

***Sensorização de um Lipocalibrador e Transmissão de Dados por  
ZigBee para Avaliação Automática de Gordura Corporal***

*Pedro Artur Valadares de Pinho*

**Dissertação do MIEM**

Orientadores:

Investigadora Principal Maria Teresa Restivo

Professor Joaquim Gabriel Magalhães Mendes



**FEUP**

**Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto**

**Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica**

Fevereiro de 2008



*Dedico este trabalho à minha família que sempre me apoiou no  
decurso da realização desta exigente tarefa.*



## **Resumo**

Um método universal, baseado em equipamentos pouco dispendiosos e portáteis – os lipocalibradores –, permite quantificar a gordura subcutânea através da medição de pregas cutâneas. Contudo, para as medições serem fiáveis, é necessário que sejam efectuadas de acordo com um procedimento padronizado.

Dentro das especificações do procedimento referido, na medição de uma prega cutânea com um lipocalibrador, a leitura deve ser realizada três segundos após a aplicação das maxilas do dispositivo na prega. A leitura da respectiva espessura deve ser registada com um erro inferior a 1mm. Estas recomendações são difíceis de aplicar num lipocalibrador mecânico, pois para além da estimativa dos três segundos realizada pelo técnico de saúde, o registo da medição feita com o comparador analógico integrado é visual e agravado pelo facto da agulha estar em permanente movimento devido à cedência natural dos tecidos.

Assim, o desenvolvimento de um protótipo que permita a leitura digital da espessura desta prega foi considerada pelos especialistas da área do maior interesse pois diminuirá o grau de treino necessário à sua utilização permitindo a recolha de dados com menor subjectividade. Tendo em conta estas limitações dos lipocalibradores, foi desenvolvido um novo sistema de sensorização, sem contacto, baseado num codificador incremental miniatura e integrado um sistema inovador de transmissão de dados sem fios com tecnologia ZigBee. A aplicação de software *Liposoft*, anteriormente desenvolvida, foi totalmente revista tendo sido adicionadas novas equações de cálculo de gordura corporal e integrada com um módulo de comunicação ZigBee. Deste modo a aplicação *Liposoft*, desenvolvida em software *LabVIEW*, permite a recolha automática dos dados, o seu processamento e registo numa base de dados SQL.

Este protótipo, integrando a nova sensorização, um módulo de comunicação sem fios, um sistema de alimentação e a aplicação *Liposoft* foi designado por *Adepsmeter*.

## ***Caliper Sensorization and Data Transmission using ZigBee Technology for Automatic Assessing Body Composition***

### **Abstract**

A universal method, based in low cost and portable equipment – skinfold calipers –, allows body fat assessment from skinfold thickness measurement. In order to get reliable data it is imperative to follow standard procedure.

The measurement of skinfold thickness must be acquired three seconds after jaws are closed and read with an error lower than 1mm. These requirements are quite hard to comply with because the health technician must simultaneously do the time counting and read the thickness from an analog indicator whose pointer is continuously moving out due to compression of skinfold tissue.

The development of a prototype which supports digital reading of skinfold thickness was pointed out by the specialists as a major feature which would diminish drastically the training, currently required, using skinfold calipers with less subjectivity.

These ideas were seriously studied and a completely new sensorization system was developed, based on a contactless miniature encoder, and integrated with a wireless module, based on ZigBee technology, to provide acquisition and wireless transmission of skinfold measurements.

The *LabVIEW* application *Liposoft*, previously developed, was fully reviewed and improved in order to integrate the new wireless system providing automatic acquisition, processing and recording in a SQL database.

This prototype, containing a new type of sensorization, wireless communication, battery power and the *Liposoft* application, has been named *Adepsmeter*.

## **Agradecimentos**

À Investigadora Maria Teresa Restivo e ao Prof. Joaquim Gabriel Magalhães Mendes, pela orientação e incentivo, apoio e recursos disponibilizados, nomeadamente o Laboratório de Instrumentação para Medição, onde decorreu a maior parte do trabalho de investigação, desenvolvimento e implementação.

À Prof. Teresa Freitas do Amaral, pela disponibilidade e apoio demonstrados na compreensão dos conteúdos da área de Nutrição, tão importantes para este trabalho.

Ao Eng. Jorge Reis pelo profissionalismo e apoio técnico prestado e à Emília Soares pela disponibilidade e simpatia demonstradas no decorrer deste trabalho.

A todos aqueles que de forma directa, ou indirecta, contribuíram para a concretização deste trabalho o meu apreço e sincero agradecimento.

À empresa *Labesfal* e à Reitoria da Universidade do Porto no âmbito de um *Projecto de Iniciação à Investigação Científica na Pré-graduação* pelo apoio financeiro que permitiu a realização deste trabalho.



