comunicação paralela. A comunicação paralela é um método de transmissão de dados caracterizado pelo envio de diversos *bits* em simultâneo, ao contrário da comunicação em série onde se transmite apenas um único *bit* de cada vez.

Os microcontroladores PIC24F apresentam um módulo PMP (“*Parallel Master Port*”) (ver Figura 5.4). O módulo PMP é um módulo de comunicação de 8-*bits* que utiliza 8 portas I/O digitais em paralelo, especificamente projetado para se comunicar com uma grande variedade de dispositivos paralelos, tais como periféricos de comunicação, LCDs, dispositivos de memória externa e outros microcontroladores [69].

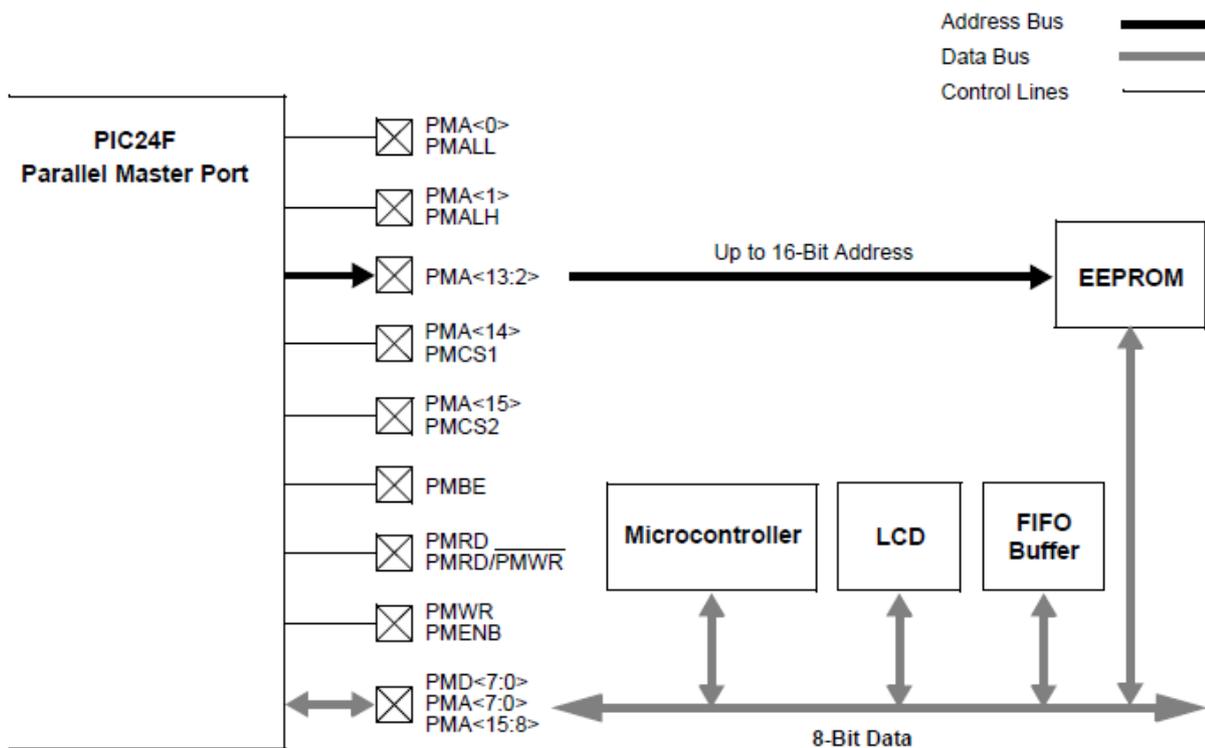


Figura 5.4 - Módulo PMP do PIC24F256GB110

5.5 Bibliotecas gráficas

A *Microchip* disponibiliza uma biblioteca gráfica dedicada para os microcontroladores PIC de 16 e 32 bits e para os dsPICs. Esta biblioteca gráfica está estruturada de uma forma modular de acordo com a estruturação esquematizada na Figura 5.5. A versão da biblioteca gráfica utilizada para o desenvolvimento da aplicação gráfica foi a v2.11, uma vez que é a última versão capaz de suportar a integração de código gerado pelo *plug-in* GDDX.

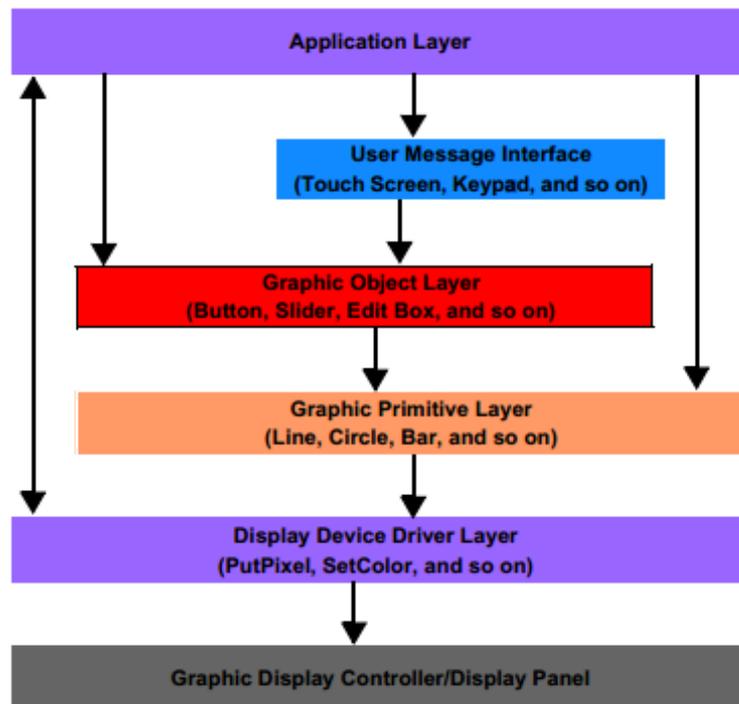


Figura 5.5 - Estruturação da biblioteca gráfica da Microchip

A biblioteca de nível *Display Device Driver Layer* disponibiliza um conjunto de instruções de comando gerais para todos os *displays*, das quais se destacam:

- *ResetDevice()*: função para reinicializar o sistema;
- *SetColor(color)*: função que define a cor a utilizar;
- *PutPixel(x,y)*: função que altera a cor do *pixel* correspondente;
- *ClearDevice()*: função que preenche a tela com a cor definida pelo *SetColor()*;
- *GetPixel(x,y)*: função que devolve a cor de um *pixel*;

A implementação de uma aplicação utilizando somente este nível da biblioteca implica que o programador defina todas as formas gráficas com este conjunto de funções, sendo necessário incluir no projeto os ficheiros *Graphics.h*, *GraphicsConfig.h* e o ficheiro correspondente ao controlador gráfico, neste caso o *SSD1926.h*.

O nível *Graphic Primitive Layer* permite o desenho de formas como linhas, barras, retângulos, circunferências, polígonos, entre outras, sendo para isso necessário incluir no projeto os ficheiros *Primitive.h*.

O nível *Graphic Object Layer* permite a inclusão de objetos selecionáveis designados por *widgets*, permitindo a adição de botões, caixas de texto, *checkboxes*, barras de progresso e imagens [68].

A criação de telas com recurso ao GDDX permite a utilização de recursos da GPL (*Graphic Primitive Layer*) e da GOL (*Graphic Object Layer*) de uma forma intuitiva, embora tenha sido necessário recorrer a níveis inferiores para realizar as funções pretendidas, devido ao facto do GDDX não incluir a totalidade de recursos disponíveis pela biblioteca gráfica da *Microchip*.

No desenvolvimento da interface gráfica, cada objeto criado é adicionado à respectiva lista de objetos do ecrã correspondente (Figura 5.6 a). Somente uma lista de objetos pode estar ativa em cada instante. As funções *GOLDraw* e *GOLMsg* exercem as suas ações com base na lista referida(Figura 5.6 b) [48].

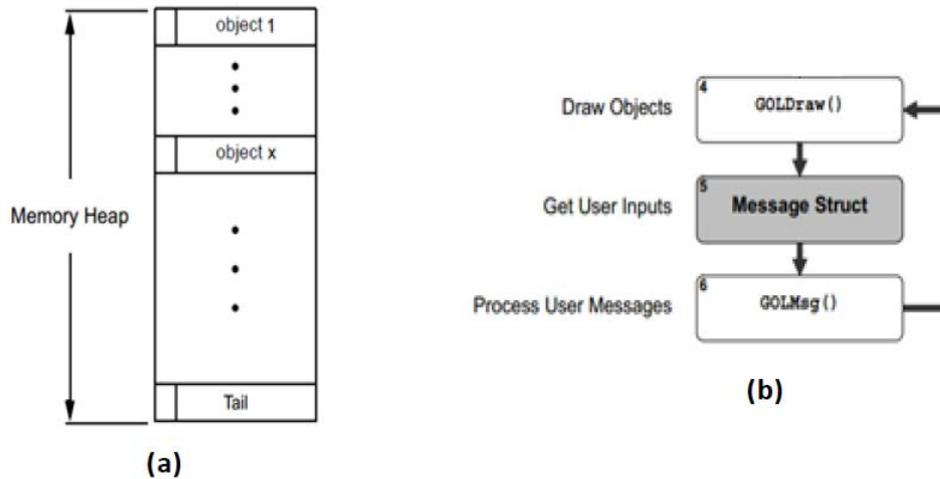


Figura 5.6 - Organização dos objetos base e das funções da biblioteca gráfica

Quando é executado um passo no carregamento dos objetos, o estado de colocação de cada objeto é atualizado e, caso não esteja concluído, a ação associada é finalizada posteriormente permitindo a libertação do microcontrolador para execução de outras tarefas. O esquema representado na Figura 5.7 ilustra a utilização da biblioteca gráfica e das suas API (*Application Programming Interfaces*) [70].

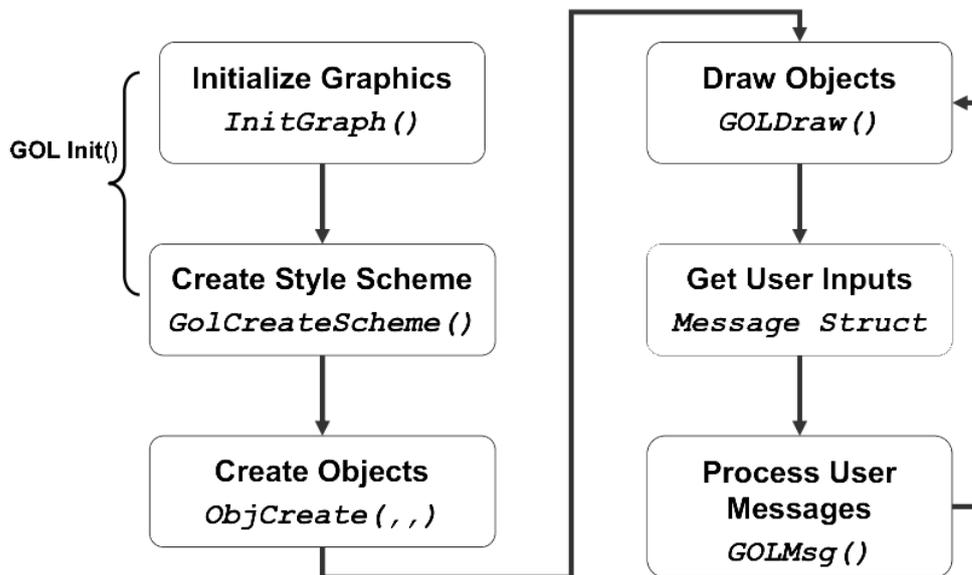


Figura 5.7 - Estrutura da utilização da biblioteca gráfica

5.6 Desenvolvimento da Interface Gráfica

Com a inicialização do dispositivo, a interface arranca através da apresentação do “Ecrã Inicial”. Na Figura 5.8 representam-se as relações entre os ecrãs desenvolvidos no GDDX para o dispositivo desenvolvido. Algumas das funções associadas a alguns ecrãs, bem como a totalidade de alguns deles são geradas dinamicamente pelo que não estão representadas neste esquema e serão abordadas mais à frente.