## Índice de conteúdos

1.	Introdução.....	15
1.1.	Importância da avaliação da composição corporal.....	15
1.2.	Motivação.....	16
1.3.	Organização.....	17
2.	Métodos para avaliar a composição corporal.....	19
2.1.	Introdução.....	19
2.2.	Método indirecto.....	20
2.2.1.	Pesagem hidrostática.....	20
2.2.2.	DEXA.....	22
2.3.	Método duplamente indirecto.....	22
2.3.1.	Análise de bioimpedância.....	22
2.3.2.	Antropometria.....	24
2.3.2.1.	Lipocalibradores: soluções existentes.....	26
2.4.	Conclusão.....	29
3.	Lipocalibrador adaptado.....	31
3.1.	Limitações.....	32
3.2.	Conclusão.....	33
4.	Lipocalibrador de referência.....	35
4.1.	Modelação em <i>SolidWorks</i> .....	37
4.2.	Procedimento de calibração.....	38
4.3.	Conclusão.....	41
5.	Solução para a sensorização.....	43
5.1.	Especificações.....	43
5.2.	Solução de guiamento para o sistema de sensorização.....	44
5.3.	<i>Rato</i> óptico.....	46
5.4.	Codificador incremental.....	48

5.5.	Descodificador de quadratura.....	52
5.6.	Conclusão.....	52
6.	Transmissão sem fios.....	53
6.1.	Comparação de tecnologias.....	53
6.2.	Tecnologia ZigBee.....	54
6.2.1.	Módulos de desenvolvimento.....	57
6.2.1.1.	Módulo <i>Microchip</i> .....	57
6.2.1.2.	Módulo <i>Maxstream</i> .....	58
6.2.1.3.	Módulo <i>Flexipanel</i> .....	58
6.3.	Solução desenvolvida.....	60
6.4.	Integração com <i>LabVIEW</i> .....	64
6.5.	Integração com <i>Liposoft</i> .....	65
6.6.	Actualização de tecnologia.....	66
6.7.	Conclusão.....	67
7.	Sistema de alimentação.....	69
7.1.	Bateria.....	70
7.2.	Circuito de recarga e regulação.....	71
7.3.	Recarga de bateria.....	74
7.4.	Regulador de tensão.....	75
7.5.	Monitorização do estado da bateria.....	75
7.6.	Conclusão.....	76
8.	Conclusão e trabalho futuro.....	77
9.	Referência bibliográficas.....	81
ANEXO A:	Componentes electrónicos e mecânicos.....	85
ANEXO B:	Placa electrónica principal.....	93
ANEXO C:	Programa <i>PixieDarc</i> modificado.....	97
ANEXO D:	Módulo <i>LabVIEW</i> para comunicação sem fios.....	109
ANEXO E:	Nova rotina de cálculo <i>LabVIEW</i> .....	121

## Índice de figuras

Figura 1 – Modelo clássico da composição corporal.....	19
Figura 2 – Pesagem hidrostática.....	21
Figura 3 – DEXA.....	22
Figura 4 – Aproximação a um cilindro.....	23
Figura 5 – Dupla prega de pele e gordura subcutânea.....	24
Figura 6 – Localização das pregas.....	25
Figura 7 – Utilização de um lipocalibrador.....	25
Figura 8 – Versão adaptada com um comparador digital.....	31
Figura 9 – Aplicação <i>Liposoft</i> .....	32
Figura 10 – Desequilíbrio provocado pelo comparador.....	32
Figura 11 – Lipocalibrador <i>Harpden</i> .....	35
Figura 12 – Comparador analógico.....	36
Figura 13 – Visão geral.....	37
Figura 14 – Pormenor das molas e respectiva fixação.....	37
Figura 15 – Vista de retaguarda.....	37
Figura 16 – Medição de um bloco-padrão de 15mm.....	38
Figura 17 – Factor de correcção.....	39
Figura 18 – Calibração original e ajustada.....	40
Figura 19 – Análise do comparador analógico.....	44
Figura 20 – Pormenor da transformação do movimento angular em linear.....	45
Figura 21 – Solução de guiamento implementada.....	45
Figura 22 – Pormenor do postigo de aço.....	45
Figura 23 – Diagrama de funcionamento típico de um sensor óptico.....	46
Figura 24 – Placa de um <i>rato</i> óptico com saída em quadratura.....	46
Figura 25 – Circuito esquemático modificado baseado no sensor <i>PAN101BOI</i> .....	47
Figura 26 – Circuito esquemático modificado baseado no sensor <i>HDNS-2000</i> .....	47
Figura 27 – Vista explodida do conjunto óptico.....	48
Figura 28 – Codificadores incrementais analisados.....	48
Figura 29 – Codificador incremental <i>HEDS-9730#Q50</i> .....	49
Figura 30 – Montagem experimental.....	49
Figura 31 – Solução de sensorização baseada no codificador <i>HEDS-9730#Q50</i> .....	50
Figura 32 – Codificador incremental <i>AEDR-8300-1Qx</i> ( <i>Agilent Technologies</i> ).....	50
Figura 33 – Diagrama de blocos do codificador incremental.....	50