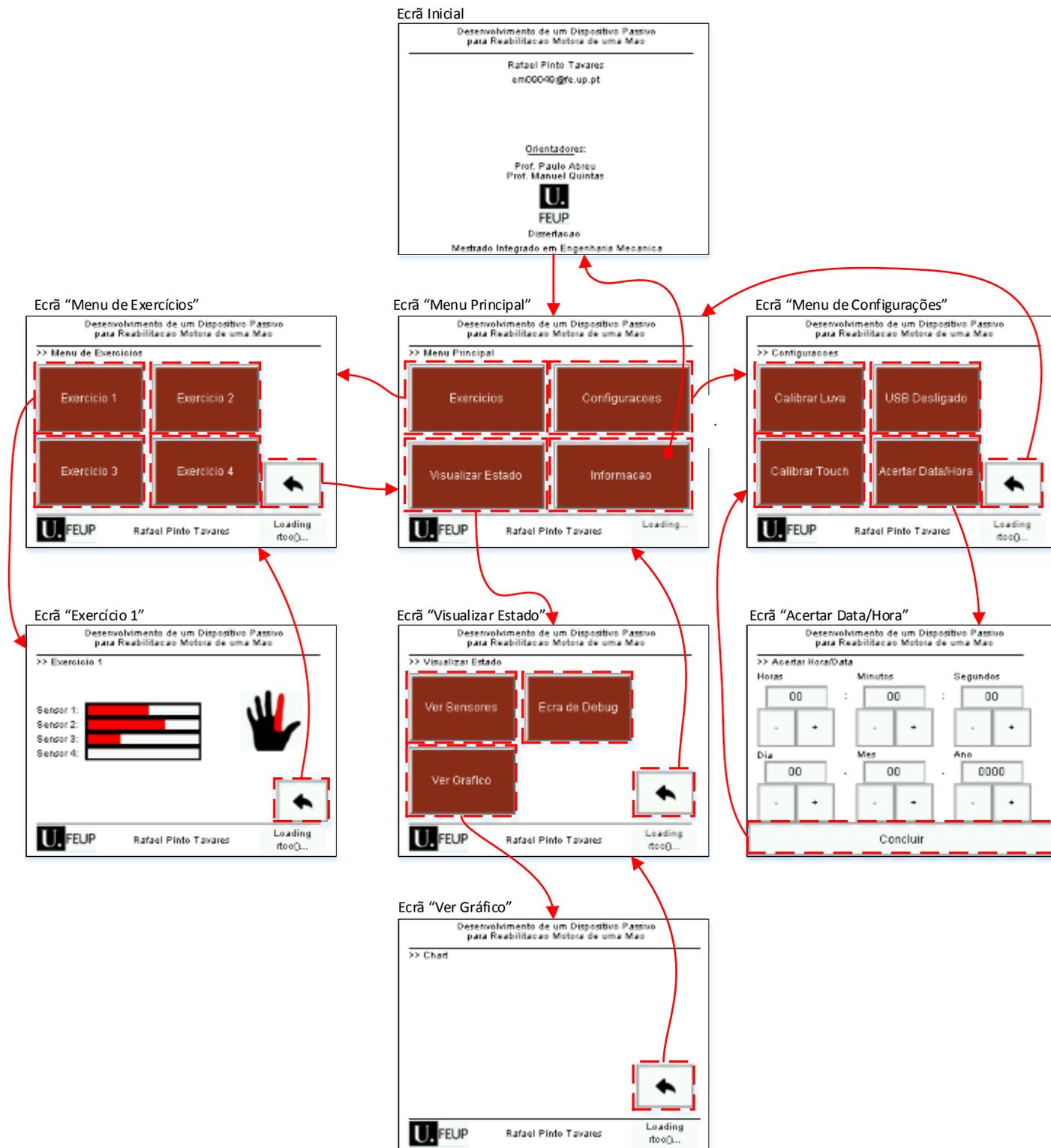


Figura 5.8 – Organização dos ecrãs constituintes da interface gráfica

Quando o dispositivo é inicializado, verifica-se a existência de uma calibração anterior da tela resistiva na memória EEPROM. Se não existirem dados na memória EEPROM é realizada uma rotina de calibração da tela resistiva do *Touchscreen*, caso contrário o sistema carrega a calibração existente na EEPROM e carrega o Ecrã Inicial. Esta rotina de calibração pode ser acedida a partir do comando “Calibrar *Touch*” presente no ecrã “Menu de Configurações”.

O ecrã inicial mostra a informação relativa ao autor, designação do projeto, orientadores e a instituição de ensino associada, que é substituído pelo menu principal após qualquer toque na tela.

Em todos os ecrãs desenvolvidos é utilizado um temporizador para realizar a gestão de eventos do sistema. A gestão de eventos utiliza o *timer3* para ativar uma *flag* que gera interrupções com uma frequência de 10 kHz. Dependendo da frequência com que se pretende verificar a ocorrência dos diferentes eventos são utilizados múltiplos desta frequência. Por exemplo, a frequência a que é solicitada a transferência de dados por SPI relativa à atualização dos valores dos sensores é de 50 Hz.

A data e hora do sistema representam um dado importante no que diz respeito à gravação da evolução do estado dos sensores ao longo do tempo. Esta função de relógio é assegurada pelo módulo de RTCC (*real-time clock and calendar*) presente no PIC24FJ256GB110. Na Figura 5.9 apresenta-se o diagrama de blocos associado a este módulo.

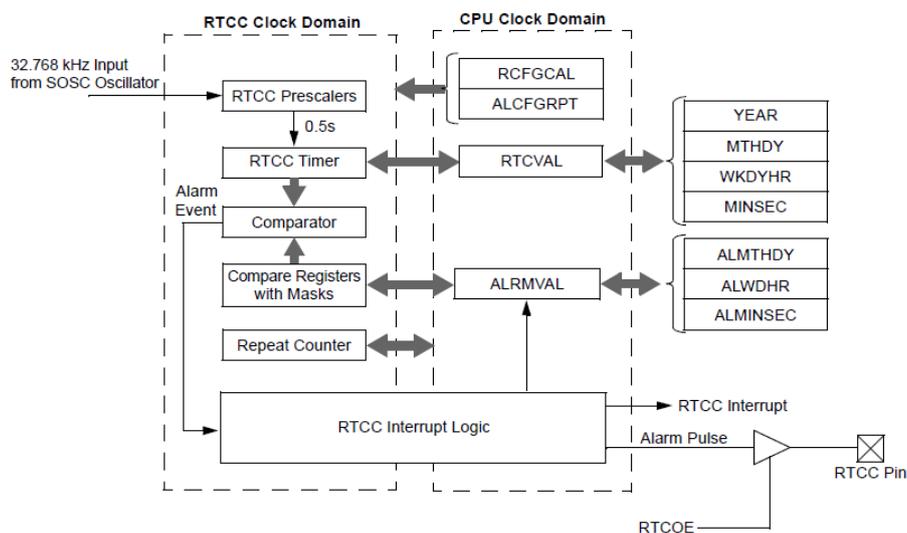


Figura 5.9 - Diagrama de blocos do módulo de RTCC do PIC24FJ256GB110

Este módulo possibilita uma função de relógio e calendário baseada em *hardware*, permitindo assim a manutenção de um valor de relógio durante longos períodos de tempo sem ocupação da CPU e consumindo muito poucos recursos energéticos. O formato de hora/data utilizado foi HH:MM:SS DD:MM:AAAA. A atualização do relógio é realizada através um evento que gera a atualização de uma caixa de texto presente no canto inferior direito das telas, como representado na Figura 5.8 com o texto “*Loading rtcc()*...”. Os valores pré-definidos de relógio são carregados a partir da memória EEPROM e as funções de acertar a data e a hora são possíveis através do ecrã “Acertar Data/Hora”, disponível a partir do “Menu de Configurações”.

O comportamento do sistema durante um ecrã de exercício pode ser traduzido pelo diagrama comportamental representado na Figura 5.10.

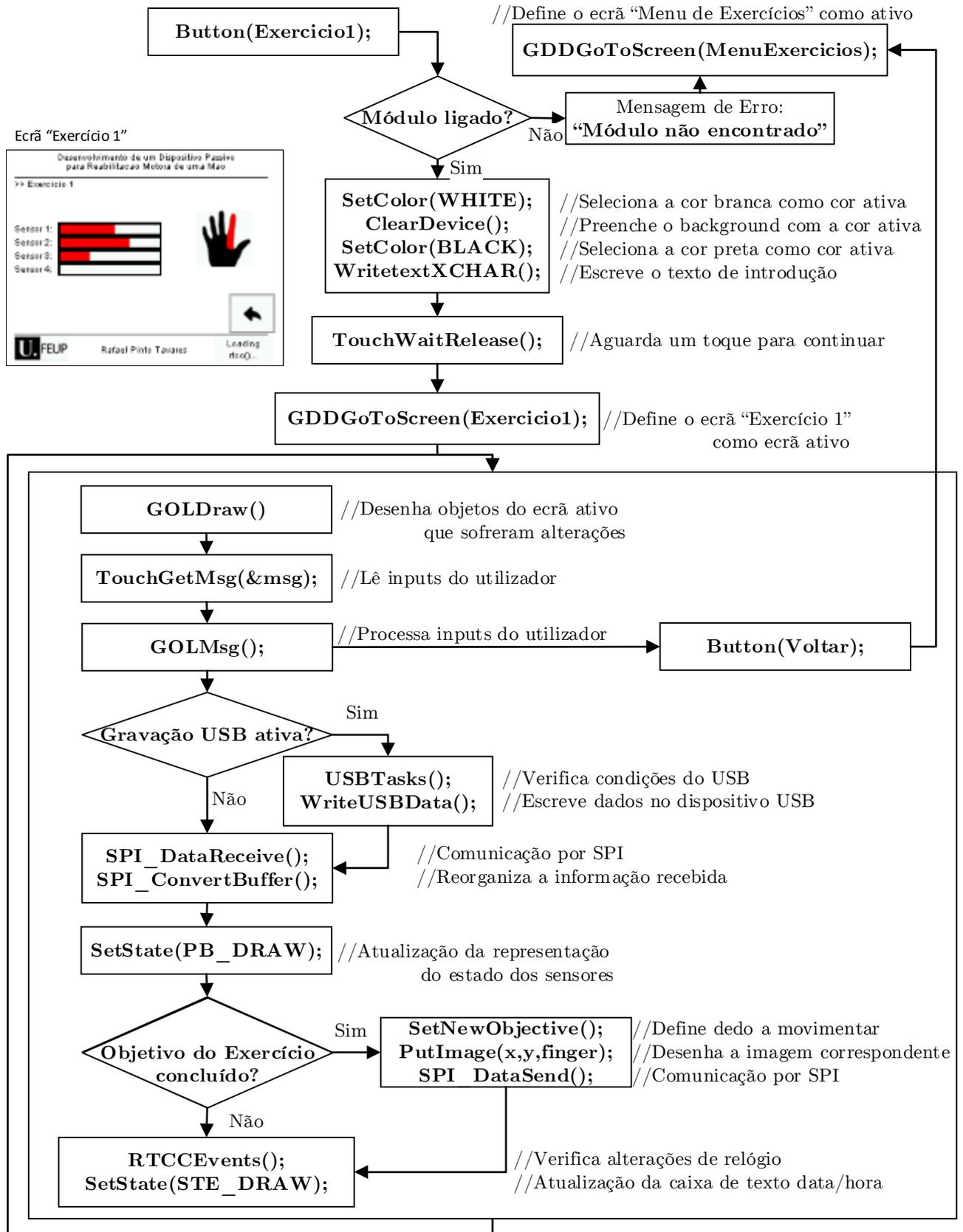


Figura 5.10 – Diagrama comportamental do programa no ecrã "Exercício 1"

Este pseudocódigo representado no diagrama comportamental anterior é válido para os restantes exercícios, exceto no que diz respeito à definição do objetivo do exercício e com algumas alterações no desenho dos ecrãs dinâmicos.