Figura 34 – Régua codificadora reflectora observada à lupa electrónica. ....	51
Figura 35 – Curva característica do codificador incremental seleccionado.....	51
Figura 36 – Saídas do descodificador de quadratura. ....	52
Figura 37 – Arquitectura proposta.....	53
Figura 38 – Arquitectura da pilha protocolar IEEE 802.15.4/ZigBee.....	55
Figura 39 – Topologias da rede ZigBee.....	55
Figura 40 – Placas de desenvolvimento da <i>Atmel</i> , <i>Jennic</i> e <i>Meshnetics</i> respectivamente. ....	57
Figura 41 – Placa de desenvolvimento da <i>Microchip</i> .....	57
Figura 42 – Exemplos de antenas <i>XBee</i> e <i>XBee-Pro</i> . ....	58
Figura 43 – Conjunto de desenvolvimento do fabricante <i>Flexipanel</i> .....	58
Figura 44 – Módulo <i>Pixie</i> . ....	59
Figura 45 – Solução desenvolvida e implementada. ....	60
Figura 46 – Ambiente de desenvolvimento <i>MPLAB IDE</i> .....	61
Figura 47 – Configuração sugerida pelo fabricante.....	61
Figura 48 – Software de programação <i>PicFLASH</i> . ....	62
Figura 49 – <i>HyperTerminal</i> como ferramenta de controlo e monitorização.....	63
Figura 50 – Interface <i>LabVIEW</i> com a tecnologia sem fios.....	64
Figura 51 – Medição da espessura da prega cutânea sem fios. ....	64
Figura 52 – Aquisição dos sinais de interacção. ....	65
Figura 53 – Exemplo da configuração da porta série através do SubIV.....	65
Figura 54 – Exemplo de um método de cálculo. ....	66
Figura 55 – Detalhe das fórmulas do novo sistema de cálculo. ....	66
Figura 56 – Fotografia do interior do protótipo <i>UZBee-Plus</i> .....	67
Figura 57 – Ecrã inicial do <i>Liposoft</i> após integração com o sistema sem fios.....	67
Figura 58 – Localização da bateria e placa electrónica no lipocalibrador.....	69
Figura 59 – Esquema do sistema de alimentação implementado.....	69
Figura 60 – Comparação da densidade de energia entre baterias recarregáveis [59].....	70
Figura 61 – Bateria <i>Uniross</i> seleccionada.....	70
Figura 62 – Curva de recarga da bateria. ....	71
Figura 63 – Curva de descarga da bateria. ....	71
Figura 64 – Acessórios USB para carregar a bateria. ....	72
Figura 65 – Implementação da ficha mini-USB no equipamento. ....	72
Figura 66 – Circuito de recarga e regulação. ....	73
Figura 67 – <i>USB Hub</i> com alimentação exterior.....	74

Figura 68 – Curvas de recarga esperadas USB/DC.....	75
Figura 69 – Placa de circuito impresso implementada.....	76
Figura 70 – Protótipo final.....	77

## Índice de tabelas

Tabela 1 – Padrões percentuais de gordura corporal.....	16
Tabela 2 – Classificação de métodos.....	20
Tabela 3 – Comparação de equipamentos.....	28
Tabela 4 – Características de sensorização.....	36
Tabela 5 – Tabela de calibração.....	39
Tabela 6 – Tabela comparativa entre tecnologias.....	54
Tabela 7 – Especificações do módulo <i>Pixie</i> .....	60
Tabela 8 – Tabela de consumos parciais e totais da aplicação.....	71
Tabela 9 – Tabela comparativa de custos.....	79



# Capítulo 1

## 1. Introdução

Neste primeiro capítulo descreve-se a importância da determinação da composição corporal na avaliação do estado nutricional e do impacto de doenças na população.

A composição corporal é de grande interesse na área de Nutrição por constituir um indicador importante do estado nutricional, do crescimento e do desenvolvimento das crianças, do impacto de doenças e do exercício físico. É ainda de grande utilidade em Desporto pois permite avaliar a evolução da boa forma física e a optimização morfológica [1].

O peso corporal ou as suas alterações não fornecem muita informação sobre a dimensão e a evolução dos tecidos. O conhecimento detalhado dos compartimentos do organismo pode ser obtido com recurso a métodos simples, baseado na utilização de lipocalibradores ou na análise de bioimpedância ou então por métodos mais sofisticados como o DEXA. Estes últimos são de elevado custo, invasivos, desconfortáveis, morosos e não podem ser usados na prática diária, pois não são portáteis e requerem técnicos qualificados para a sua realização.

### 1.1. Importância da avaliação da composição corporal

O interesse pela determinação da composição corporal começou no século XIX e aumentou no final do século XX devido ao facto do excesso de gordura corporal estar associado ao aumento do risco de desenvolvimento de doenças coronárias, da hipertensão, de diabetes tipo 2, de doença pulmonar obstrutiva, de artrose e de alguns tipos de cancro [2]. A obesidade foi apontada em 1998 como o principal risco para o desenvolvimento de doenças coronárias pela *American Heart Association*. Depois do tabagismo, a obesidade é considerada a segunda causa de morte passível de prevenção. De facto existem tantas pessoas obesas a nível mundial que a Organização Mundial de Saúde (OMS) considera a obesidade como epidemia global do século XXI estimando-se que em 2025 metade da população seja obesa. Na Tabela 1 é possível observar os padrões percentuais de gordura corporal para homens e mulheres [3].

Tabela 1 – Padrões percentuais de gordura corporal.

	Homens	Mulheres
Risco	5%	8%
<Média	6-14%	9-22%
Média	15%	23%
>Média	16-24%	24-31%
Risco	25%	32%

Durante os primeiros anos de vida, a composição corporal sofre grandes alterações. A maioria das doenças pediátricas afecta a composição corporal sendo a sua determinação extremamente útil para avaliar o impacto da doença, bem como a eficácia dos tratamentos [4-6]. Se os principais componentes corporais forem quantificados, é possível monitorizar o crescimento e o desenvolvimento das crianças e dos adolescentes através da comparação com valores de referência [7, 8], o que se traduzirá num conhecimento importante do histórico de cada indivíduo. O método mais universal para realizar a avaliação da composição corporal baseia-se na utilização de lipocalibradores.