No que diz respeito à rotina *USBTasks()*, são efetuadas algumas verificações antes de ser possível escrever no dispositivo USB, como descrito através do diagrama comportamental apresentado na Figura 5.11.

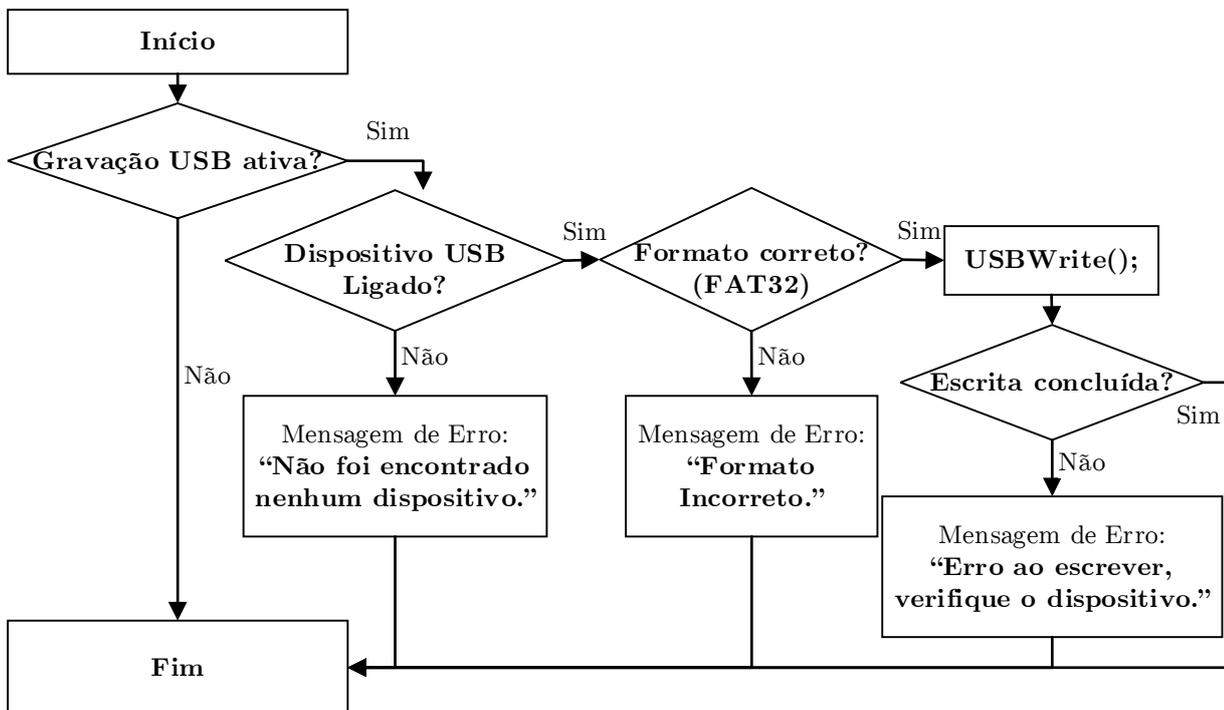


Figura 5.11 - Diagrama comportamental das verificações para escrita por USB

Os dados enviados para o dispositivo USB são guardados num ficheiro com extensão .csv. O nome do ficheiro é baseado na data atual do sistema (ex.: “140904.csv” caso o ficheiro seja criado no dia 4 de Setembro de 2014). Este ficheiro é criado automaticamente, caso não exista nenhum ficheiro com o mesmo nome, começando por criar um cabeçalho e definir os separadores. Caso já exista um ficheiro com o mesmo nome, o programa continua a escrever dados na linha seguinte. Os dados a escrever são a hora e data do sistema, o valor de cada um dos sensores, o número de exercício que esteja a ser executado (caso se verifique) e estímulo provocado pela luva naquele instante. Para prever incompatibilidades de formatação do ficheiro .csv com diferentes versões do *Excel*, definiu-se a formatação dos separadores.

Este tipo de registo de dados é bastante importante uma vez que constitui um histórico da evolução do utilizador face aos exercícios a que é sujeito. A forma como o ficheiro .csv é escrito facilita a criação de gráficos que permitem uma perceção visual da resposta do utilizador perante as solicitações de cada um dos exercícios.

Na Figura 5.13 apresenta-se um exemplo de um ficheiro .csv gerado durante alguns instantes de utilização da luva. Nesta utilização, o utilizador abriu e fechou a mão sucessivamente, tendo sido registada a posição das 3 articulações do dedo

indicador. A Figura 5.12 constitui um gráfico gerado a partir dos dados do ficheiro através do *Microsoft Excel*.

sep=;					
Autor: Rafael Tavares					
Data;Hora;Sensor1;Sensor2;Sensor3;Sensor4					
	A	B	C	D	E
1	Autor: Rafael Tavares				
2	Data	Hora	Sensor1	Sensor2	Sensor3
3	13/02/2012	10:10:22	1858	1833	437
4	13/02/2012	10:10:23	1826	1730	418
5	13/02/2012	10:10:23	426	646	370
6	13/02/2012	10:10:23	2644	2144	462
7	13/02/2012	10:10:23	3208	2888	1716
8	13/02/2012	10:10:24	3272	3112	1744
9	13/02/2012	10:10:24	2040	1756	407
10	13/02/2012	10:10:24	421	822	375
11	13/02/2012	10:10:24	1712	2084	468
12	13/02/2012	10:10:25	2056	2296	532
13	13/02/2012	10:10:25	2016	2552	886
14	13/02/2012	10:10:25	2068	2745	1493
15	13/02/2012	10:10:26	2072	2828	1824
16	13/02/2012	10:10:26	2048	2852	1821
17	13/02/2012	10:10:26	2020	2310	712
18	13/02/2012	10:10:26	1928	1404	383

Figura 5.12 - Ficheiro .csv gerado aberto no Bloco de Notas e no Microsoft Excel

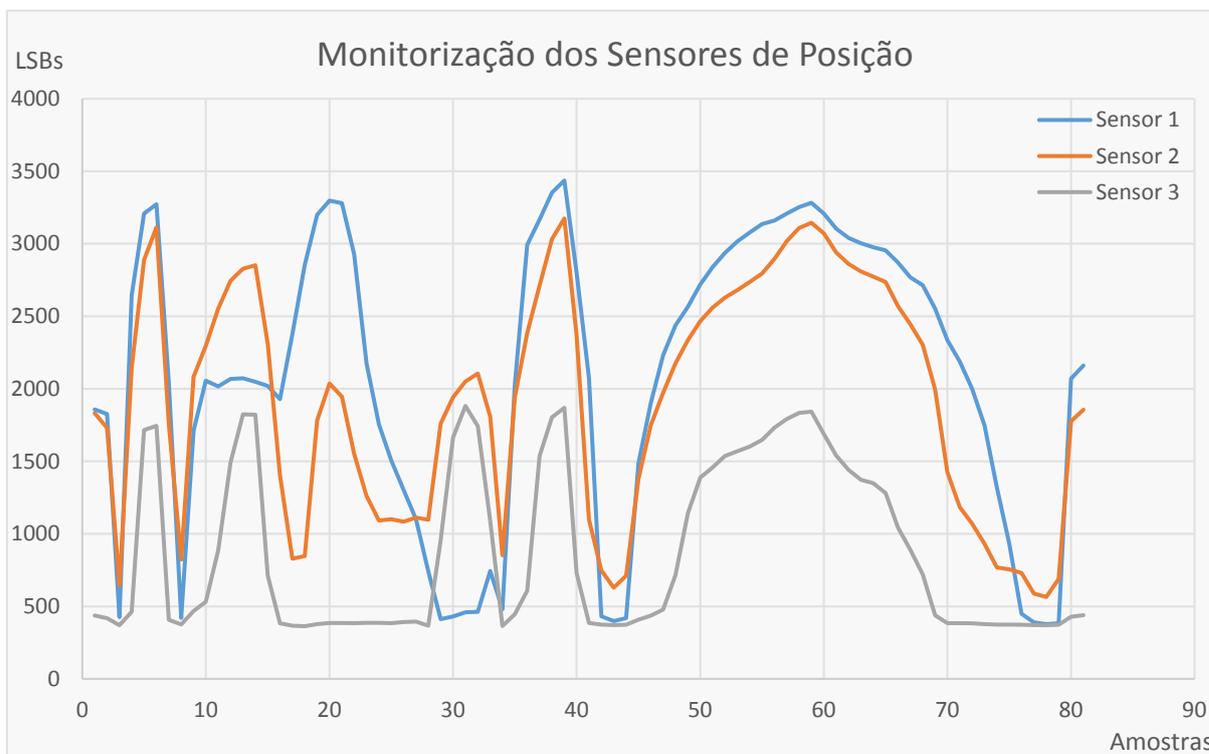


Figura 5.13 - Gráfico da monitorização dos sensores de um dedo durante um exercício

A navegação entre ecrãs foi configurada através da atribuição de ações associadas aos diversos comandos, chamados pela função *GOLMsgCallback()* da biblioteca gráfica.

O texto apresentado nos diferentes ecrãs não apresenta símbolos especiais, como é o caso da acentuação. Isto deve-se ao facto de ser necessário redefinir as variáveis XCHAR utilizadas para atualizar as caixas de texto como variáveis *multibyte*, o que levaria a um aumento da memória necessária para o programa bem como a alteração de várias variáveis devolvidas pelo código gerado pelo GDDX.

Tal como foi referido anteriormente neste capítulo, algumas funções utilizadas em alguns ecrãs não são suportadas pelo GDDX e necessitam de ser geradas dinamicamente. Um dos exemplos de ecrãs gerados dinamicamente é o ecrã de “Visualizar Gráfico”. Este ecrã permite uma representação gráfica da evolução de um conjunto de sensores ao longo do tempo. Na Figura 5.14 apresenta-se um diagrama relativo ao desenho de um gráfico implementado na HMI.