## **1.2. Motivação**

Os lipocalibradores são equipamentos pouco dispendiosos, portáteis e largamente utilizados que permitem determinar a percentagem de gordura corporal através da medição da espessura de pregas cutâneas. Contudo, para as medições serem fiáveis, é necessário que seja seguido um procedimento padronizado.

A leitura da espessura da prega cutânea deve ser efectuada, segundo as especificações, três segundos após a aplicação das maxilas do dispositivo na prega e a leitura deve ser registada com um erro inferior a 1mm [9]. Estas recomendações são difíceis de aplicar num lipocalibrador mecânico pois para além da estimativa dos três segundos realizada pelo técnico de saúde o registo da medição feita com o comparador analógico integrado é visual, e dificultado, pelo facto da agulha estar em contínuo movimento devido à cedência natural dos tecidos.

Assim, o desenvolvimento de um protótipo que permita a leitura digital da espessura das pregas foi considerado pelos especialistas da área, do maior interesse, pois diminuirá drasticamente o grau de treino necessário, permitindo a recolha de dados sem subjectividade.

Tendo em conta estas limitações dos lipocalibradores, pretendia-se desenvolver um sistema de sensorização sem contacto, de baixo custo e inovador na capacidade de transmissão de dados sem fios. A aplicação de software *Liposoft*, anteriormente desenvolvida [10], deveria ser revista de forma a corrigir alguns problemas e adicionar novas equações de cálculo de gordura corporal.

Este trabalho revelou-se por isso um enorme desafio enquadrando-se numa área multidisciplinar (Nutrição, Mecânica, Electrónica e Informática), onde alguns dos assuntos se apresentavam inteiramente novos.

### **1.3. Organização**

Esta dissertação está dividida em oito capítulos. Na ***Introdução*** é descrita sumariamente a importância da composição corporal na avaliação do estado nutricional e do impacto de doenças na população. No capítulo intitulado ***Métodos para avaliar a composição corporal*** são analisados os métodos mais utilizados para a medição da composição corporal, desde os métodos mais complexos (caros e morosos) aos mais simples (não-invasivos, baratos e largamente utilizados). Na parte final são analisados em maior profundidade os instrumentos de medição mais importantes utilizados no método de antropometria (lipocalibradores) de forma a justificar a escolha do modelo *Harpenden* como objecto de estudo deste trabalho. No capítulo ***Lipocalibrador adaptado*** é feita uma análise dos contributos resultantes do desenvolvimento da solução baseada na aplicação *Liposoft* e do lipocalibrador adaptado. O capítulo intitulado ***Lipocalibrador de referência***, apresenta o lipocalibrador *Harpenden* como dispositivo de referência e a respectiva modelação em *SolidWorks* terminando com a explicação do processo de calibração. No capítulo quinto, ***Solução para a sensorização***, discutem-se as soluções de sensorização existentes no mercado consideradas de interesse e fundamenta-se a solução implementada. No capítulo sexto, ***Transmissão sem fios***, apresenta-se o desenvolvimento de uma solução sem fios baseada na norma ZigBee para ultrapassar as limitações do lipocalibrador adaptado. É explicado o modo de funcionamento da solução desenvolvida e implementada, bem como a integração com a aplicação *Liposoft*. No capítulo denominado ***Sistema de alimentação*** é apresentada e comentada a solução desenvolvida e implementada baseada numa bateria recarregável. O último capítulo, ***Conclusão e trabalho futuro***, é dedicado a considerações finais sobre o novo protótipo, *Adepsmeter*, e são sugeridos trabalhos futuros.



## Capítulo 2

### 2. Métodos para avaliar a composição corporal

Neste capítulo será feita uma breve referência aos diferentes métodos e tipos de equipamentos mais utilizados na avaliação da composição corporal.

#### 2.1. Introdução

A medição da composição corporal era, até ao início do século XX, feita unicamente através da dissecação de cadáveres, isto é, usando um método directo. Em 1940, Behnke iniciou um trabalho de investigação com o objectivo de estabelecer métodos indirectos para determinar a composição corporal. De diversos trabalhos de investigação de Behnke (1942) e Brozek (1953), resultou o estabelecimento da pesagem hidrostática como critério para todos os restantes métodos indirectos e a aceitação do modelo clássico de dois componentes: massa gorda e massa magra (Figura 1). A massa gorda compreende a totalidade dos lípidos passíveis de extracção por solventes e a massa livre de gordura inclui a água, a componente proteica e a componente mineral [11, 12].



Figura 1 – Modelo clássico da composição corporal.

De seguida é feita uma breve análise de quatro métodos disponíveis para avaliar a composição corporal. Os dois primeiros são métodos indirectos (pesagem hidrostática e DEXA) que funcionam como referência para métodos mais simples e económicos duplamente indirectos (análise de bioimpedância e lipocalibrador). Na Tabela 2 apresentam-se os diferentes métodos existentes, aqui referidos com generalidade, para aferir a composição corporal (directos, indirectos e duplamente indirectos).

Tabela 2 – Classificação de métodos.