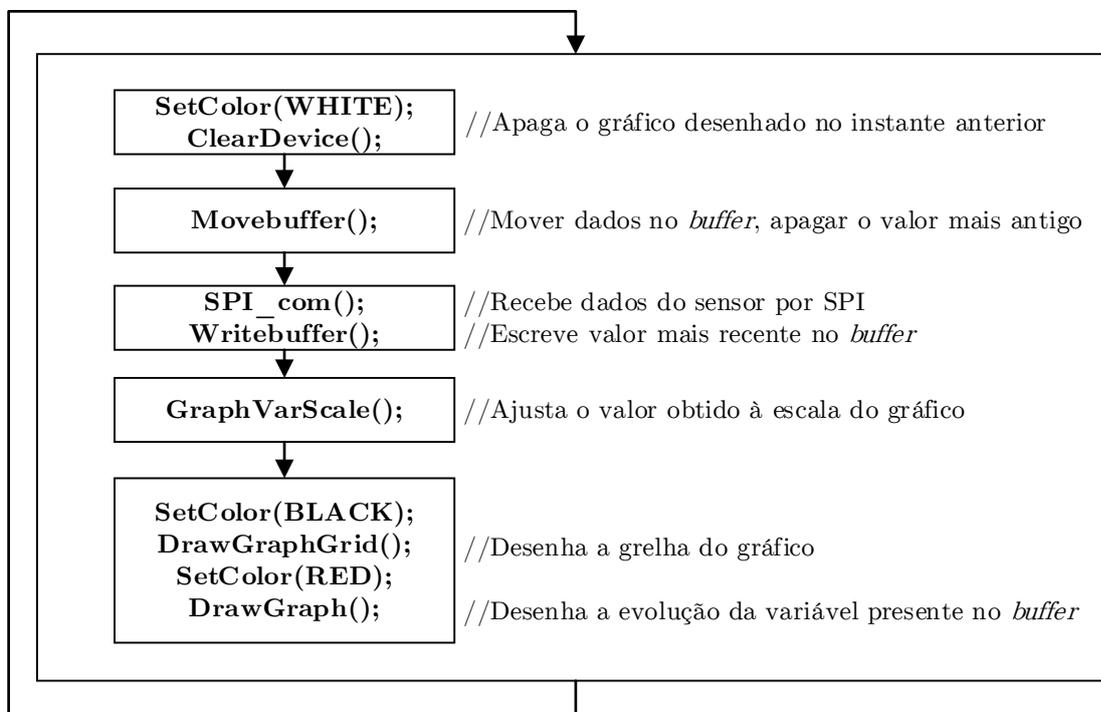


Figura 5.14 – Diagrama relativo ao desenho de gráficos com a biblioteca da Microchip

A taxa de atualização do gráfico utilizada é de 10 Hz. Caso a taxa de atualização seja demasiado elevada irá ocorrer *flickering* na atualização do ecrã.

Na Figura 5.15 é possível verificar o histórico da evolução de um dos sensores de posição angular presentes na luva. Apesar de não ser incluído no gráfico, o eixo horizontal corresponde à escala de tempo (um segundo por divisão) e o eixo vertical corresponde ao valor do deslocamento angular expresso em percentagem da variação angular máxima.

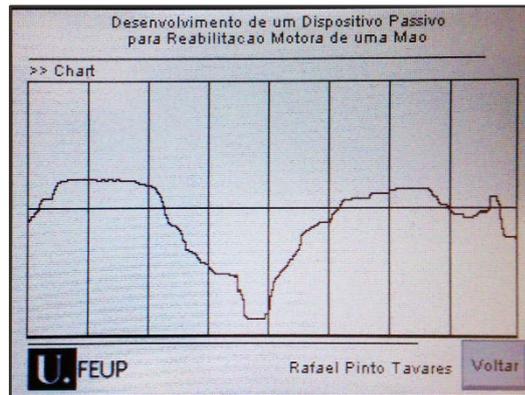


Figura 5.15 - Visualização de um gráfico gerado por código da evolução de um sensor de posição

A rotina de calibração da tela resistiva resulta de uma adaptação da rotina de calibração presente no *demo* disponibilizado pela *Microchip* relativo à sua placa de desenvolvimento *Explorer16*. Esta rotina efetua a calibração da tela solicitando o toque de 4 pontos situados nos cantos da tela. De acordo com o ecrã utilizado foi necessário definir a orientação dos eixos e resolução do ecrã, uma vez que outras funções da biblioteca gráfica necessitam que o toque na tela seja convertido num par de coordenadas x,y. Para verificar o funcionamento desta rotina é possível verificar os valores devolvidos pela calibração através da ativação do modo de depuração num dos ficheiros da biblioteca (`#define USE_TOUCH_DEBUG`).

É de salientar que a sensibilidade do toque pode ser ajustada através do parâmetro `#define TOUCHSCREEN_RESISTIVE_THRESHOLD`, cujo funcionamento se verificou ser o inverso ao que é descrito na biblioteca, uma vez que quanto maior é este valor maior é a sensibilidade ao toque.

Nas configurações de *hardware* associadas à biblioteca gráfica, o pino RD0 estava associado ao controlo do *backlight* do ecrã, entrando em conflito com a utilização dessa porta na comunicação SPI, pelo que foi necessário alterar essa configuração para o pino RC3.

A rotina de calibração dos sensores permite o ajuste do resultado do conversor analógico-digital de acordo com os limites da capacidade de movimentação da mão por parte do utilizador. Desta forma, durante o processo de calibração é solicitado ao utilizador que movimente os dedos da sua mão de forma a definir as posições extremas possíveis, permitindo um procedimento de calibração rápida. Na Figura 5.16 apresentam-se os ecrãs dinâmicos gerados durante o processo de calibração e na Figura 5.17 apresenta-se um diagrama lógico da rotina de calibração.



Figura 5.16 - Ecrãs gerados durante a rotina de calibração da luva

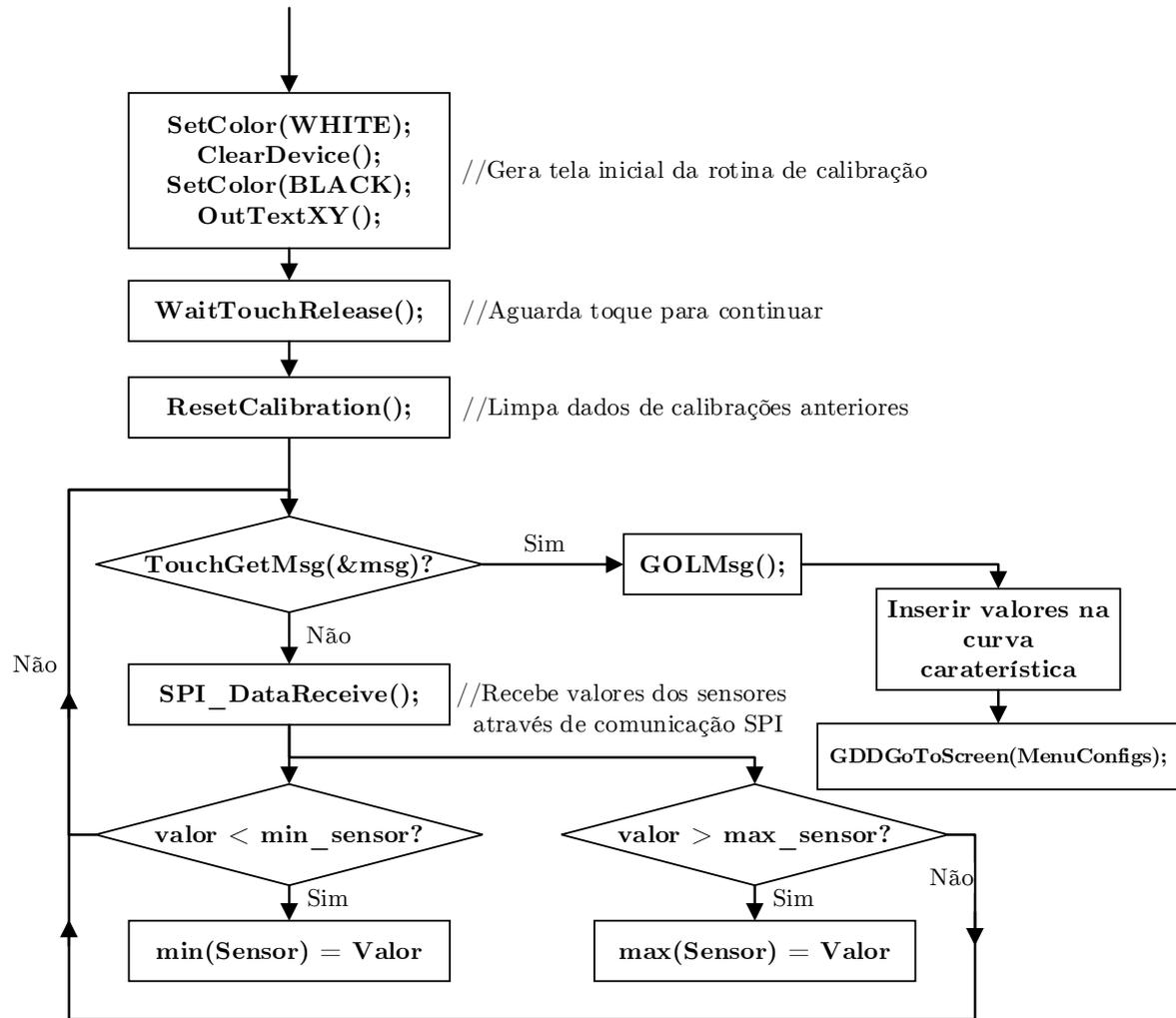


Figura 5.17 - Diagrama lógico da rotina de calibração

5.7 Conclusão

Este capítulo apresentou os resultados do desenvolvimento da aplicação de monitorização e comando que envolvem a criação de interfaces gráficas, realizado com recurso à biblioteca gráfica da *Microchip*.

Mostrou-se a capacidade de utilização do dispositivo, recorrendo ao uso de microcontroladores para a criação de uma HMI funcional, possibilitando a integração de componentes eletrónicos de baixo custo, mantendo uma solução final robusta. O carácter modular da biblioteca gráfica e do sistema permite a alteração do ecrã tátil por outro de maior resolução e/ou dimensão, mantendo o funcionamento do sistema com pequenas alterações no ficheiro de configuração. O acesso a diferentes ecrãs, quer de monitorização do estado de sensores, ecrãs de configuração ou ecrãs associados a exercícios de reabilitação consolidaram uma aplicação robusta e funcional.

Apesar de ser utilizada uma baixa frequência de *clock* de funcionamento do microcontrolador (8 MHz) que constitui uma fração da sua frequência máxima de funcionamento (32 MHz), verificou-se que é possível correr uma gestão de eventos onde é efetuada troca de informação por comunicação série, geração de gráficos e escrita de dados para um dispositivo USB sem recorrer à totalidade da capacidade de processamento do microcontrolador.

A comunicação entre módulos foi implementada com sucesso, sendo possível transmitir a informação pretendida dos sensores e verificar o estado de funcionamento do módulo da luva.

6 Protótipos e Integração Final do Dispositivo

6.1 Introdução

Após uma descrição do desenvolvimento dos diferentes componentes do dispositivo, este capítulo aborda a conceção e montagem dos protótipos finais e testes de funcionamento do produto final.

A nível do protótipo, são descritos os procedimentos realizados na conceção dos suportes para permitir a fixação dos sensores e motores na luva e de uma caixa destinada a alojar os componentes eletrónicos responsáveis pelo controlo da luva.

6.2 Suportes dos sensores na luva

A implementação dos sensores de posição desenvolvidos numa luva requereu a conceção de estruturas de suporte para os sensores. Estas estruturas foram projetadas para serem produzidas por técnicas de impressão 3D. Apesar destes sistemas de impressão 3D possibilitarem a criação de modelos com geometrias muito complexas, impossíveis de obter por processos de fabrico tradicionais, a modelação deste tipo de componentes obrigou a uma especial atenção em viabilizar a impressão dos componentes. A impressora 3D utilizada para a impressão destes componentes foi desenvolvida pela RepRapBCN [71] e está disponível no LIM (ver Figura 6.1). O sistema de impressão baseia-se no aquecimento de um filamento do material de impressão, podendo ser plástico PLA ou plástico ABS, e que é sucessivamente depositado em camadas. Este tipo de impressão requer que as peças a serem impressas apresentem um plano de impressão, isto é, uma face plana onde seja possível iniciar a deposição da primeira camada de material para servir de base à deposição das camadas seguintes, não devendo haver variações de área significativas entre duas camadas consecutivas. Uma vez que se tratam de componentes predominantemente não estruturais, não foi necessário utilizar enchimento total na sua impressão, reduzindo o material necessário e inevitavelmente o custo e o tempo de impressão.