<b>Directos</b>		Dissecação de cadáveres
<b>Indirectos</b>	<b>Físico-Químicos</b>	Pletismografia Absorção de gases Dissolução isotrópica Espectrometria Análise de activação de neutrões (TBN) Excreção de creatinina
	<b>Imagem</b>	Radiologia clássica Ultra-sonografia (US) Ressonância magnética (RM) Tomografia computadorizada (TC) Osteodensimetria bifotónica (DEXA)
	<b>Densimetria</b>	Pesagem hidrostática (PH)
<b>Duplamente Indirectos</b>		Condutividade eléctrica total (TOBEC) Análise de bioimpedância (BIA) Antropometria

## 2.2. Método indirecto

Os métodos indirectos são uma alternativa válida à dissecação de cadáveres para determinar a composição corporal destacando-se dois métodos de referência: pesagem hidrostática e DEXA.

### 2.2.1. Pesagem hidrostática

A pesagem hidrostática (Figura 2) é considerada por muitos investigadores como o método de referência na análise da composição corporal [13].



Figura 2 – Pesagem hidrostática.

Este método indirecto é muitas vezes utilizado para validar as técnicas duplamente indirectas. Os estudos de Brozek (1963) e Siri (1971) consideram os pressupostos seguintes:

- a densidade de gordura é de  $0,901\text{g/cm}^3$ ;
- a densidade de massa livre de gordura é de  $1,10\text{g/cm}^3$ ;
- as densidades de gordura e dos componentes da massa livre de gordura são os mesmos para todos os indivíduos;
- o indivíduo avaliado difere do corpo de referência apenas na quantidade de gordura.

A densidade corporal (DC) é determinada através da relação do peso do corpo no ar e do seu peso na água segundo o princípio de Arquimedes [14]. Existem variáveis que embora não possam ser controladas (gás gastrointestinal, volume residual e densidade da água) afectam os valores aferidos da densidade corporal. Através do valor da densidade corporal e dos modelos matemáticos desenvolvidos por Siri (Eq. 1) e Brozek (Eq. 2), é possível calcular a percentagem de gordura corporal (GC).

$$\%GC = \left( \frac{4,95}{DC} - 4,5 \right) \cdot 100 \quad (1)$$

$$\%GC = \left( \frac{4,57}{DC} - 4,142 \right) \cdot 100 \quad (2)$$

A pesagem hidrostática apesar de ser um excelente método de referência é bastante morosa, o equipamento é muito dispendioso e é necessária uma elevada cooperação do paciente.

### 2.2.2. DEXA

A osteodensimetria bifotónica ou DEXA (*Dual Energy X-Ray Absorptiometry*) utiliza uma fonte de raios X com filtro que converte o feixe de raios em picos fotoeléctricos de baixa e alta energia (Figura 3).

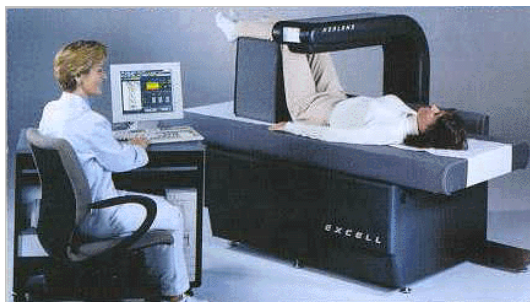


Figura 3 – DEXA.

Tendo em conta que a atenuação da radiação é função da proporção da gordura e dos tecidos magros é possível inferir a quantidade relativa destes componentes [15]. Com este método obtêm-se resultados muito bons independentemente da idade, sexo ou etnia do indivíduo. O DEXA é considerado um método de referência tendo como limitações o elevado custo e a exposição à radiação, não sendo em geral recomendada a sua utilização mais do que uma vez por ano [16].

### 2.3. Método duplamente indirecto

Os métodos duplamente indirectos baseiam-se na medição de indicadores corporais que podem ser relacionados, através de equações de regressão conhecidas, com os métodos indirectos. A análise de bioimpedância e os lipocalibradores são os métodos com maior expressão.

#### 2.3.1. Análise de bioimpedância

A análise de bioimpedância ou BIA (*Bioelectrical Impedance Analysis*) é baseada na medição da impedância do organismo quando este é sujeito a uma corrente eléctrica alternada de baixa intensidade (500 a 800 $\mu$ A) e frequência de 50kHz. São considerados os pressupostos:

- o formato do corpo humano aproxima-se de um cilindro com comprimento e área de secção transversal uniformes (Figura 4) [17];
- o fluxo de corrente através do corpo é directamente proporcional à sua secção transversal [18].

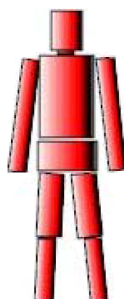


Figura 4 – Aproximação a um cilindro.

A bioimpedância é função do tipo de tecido. A massa corporal magra é um bom condutor de energia eléctrica devido à alta concentração de água e electrólitos sendo, pelo contrário, a massa gorda um mau condutor. Um indivíduo com elevada quantidade de massa corporal magra terá uma menor impedância. A impedância é assim directamente proporcional à percentagem de gordura corporal.

Para efectuar a medição da gordura corporal com este método é necessário efectuar um conjunto de procedimentos antes do teste, nomeadamente:

- manter-se em jejum pelo menos nas 4h que antecedem o teste;
- não realizar actividade física extrema nas últimas 24h;
- urinar pelo menos 30min antes do teste;
- não ingerir bebidas alcoólicas nas 48h anteriores;
- não utilizar medicamentos diuréticos nos 7 dias anteriores;
- permanecer no mínimo 5 a 10 minutos deitado em decúbito dorsal e repouso total antes do teste [2, 19].

Este método é considerado confortável, não-invasivo e não requerer técnicos especializados. Contudo, apresenta desvantagens importantes por ser altamente influenciado pelo nível de hidratação do indivíduo e não poder ser utilizado em pacientes com *pacemaker*.

### **2.3.2. Antropometria**

A antropometria estuda as proporções do corpo humano com o objectivo de compreender as variações físicas do ser humano.

A partir da medição da espessura de pregas cutâneas (Figura 5), constituídas por uma prega dupla de pele e de tecido adiposo subcutâneo, é possível determinar através de fórmulas bem conhecidas a percentagem de gordura corporal.

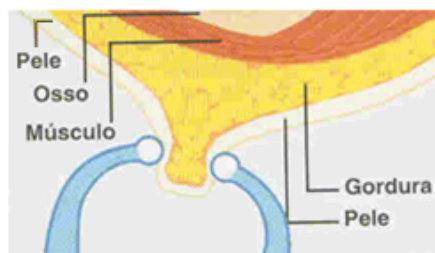


Figura 5 – Dupla prega de pele e gordura subcutânea.

Na Figura 6 apresenta-se a localização das pregas mais comuns e utilizadas nos diferentes modelos matemáticos referidos na literatura [20-26]. A determinação da composição corporal a partir da espessura das pregas cutâneas pressupõe que [27]:

- a dupla prega de pele e de tecido adiposo têm compressibilidade constante;
- a espessura da pele é desprezável ou representa uma fracção constante da espessura da prega cutânea;
- a espessura do tecido adiposo subcutâneo é constante e previsível;
- a proporção de gordura interna e externa é constante;
- a gordura corporal está uniformemente distribuída.

Estudos efectuados sobre populações usando lipocalibradores e realizando a posterior comparação com métodos de referência, permitiram determinar as expressões que correlacionam a espessura da prega cutânea com a percentagem de gordura corporal.

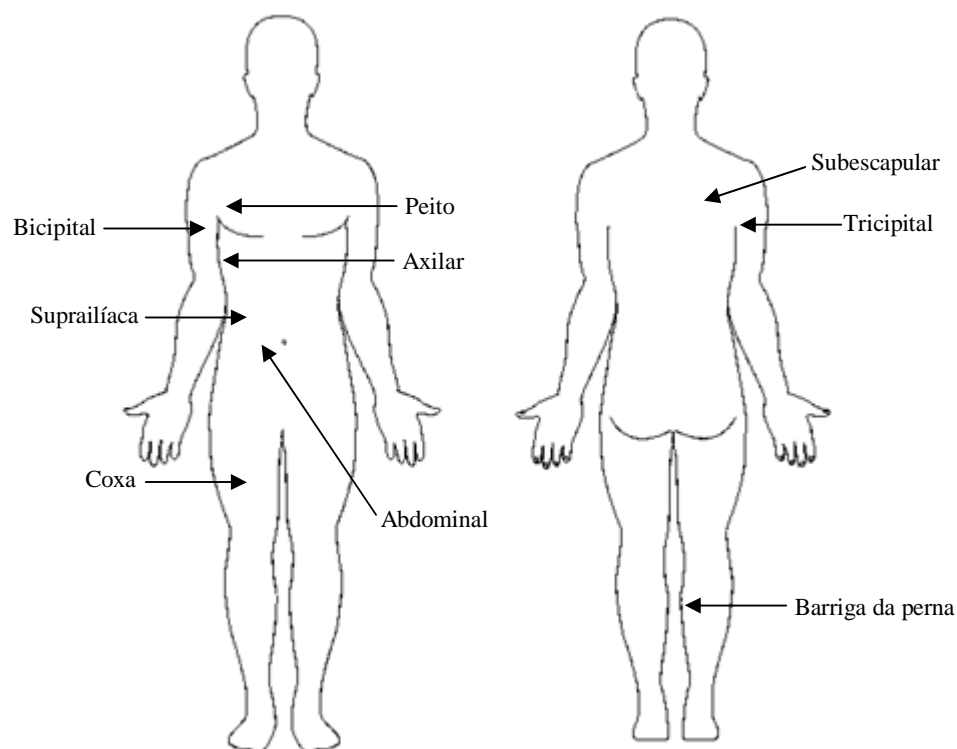


Figura 6 – Localização das pregas.

Os instrumentos que permitem medir a espessura das pregas designam-se por lipocalibradores. Estes dispositivos possibilitam o estudo da gordura subcutânea, da sua distribuição e a monitorização das suas alterações (Figura 7). Na medição da prega cutânea é essencial garantir que a prega é apenas constituída por pele e tecido adiposo sem incluir músculo.



Figura 7 – Utilização de um lipocalibrador.

Estes dados conduzem ao conhecimento indirecto da composição corporal, em proporção de tecido gordo e de tecido isento de gordura. Trata-se de um método simples, portátil, não-invasivo e relativamente económico. A sua simplicidade permite a utilização na prática

clínica diária, na obtenção de dados de grandes amostras populacionais e também na prática desportiva [1].