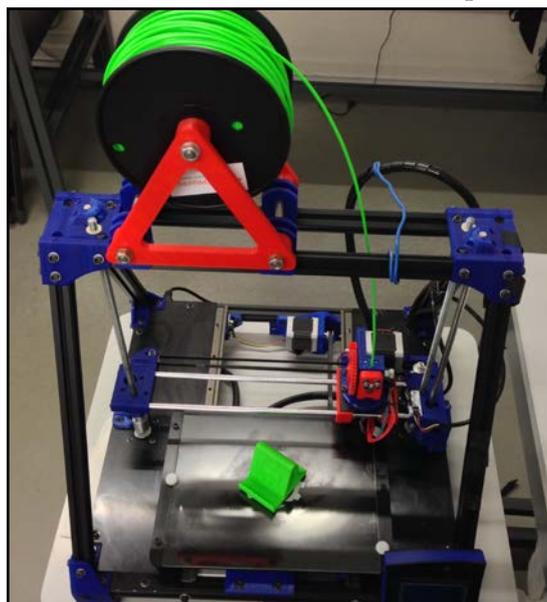


Figura 6.1 - Impressora 3D utilizada para impressão dos componentes desenvolvidos

Na modelação efetuada, é de salientar que o relativamente elevado atravancamento desta solução deve-se ao facto de o protótipo ter sido concebido com o intuito de ser produzido por prototipagem rápida numa impressora 3D. Caso a peça fosse obtida por processos de embutidura ou por processo de quinagem ou dobragem de uma chapa de espessura reduzida, a suas dimensões seriam naturalmente inferiores, permitindo a obtenção de um protótipo final mais compacto.

Estes suportes consistem em quatro componentes (ver Figura 6.2) a serem colocados entre as três articulações de cada dedo, sendo que três apenas necessitam de alojar os sensores de posição enquanto que o suporte associado à falange distal é mais complexo, uma vez que também necessita de alojar o sensor de força e o motor.

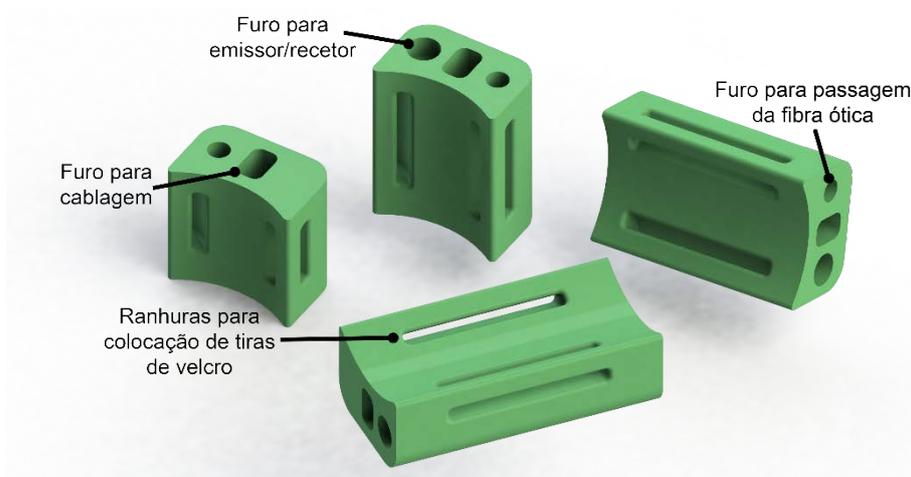


Figura 6.2 - Primeira versão dos suportes apenas para os sensores de posição

Nesta versão é possível observar os furos para o encaixe do emissor de infravermelhos e para o fototransistor recetor, o orifício para a colocação da fibra ótica, um furo central para permitir a passagem de cablagem e as ranhuras para a colocação de tiras de velcro para fixação.

Inicialmente conceberam-se os componentes para serem acoplados à luva através de umas tiras de velcro, tendo para isso sido criadas ranhuras para permitir a fixação das tiras de velcro nos suportes. Esta abordagem permitiria um ajuste da luva ao tamanho da mão do utilizador, contudo rapidamente se verificou que a utilização de velcro para garantir a fixação dos suportes, embora possibilitasse o ajuste ao tamanho da mão, limitava o movimento das articulações. Tendo em conta que a própria luva não apresenta grande flexibilidade no que diz respeito ao tamanho das mãos admissível por parte dos utilizadores, optou-se por colar os suportes à própria luva, obtendo uma ligação mas rígida.

Na Figura 6.3 apresenta-se uma representação do posicionamento dos suportes no modelo de estudo e posteriormente na Figura 6.4 é apresentada a montagem dos suportes na luva.

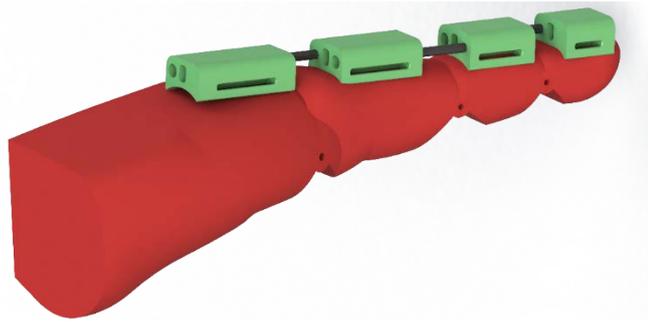


Figura 6.3 - Representação do posicionamento dos suportes no modelo de estudo

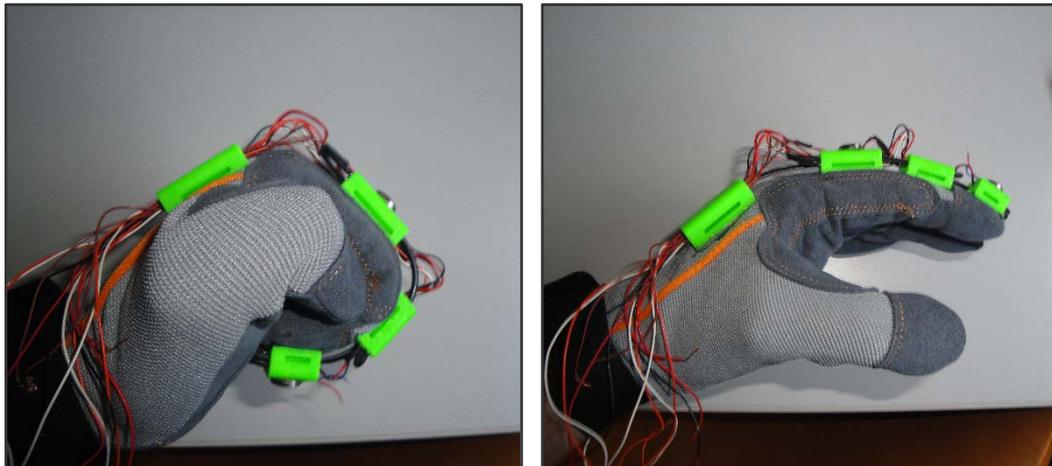


Figura 6.4 - Montagem dos sensores na luva

A partir desta versão de suportes montada na luva, analisou-se o efeito do estímulo vibratório provocado pelo motor quando colocado nos diferentes suportes, tendo-se comprovado que o utilizador é mais sensível ao reconhecimento deste estímulo quando o motor se encontrava acoplado ao suporte da falange distal.

Numa segunda versão destes suportes efetuaram-se duas alterações: a primeira alteração consistiu na remoção das ranhuras para colocação das tiras de velcro uma vez que não iriam ser utilizadas. Face a esta pequena alteração, os suportes das falanges média, proximal e do metacarpo permaneceram inalteradas. A segunda alteração foi bastante mais significativa, uma vez que implicou o redesenho do suporte da falange distal. A inserção de apoios para o sensor de força implicou o aumento da largura do suporte e a criação de uma ranhura para a colocação do motor implicou um aumento não significativo na altura do suporte. O suporte dos sensores e do motor a ser colocado na falange distal está representado na Figura 6.5.



Figura 6.5 – Suporte de sensores e do motor na falange distal

Estes suportes apresentam uma altura máxima de 8 mm, uma largura de 12 mm e um comprimento de 15, 20, 25 e 30 mm, respetivamente. Em todos os furos foi atribuída uma folga de 0.4 mm para compensar a dilatação do material durante a impressão, sendo que os furos foram posteriormente retificados.

6.3 Caixa de alojamento da eletrónica

No que diz respeito ao desenvolvimento da caixa para alojamento da eletrónica na luva, foram consideradas as seguintes particularidades:

- Os componentes impressos apresentam uma estrutura alveolar, apresentando um preenchimento da ordem dos 15% o que afeta a sua resistência mecânica, apesar de não se tratarem de componentes estruturais;
- O processo de impressão necessita de uma base de impressão plana, uma vez que a impressão é efetuada por deposição de camadas. Caso não exista nenhum plano de impressão é necessário adicionar material de suporte;
- Apenas é possível realizar a união de peças através de ligações roscadas através de porcas e parafusos, ou por ajustamento;
- O processo de extrusão atribui uma variação dimensional às peças devido à contração e expansão causadas por variações de temperatura, sendo necessário dimensionar os componentes com folga (folga essa que varia consoante o material);
- A introdução de texto em baixo relevo deve ser feita num plano perpendicular à superfície de sustentação da peça;
- É necessário garantir o posicionamento das ranhuras para as conexões exteriores;
- A fixação das placas de circuito impresso deve ser realizada através da criação de ranhuras nas paredes laterais da caixa para que estas possam deslizar até à sua posição;
- Devem ser definidos raios de concordância, sempre que possível, de forma a aumentar a rigidez mecânica dos componentes.

Tendo em conta as condições enumeradas, foi concebida uma caixa constituída por apenas duas peças, o corpo da caixa e uma tampa cuja fixação é garantida por ajustamento. Na Figura 6.6 apresenta-se o modelo em *Solidworks* da caixa e na Figura 6.7 apresenta-se uma fotografia do corpo da caixa impressa e com a eletrónica já alojada.

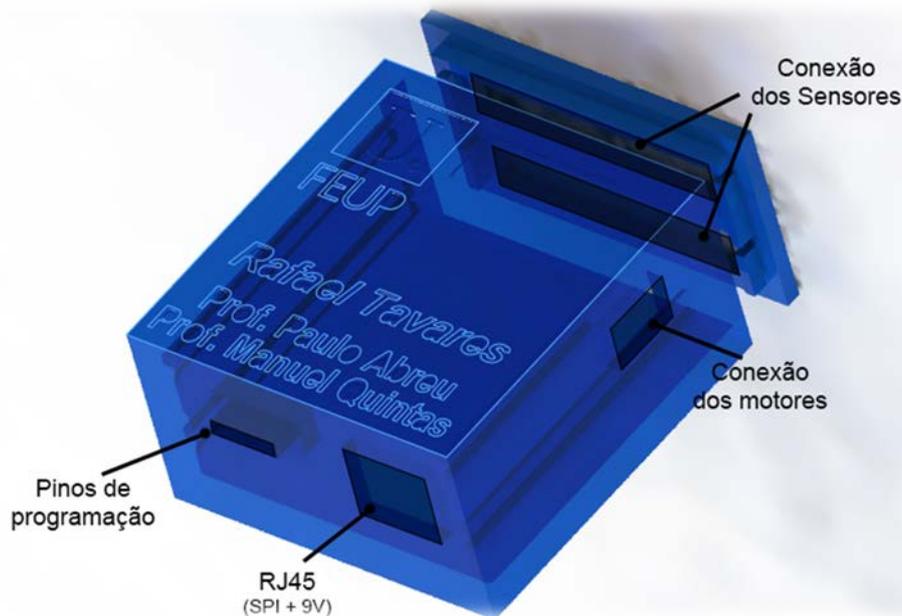


Figura 6.6 - Modelação da caixa para alojamento da eletrónica em *Solidworks*



Figura 6.7 - Caixa para alojamento da eletrónica impressa em PLA

A caixa de alojamento da eletrónica do módulo da luva foi posteriormente dotada de um sistema de fixação para permitir a sua colocação no pulso do utilizador.