Para a realização da medição, as maxilas do lipocalibrador são aplicadas a uma prega dupla de pele e de gordura subcutânea sendo a leitura efectuada três segundos após ser largado o punho do equipamento [9].

A variação natural inter e intra-individual do tecido adiposo subcutâneo, afecta a velocidade da compressão efectuada pelo lipocalibrador, criando assim uma dificuldade adicional ao técnico de saúde. Neste contexto é recomendada a presença de um assistente para apoio, registo dos valores e para colaborar na padronização dos procedimentos efectuados, de acordo com a técnica descrita [28].

Esta técnica de medição é extremamente simples, mas para a obtenção de resultados rigorosos e consistentes é necessário um grau muito elevado de treino bem como rigor no cumprimento do procedimento de medição. O nível de exactidão destes equipamentos não é assim acompanhado pelos resultados obtidos na prática devido à acumulação significativa de erros, especialmente se o técnico de saúde não tiver uma longa prática. Como a literatura refere, estes erros intra e inter-observadores são especialmente acentuados nas condições de trabalho no terreno, levando à necessidade de um controlo externo da qualidade da medição [29].

Em suma, os lipocalibradores são os mais indicados para utilização em campo e em ambiente clínico por se tratar de um método não-invasivo, portátil, pouco dispendioso e fornecer estimativas de gordura subcutânea muito próximas dos métodos de referência, como a pesagem hidrostática e o DEXA.

### **2.3.2.1. Lipocalibradores: soluções existentes**

Para avaliar a evolução do estado nutricional, existem diversos modelos de lipocalibradores de muito baixo custo (*Fat-O-Meter* e *SlimGuide*) com o corpo em material plástico que podem ser utilizados para obter uma estimativa da variação da composição corporal ao longo do tempo. Alguns lipocalibradores de plástico com leitura analógica possuem uma mola que tenta assegurar uma pressão constante durante a medição. Estes dispositivos são especialmente destinados à utilização pessoal.

Outros lipocalibradores do mesmo tipo de material apresentam o valor da espessura da prega cutânea sob forma digital evitando erros de paralaxe. Alguns modelos eliminam também a











necessidade de consultar tabelas, uma vez que possuem fórmulas de cálculo incorporadas (*FatTrackPro* e *Skyndex*). Desta forma é possível calcular automaticamente os valores da composição corporal introduzindo no equipamento os parâmetros do indivíduo (sexo, idade, etc). Contudo na maior parte dos equipamentos este cálculo da composição corporal está limitado às fórmulas pré-programadas não havendo acesso às expressões de cálculo que são utilizadas. Alguns fabricantes fornecem software adicional para colmatar estas limitações. No entanto o processo de cálculo não é totalmente automatizado uma vez que é necessário introduzir manualmente no computador o resultado apresentado no lipocalibrador.

Para um teste rigoroso de medição da composição corporal é necessário utilizar um lipocalibrador mais robusto em metal. Os lipocalibradores mais utilizados são das marcas *Lange*, *Holtain* e *Harpندن*. Estes lipocalibradores possuem melhores características (resolução, repetibilidade, etc) e têm sido utilizados tanto em trabalho de campo como em clínicas [7, 30-34]. Dos inúmeros lipocalibradores disponíveis, foi construída uma tabela comparativa entre os lipocalibradores sumariamente descritos acima (Tabela 3).

No caso do modelo *Skyndex I* o fabricante pratica diferentes preços conforme o número de fórmulas de cálculo incorporadas no equipamento. O custo apresentado na referida tabela é referente à versão mais completa.

De referir que o lipocalibrador *Holtain* foi desenvolvido em colaboração com o *London University Institute of Child Health*, sendo especialmente utilizado em estudos com crianças [35-38], pelo que apresenta uma gama mais limitada na medição da espessura de pregas cutâneas e também um custo elevado.

Tabela 3 – Comparação de equipamentos.

		Equipamento				
		<i>Fat-O-Meter</i>	<i>Slim Guide</i>	<i>Body Caliper</i>	<i>FatTrack Pro</i>	<i>Lafayette II</i>
Características	Fotografia					
	Gama de medição	0-50mm	0-80mm	0-60mm	0-60mm	0-100mm
	Resolução	1mm	1mm	1mm	0,1mm	1mm
	Repetibilidade	*	4mm	*	*	*
	EMA <sup>1</sup>	*	±0,5mm	*	*	*
	Mola (Pressão ensaio)	Sim (6gf/mm <sup>2</sup> )	Sim (10gf/mm <sup>2</sup> )	Sim (10gf/mm <sup>2</sup> )	Não	Sim (10gf/mm <sup>2</sup> )
	Leitura (Fórmulas incl.)	Analógica	Analógica	Analógica	Digital (Sim)	Analógica
	Custo estimado	12€	15€	34€	55€	65€
	Peso	150gf	455gf	385gf	45gf	165gf
	Material	Plástico	Plástico	Plástico	Plástico	Plástico
		<i>Sanny</i>	<i>Lange</i>	<i>Skyndex I</i>	<i>Holtain</i>	<i>Harpenden</i>
Características	Fotografia					
	Gama de medição	0-78mm	0-60mm	0-50mm	0-48mm	0-80mm
	Resolução	0,1mm	0,1mm	0,1mm	0,2mm	0,2mm
	Repetibilidade	*	*	*	*	0,20mm
	EMA <sup>1</sup>	±0,5mm	±1mm	±0,5mm	*	±0,4mm
	Mola (Pressão ensaio)	Sim (10gf/mm <sup>2</sup> )	Sim (10gf/mm <sup>2</sup> )	Não	Sim (10gf/mm <sup>2</sup> )	Sim (10gf/mm <sup>2</sup> )
	Leitura (Fórmulas incl.)	Analógica	Analógica	Digital (Sim)	Analógica	Analógica
	Custo estimado	265€	280€	300€	325€	700€
	Peso	295gf	205gf	45gf	400gf	475gf
	Material	Plástico	Metal	Plástico	Metal	Metal

\* Informação inexistente

<sup>1</sup> EMA – Erro Máximo Admissível.