O módulo da HMI também foi materializado numa caixa impressa, tendo sido utilizado o modelo em *Solidworks* desenvolvido na dissertação de Pedro Sousa [49].

6.4 Montagem dos sensores e motores

A montagem dos diversos sensores de posição, dos motores e dos sensores de força requer especial atenção, em particular no que diz respeito à cablagem. A ligação destes componentes à caixa de alojamento da eletrónica é feita recorrendo a uma cablagem de diâmetro reduzido e de elevada flexibilidade, de forma a não interferir com os movimentos de utilização da luva

Adoptou-se o uso de conetores individuais para cada dedo da luva nas ligações dos diversos sensores/atuadores ao módulo, de modo a facilitar a sua montagem e possibilitar a substituição de sensores de uma forma modular dedo a dedo.

Tendo sido apresentados todos os componentes dos respetivos módulos, na Figura 6.8 apresenta-se o protótipo final do dispositivo desenvolvido.

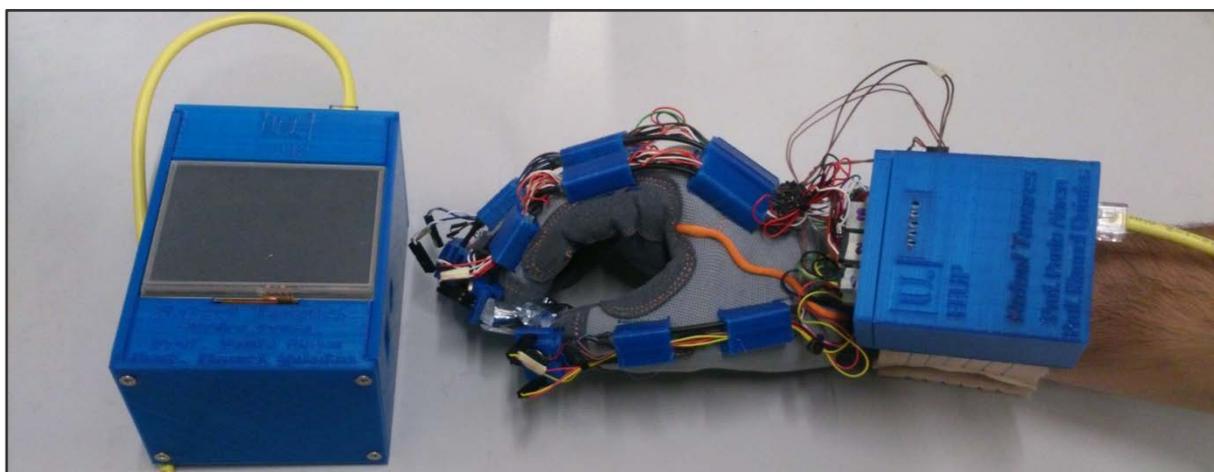


Figura 6.8 - Protótipo final do dispositivo de reabilitação

6.5 Demonstração da utilização do dispositivo

Após a montagem da luva na mão do utilizador e de se proceder à ligação dos conetores dos sensores e dos motores ao módulo da luva, é necessário efetuar a ligação entre o módulo da luva e o módulo da HMI através de um cabo RJ45. O módulo da HMI deve ser alimentado a partir de um transformador de 9 V (CC), embora possa ser utilizado um transformador até 11.5 V (CC).

Ao ligar o módulo da HMI através do *switch* existente na face lateral da caixa, caso não exista nenhuma calibração da tela resistiva guardada na memória, é solicitado ao utilizador que proceda a uma rotina de calibração da tela resistiva, caso contrário o dispositivo inicia com o ecrã de apresentação. Este ecrã de apresentação é substituído pelo ecrã de “Menu Principal” a partir de qualquer toque por parte do utilizador (ver Figura 6.9).

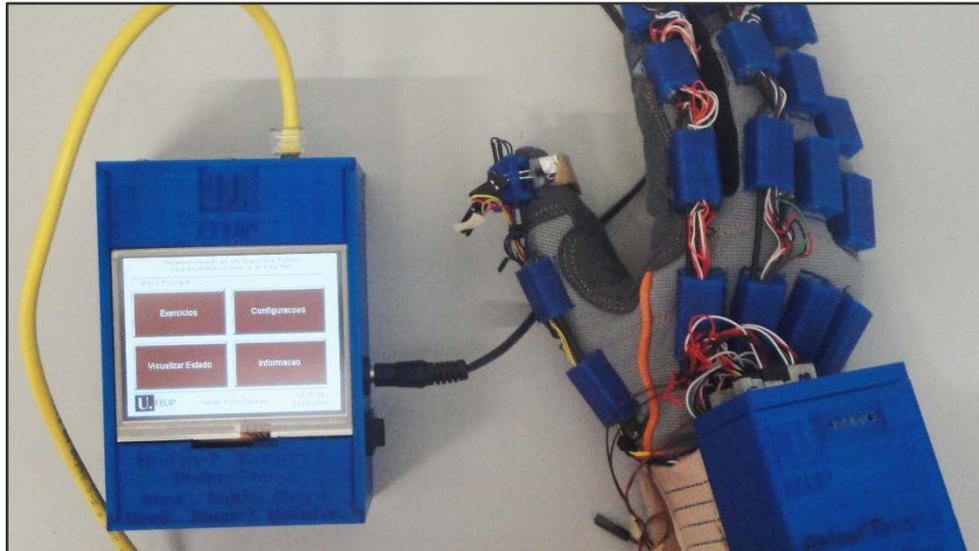


Figura 6.9 - Demonstração da utilização da luva: Menu Principal

A partir do “Menu Principal”, o utilizador pode verificar o estado dos sensores através dos vários ecrãs disponíveis através dos comandos presentes no submenu “Visualizar Estado” (ver Figura 6.10). Desta forma, o utilizador pode verificar se a calibração dos sensores existente na memória está correta ou se é necessário realizar uma nova calibração.

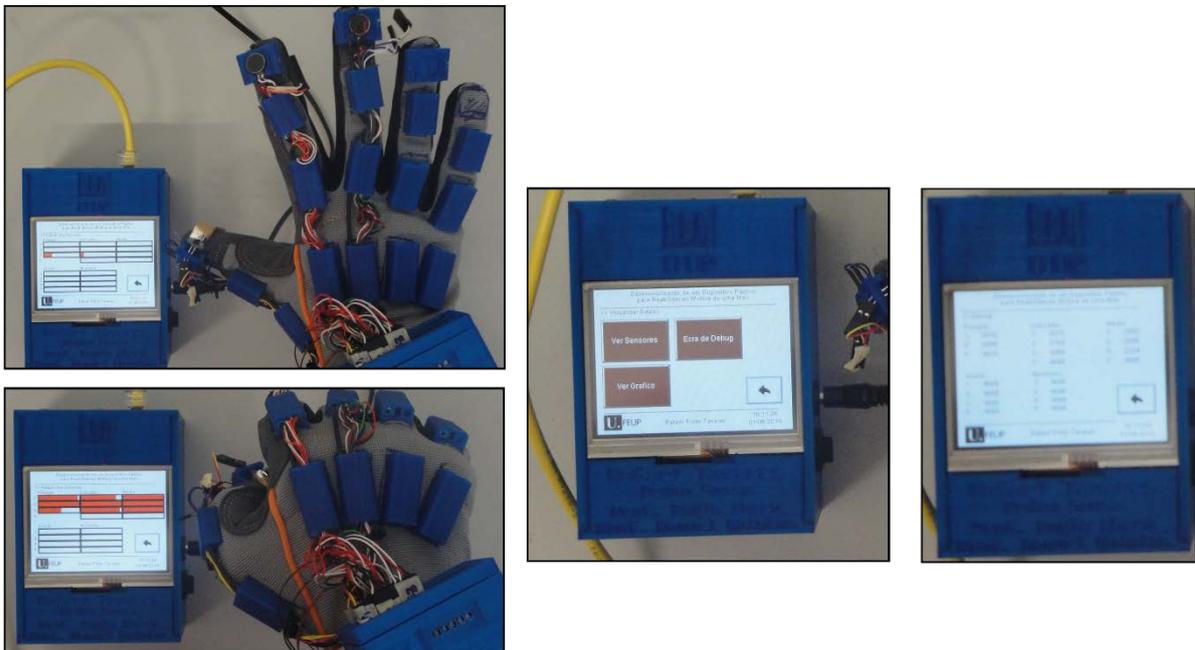


Figura 6.10 - Verificação do estado dos sensores

No caso de ser necessário uma nova calibração dos sensores, o utilizador deverá aceder a esta rotina a partir do comando “Calibrar Luva”, presente no submenu “Menu de Configurações”. Nesta rotina de calibração, o utilizador deve abrir e fechar a mão, seguindo as instruções disponibilizadas na interface gráfica, de forma a definir o *offset* e a gama de utilização do sensor, tal como representado na Figura 6.11.

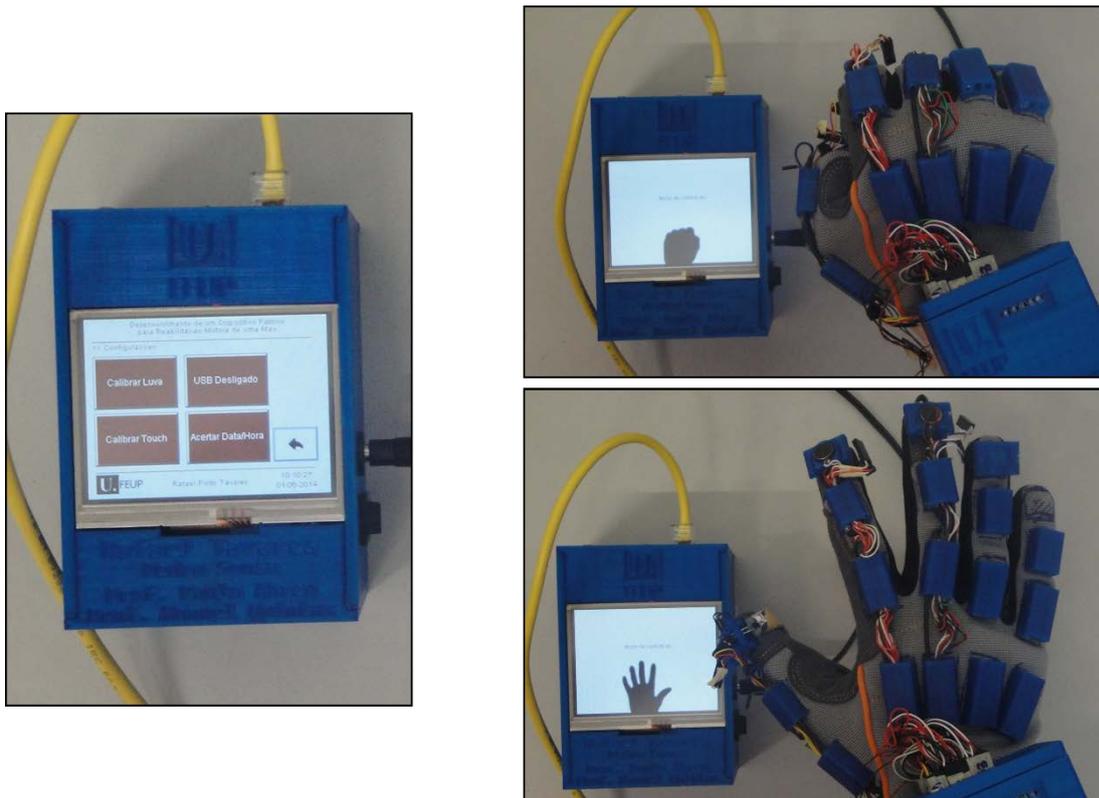


Figura 6.11 – Processo de calibração dos sensores de posição da luva

Terminado o processo de calibração, é possível retornar ao “Menu Principal” e aceder ao “Menu de Exercícios”, onde é possível escolher qual o exercício a realizar. Ao premir o comando “Exercício 1” são apresentadas algumas informações relativas ao exercício selecionado, sendo este iniciado com um toque na tela.

Neste exercício 1 é definido aleatoriamente um dedo que o utilizador deve movimentar. A consola apresenta uma imagem do dedo a movimentar, sendo complementado pelo estímulo vibratório do motor e pela ligação de um LED relativos ao dedo correspondente. Na interface gráfica é possível visualizar o estado dos sensores correspondentes ao dedo a movimentar. Ao se verificar que o utilizador cumpriu o objetivo de movimentar totalmente o dedo designado pelo programa, é definido um novo dedo a movimentar e assim sucessivamente. Durante este exercício, o utilizador pode abandonar o exercício premindo o comando de “Voltar”. Na Figura 6.12 ilustra-se a verificação do estado de cada uma das articulações do dedo a movimentar, evidenciando-se a necessidade do utilizador fletir totalmente o dedo selecionado a fim de concluir o objetivo do exercício.

A gravação de dados para um dispositivo de armazenamento USB pode ser ativada através do comando “Ligar USB” presente no “Menu de Configurações”. Se a opção de gravação USB estiver ativa é gerado um histórico com os dados relevantes ao estado dos sensores e ao decorrer do exercício para posterior análise do comportamento do utilizador.

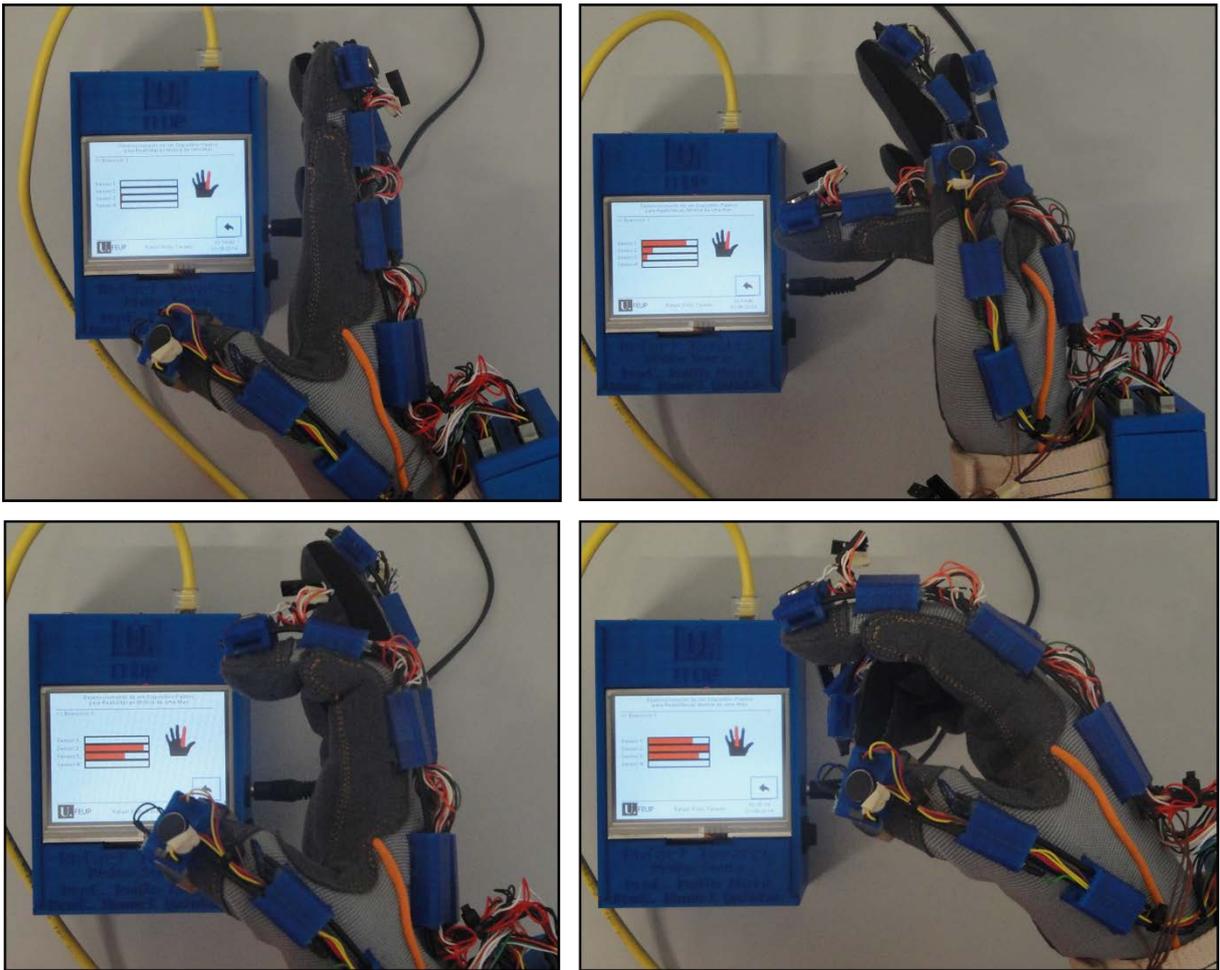


Figura 6.12 - Demonstração do estado dos sensores durante a execução do "Exercício 1"

6.6 Conclusão

Neste capítulo referiu-se o desenvolvimento de componentes e a sua integração no protótipo final do dispositivo. A possibilidade de usufruir das potencialidades de uma impressora 3D possibilitou a impressão de protótipos funcionais de baixo custo e com tempos de impressão significativamente reduzidos, mostrando ser uma ferramenta muito valiosa no auxílio do desenvolvimento do produto.

A aplicação realizada para monitorização e controlo do dispositivo desenvolvido demonstra as capacidades de utilização da luva em aplicações de reabilitação motora de uma mão. As funcionalidades implementadas de monitorização e estímulo, bem como do exercício interativo desenvolvido permitiram a demonstração efetiva de diferentes modos de utilização do dispositivo e abrem portas a desenvolvimentos futuros de múltiplos exercícios de reabilitação com maior grau de complexidade a configurar de acordo com a necessidades específicas pretendidas.

Desta forma, os resultados finais demonstram as potencialidades da solução desenvolvida para o dispositivo passivo de reabilitação motora de uma mão, tendo sido alcançados os objetivos propostos para o trabalho.

7 Conclusões e Trabalhos Futuros

7.1 Conclusões

O trabalho realizado, para além de ter cumprido integralmente todos os objetivos inicialmente proposto, permitiu a realização de desenvolvimentos complementares que muito contribuíram para as funcionalidades e capacidades da luva apresentada.

É de realçar o desenvolvimento de soluções de sensorização alternativas às soluções utilizadas no estado da arte atualmente, através de uma abordagem de técnicas de sensorização ópticas para medição de deslocamento e de força.

O sistema de deteção de movimento individual de um dedo desenvolvido permite, não só detetar o movimento de cada dedo, mas também de monitorizar a amplitude de movimento de cada uma das três articulações do dedo. Esta capacidade sensorial e a solução construtiva desenvolvida apresentam um elevado potencial para outras aplicações, não só na área da reabilitação como de outras aplicações de monitorização motora, nomeadamente aplicações de realidade virtual ou realidade aumentada.

O sensor de força desenvolvido para monitorização da força exercida ao nível da ponta do dedo representa também uma inovação significada face às soluções atualmente no mercado, uma vez que foi possível construir um sensor com características adequadas ao fim em vista, de reduzidas dimensões, fácil implementação, com um bom comportamento mecânico e elétrico, elevada sensibilidade e boa repetibilidade.

A integração dos sistemas sensoriais e de excitação na luva, recorrendo à materialização de componentes projetados em *softwares* de CAD através de processos de prototipagem rápida (impressora 3D por deposição de camadas), permitiu a sua fácil e económica implementação permitindo a obtenção de uma luva de reabilitação de elevado desempenho destacando-se por ser uma solução de elevado conforto e muito pouco intrusiva.

O desenvolvimento de toda a eletrónica de monitorização e comando baseada em microcontroladores, com recurso a uma arquitetura modular, apresenta um bom desempenho quer em termos de múltiplas funções de visualização e programação, quer em termos de avançamento e custo reduzidos, contribuindo decisivamente para as capacidades de utilização da luva. Esta estrutura modular desenvolvida para este sistema de controlo abre portas a desenvolvimentos futuros que permitem facilmente integrar um sistema de comunicação sem fios entre o controlador da luva e o controlador dotado de interface gráfica, bem como de uma solução de alimentação por baterias, o que permitiria a substituição da atual ligação cablada desenvolvida.

A aplicação informática desenvolvida para monitorização e controlo da luva de reabilitação demonstra claramente as capacidades de utilização da luva em aplicações de reabilitação motora de uma mão. Estas funcionalidades implementadas de monitorização, atuação e exemplos de rotinas/exercícios interativos desenvolvidos permitiram a demonstração efetiva de diferentes modos de utilização do dispositivo e abrem portas a desenvolvimentos futuros de múltiplos exercícios de reabilitação com maior grau de complexidade a configurar de acordo com as necessidades específicas pretendidas.

7.2 Sugestões para Trabalhos Futuros

Face aos desenvolvimentos efetuados e ao que foi reportado, foram identificadas três áreas para desenvolvimentos futuros:

- Comunicação:
 - Aumentar a mobilidade de utilização da luva de reabilitação pela introdução de uma comunicação sem fios entre o controlador existente na luva e a estação de monitorização e programação da luva;
- *Software*:
 - Desenvolver aplicações de exercícios de reabilitação adequados a diferentes tipos de patologias, recorrendo ao desenvolvimento de mais aplicações interativas, mantendo uma estruturação do tipo jogo. Estas aplicações deverão ter a capacidade de monitorização do progresso de execução dos exercícios propostos, no sentido de estimular e aumentar a empatia do doente na realização dos exercícios de reabilitação;
- Sensorização:
 - Instrumentar a medição de outros graus de liberdade de movimento que não foram contabilizados, como é o caso do movimento de abdução/adução;
 - Aumentar as capacidades sensoriais da luva, através da introdução de sensores de aceleração e giroscópios, permitindo a monitorização de movimento, inclinação e rotação da mão;
 - Integração da monitorização de sinais EMG para verificar a atividade muscular do braço.

8 Referências

- [1] F. Carneiro, "Desenvolvimento de um sistema de atuação e controlo para dedo de luva de reabilitação," *Dissertação de Mestrado, FEUP*, 2014.
- [2] M. Mulas, M. Folgheraiter, and G. Gini, "An EMG-controlled exoskeleton for hand rehabilitation," in *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*, 2005, pp. 371-374.
- [3] D. H. Reinkensmeyer, N.; Krebs, H.; Lehman, S.; Lum, P., *Biomechanics and neural control of posture and movement*. Eds Winters J. Springer-Verlag, 2000.
- [4] D. Jack, R. Boian, A. S. Merians, M. Tremaine, G. C. Burdea, S. V. Adamovich, *et al.*, "Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 9, pp. 308-318, 2001.
- [5] E. H. N. a. E. S. o. Cardiology, "European Cardiovascular Disease Statistics 2012 Edition," 2012.
- [6] R. B. Resck, F.; Herculado, M.; Namorato, P.; Freire S., "Orientações a pacientes portadores de sequelas neurológicas e a sua família: uma actividade extensionista," *Congresso Brasileiro de Extensão Universitária*, 2004.
- [7] S. Petrilli, A. Durufle, B. Nicolas, J. F. Pinel, V. Kerdoncuff, and P. Gallien, "Prognostic factors in the recovery of the ability to walk after stroke," *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, vol. 11, pp. 330-335, 11// 2002.
- [8] SPAVC, "3º Congresso Português do AVC - Livro de Resumos," *Sociedade Portuguesa do Acidente Vascular Cerebral*, 2009.
- [9] CyberGloveSystems. (2010). *CyberGrasp Product Specifications*. Available: <http://www.cyberglovesystems.com/products/cybergasp/specifications> [8 July, 2014]
- [10] M. Bouzit, G. Burdea, G. Popescu, and R. Boian, "The Rutgers Master II-new design force-feedback glove," *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 7, pp. 256-263, 2002.
- [11] M. Bouzit and G. C. Burdea, "Hand force feedback and sensing system," ed: Google Patents, 2006.
- [12] Festo. (2012). *Festo ExoHand*. Available: http://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/156734/Brosch_FC_ExoHand_EN_lo_L.pdf [8 July, 2014]
- [13] Z. Wang, J. Hoelldampf, and M. Buss, "Design and performance of a haptic data acquisition glove." Available: <http://www.google.com/patents/US7138976> [8 July, 2014]
- [14] D. J. Cassar and M. A. Saliba, "A force feedback glove based on Magnetorheological Fluid: Preliminary design issues," in *MELECON 2010 - 2010 15th IEEE Mediterranean Electrotechnical Conference*, 2010, pp. 618-623.
- [15] C. Bullion and H. Gurocak, "Haptic glove with mr brakes for distributed finger force feedback," *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, vol. 18, pp. 421-433, 2009.
- [16] A. Chiri, N. Vitiello, F. Giovacchini, S. Roccella, F. Vecchi, and M. C. Carrozza, "Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation," *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 17, pp. 884-894, 2012.
- [17] S. Mohamaddan and T. Komeda, "Wire-driven mechanism for finger rehabilitation device," in *Mechatronics and Automation (ICMA), 2010 International Conference on*, 2010, pp. 1015-1018.
- [18] L. Dipietro, A. M. Sabatini, and P. Dario, "A Survey of Glove-Based Systems and Their Applications," *Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews, IEEE Transactions on*, vol. 38, pp. 461-482, 2008.

- [19] D. J. Sturman and D. Zeltzer, "A survey of glove-based input," *Computer Graphics and Applications, IEEE*, vol. 14, pp. 30-39, 1994.
- [20] B. D. Zimmerman, R. O. Claus, D. A. Kapp, and K. A. Murphy, "Fiber-optic sensors using high-resolution optical time domain instrumentation systems," *Lightwave Technology, Journal of*, vol. 8, pp. 1273-1277, 1990.
- [21] D. L. Gardner, "The Power Glove," *Des. News*, vol. 45, pp. 63-68, 1989.
- [22] P. C. Burdea, *Virtual Reality Technolog*, 2003.
- [23] K. Li, M. Chen, S. H. Yeo and C. K. Lim, "Development of finger-motion capturing device based on optical linear encoder" *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 48, pp. 69-82, 2011.
- [24] J. J. LaViola, "A survey of hand posture and gesture recognition techniques and technology" *Brown Univ., Providence, RI*, 1999.
- [25] 5DT. (2013). *5DT - Fifth Dimension Technologies*. Available: <http://www.5dt.com> [8 July, 2014]
- [26] R. E. J. C. Youngblut , S. H. Nash , R. A. Wienclaw and C. A. Will "Review of virtual environment interface technology," *Inst. Defense Anal. (IDA), Alexandria, VA, Tech. Rep. IDA*, 1996.
- [27] F. Hofmann, "Der TU-Berlin Sensorhandschuh, technische Beschreibung und aktueller Stand" *Tech. Univ. Berlin, Berlin, Germany*, 1998.
- [28] C. Willems and C. Meinel, "Online assessment for hands-on cyber security training in a virtual lab," in *Global Engineering Education Conference (EDUCON), 2012 IEEE*, 2012, pp. 1-10.
- [29] H. Srl. (2014). *Humanglove, Humanware Srl*. Available: http://www.hmw.it/prodotti_e.html [8 July, 2014]
- [30] N. K. a. R. W. L. J. L. Hernandez-Rebollar " The AcceleGlove: A whole-hand input device for virtual reality," *Proc. SIGGRAPH*, p. 259, 2002.
- [31] J. K. Perng, B. Fisher, S. Hollar, and K. S. J. Pister, "Acceleration sensing glove (ASG)," in *Wearable Computers, 1999. Digest of Papers. The Third International Symposium on*, 1999, pp. 178-180.
- [32] StretchSense. *StretchSense - Wireless soft sensors made easy*. Available: <http://www.stretchsense.com/> [8 July, 2014]
- [33] TactilusFlex. (2014). *Tactilus Flex Sensor*. Available: <http://www.sensorprod.com/flex-sensor.php> [8 July, 2014]
- [34] SparkFun, "Flex Sensor 4.5" SEN-08606," 2014.
- [35] StretchSense, "StretchSense Evaluation Kit Sensor Datasheet," 2013.
- [36] Y. K. G. K. Y. Lim, W. Dong, K. D. Nguyen, I.-M. Chen, S. H. Yeo, H. B. L. Duh, and C. G. Kim, "A Wearable, Self-Calibrating, Wireless Sensor Network for Body Motion Processing," *IEEE ICRA Pasadena, California*, pp. 1017-1022, 2008.
- [37] Avago. (2013). *Avago Technologies*. Available: <http://www.avagotech.com> [8 July, 2014]
- [38] Ensinger-Hyde, "DELTRIN (Acetal Homopolymer) Specifications." Available: http://www.plasticsintl.com/datasheets/Delrin_150.pdf [8 July, 2014]
- [39] L. Virtual Realities. (2013). *5DT Data Glove 5 Ultra Specifications*. Available: <http://www.vrealities.com/products/data-gloves/5dt-data-glove-5-ultra-2>
- [40] Tekscan. (2014). *Flexiforce Sensores - Standard FlexiForce Sensors for Force Measurement*. Available: <http://www.tekscan.com/flexible-force-sensors> [8 July, 2014]

- [41] F. Vecchi, C. Freschi, S. Micera, A. M. Sabatini, P. Dario, and R. Sacchetti, "Experimental evaluation of two commercial force sensors for applications in biomechanics and motor control," in *5th Ann. Conf. of Int. FES*, 2000.
- [42] I. Pressure Profile Systems, "Capacitive Tactile Sensors - A Technology Primer," 2013.
- [43] I. Pressure Profile Systems, "FingerTPS II - Wireless Tactile Force Measurement System Datasheet," 2012.
- [44] M. Nakatani, K. Shiojima, S. Kinoshita, T. Kawasoe, K. Koketsu, and J. Wada, "Wearable contact force sensor system based on fingerpad deformation," in *World Haptics Conference (WHC), 2011 IEEE*, 2011, pp. 323-328.
- [45] J. Schmit. (2012). *Human Left Hand 3D Model - GrabCAD*. Available: <http://grabcad.com/library/human-left-hand> [8 July, 2014]
- [46] J. Li, S. Wang, J. Wang, R. Zheng, Y. Zhang, and Z. Chen, "Development of a hand exoskeleton system for index finger rehabilitation," *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, vol. 25, pp. 223-233, 2012/03/01 2012.
- [47] V. Semiconductors, "TCRT5000 Reflective Optical Sensor with Transistor Output Datasheet," 2009.
- [48] R. Gomes, "Conceção e desenvolvimento de interfaces gráficas baseadas em sistema de microcontroladores Microchip," *Dissertação de Mestrado, FEUP*, 2013.
- [49] P. Sousa, "Desenvolvimento de um sistema de monitorização *Low Cost* de uma câmara frigorífica," *Dissertação de Mestrado, FEUP*, 2014.
- [50] Microtips, "Liquid Crystal Display Module MTF-TQ35SP811-AV Datasheet," 2009.
- [51] HantouchUSA, "4-Wire Analog-Resistive Touch Screen," 2012.
- [52] Microchip, "PIC18F87K90 Family Data Sheet," 2011.
- [53] Vishay, "LCD-1604AD1660Y Datasheet," 2002.
- [54] Maxim, "Max667 +5V/Programmable Low-Dropout Voltage Regulator Datasheet," 2008.
- [55] Maxim, "MAX882-884 5V/3.3V or Adjustable, Low-Dropout, Low IQ, 200mA Linear Regulators Datasheet," 1999.
- [56] P. Horowitz and W. Hill, *The Art of Electronics*. Cambridge University Press, 1989.
- [57] F. David A. Hodges, "Darlington's Contributions to Transistor Circuit Design," *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Fundamental Theory and Applications*, vol. 46, 1999.
- [58] T. Instruments, "UNL2003A Datasheet," 2013.
- [59] T. Instruments, "REF02 +5V Precision Voltage Reference Datasheet," 2005.
- [60] P. MicroDrives, "Dura Vibe™ 10mm Brushless Vibration Motor - 3mm Type Model: 910-101," ed, 2014.
- [61] Microchip, "PICmicro Mid-Range MCU Family Reference Manual - Section 17. Master Synchronous Serial Port (MSSP)," 2002.
- [62] Microchip, "PIC18F2331/2431/4331/4431 Data Sheet," 2010.
- [63] P. J. C. R. Oliveira, "Apontamentos de Automação de Processos Industriais - Processo de Produção de Placas de Circuito Impresso," *IST*, 2004.
- [64] M. R. Quintas, "Apontamentos de Computação Industrial - Introdução aos Microcontroladores," *FEUP*, 2013.

- [65] MikroElektronika. (2014, 02-06-2014). *PIC Microcontrollers - Chapter 1: World of Microcontrollers*. Available: <http://www.mikroe.com/chapters/view/14/chapter-1-world-of-microcontrollers/> [8 July, 2014]
- [66] D. Harris and S. Harris, *Digital Design and Computer Architecture*, 2nd ed., 2013.
- [67] M. Technology. (2014). *Microchip*.
- [68] Microchip, "AN1368 - Developing Embedded Graphics Applications using PIC Microcontrollers with Integrated Graphics Controller," 2011.
- [69] Microchip, "DS39713A Section 13. Parallel Master Port (PMP)," 2006.
- [70] Microchip, "Microchip Graphics Library Architecture - Web Seminar," 2007.
- [71] FundacióCIM. (2013). *3D Printers / RepRapBCN*. Available: <http://www.reprapbcn.com/en/catalog/3d-printers> [8 July, 2014]