## **2.4. Conclusão**

A determinação da composição corporal pode ser efectuada através de diversos métodos: directo, indirecto e duplamente indirecto.

A partir de estudos realizados com base na dissecação de cadáveres foi possível estabelecer métodos indirectos para determinar a composição corporal. Contudo os métodos indirectos de referência (pesagem hidrostática e DEXA) são morosos, dispendiosos, invasivos e necessitam de elevada cooperação do paciente.

Com base em estudos efectuados em populações foi possível estabelecer métodos duplamente indirectos. Estes métodos baseiam-se na medição de indicadores corporais que podem ser relacionados, através de equações de regressão conhecidas, com os métodos indirectos. Os métodos duplamente indirectos mais usados são a análise de bioimpedância e os lipocalibradores.

A análise de bioimpedância é considerado um método confortável, não-invasivo e não requer técnicos especializados. Contudo, apresenta desvantagens importantes por ser altamente influenciado pelo nível de hidratação do paciente e não poder ser utilizado em pacientes com *pacemaker*. Por seu lado, os lipocalibradores são portáteis, não-invasivos, pouco dispendiosos e fornecem estimativas de gordura subcutânea bastante próximas dos métodos de referência. Apresentam no entanto uma elevada subjectividade no processo de medição.

Lohman demonstrou em 1981 que diferentes tipos de lipocalibradores estimam diferentes valores de pregas cutâneas [39]. Assim, a escolha de um lipocalibrador de referência que tenha sido utilizado em diversos trabalhos de investigação é da maior importância.

O lipocalibrador *Harpender* [30] foi desenvolvido há 50 anos, tendo sido validado em muitos estudos científicos [7, 30, 40, 41]. Este lipocalibrador é amplamente aceite pela comunidade científica como referência, pelo que foi naturalmente o instrumento escolhido para este trabalho.



## Capítulo 3

### 3. Lipocalibrador adaptado

Neste terceiro capítulo será feita a análise de um lipocalibrador *Harpندن* adaptado com um comparador digital (ref: 543-681B) da *Mitutoyo* para medir a espessura da prega cutânea.

Dado que a espessura da prega cutânea sofre uma deformação ao longo do processo de medição, os ponteiros do comparador analógico encontram-se em permanente movimento, dificultando a leitura. Para resolver este problema o comparador analógico foi substituído por um comparador digital com interface de comunicação de dados (Figura 8). Simultaneamente, foi desenvolvida uma aplicação em *LabVIEW*, designada por *Liposoft*, permitindo reduzir a subjectividade da contagem do tempo e efectuar o cálculo automático da percentagem de gordura corporal segundo diferentes modelos matemáticos. A aplicação *Liposoft* possui ainda a capacidade de armazenar, numa base de dados, o histórico das medições e produzir um relatório sobre a evolução de cada indivíduo. O técnico pode inserir novos indivíduos no sistema e consultar os dados relativos a indivíduos já registados na base de dados.

Através de dois botões existentes na parte frontal do lipocalibrador, “Próximo” e “Rejeitar”, é possível interagir com o *Liposoft*. Estes sinais são adquiridos através do módulo *USB-6008* da *National Instruments*.

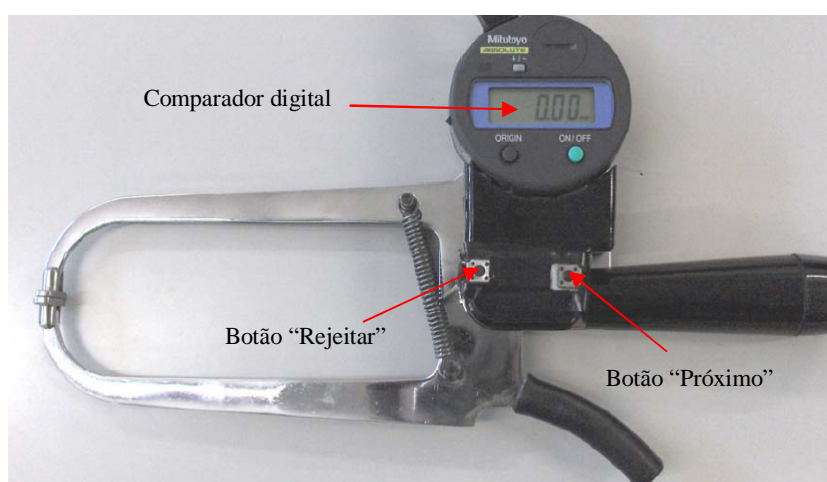


Figura 8 – Versão adaptada com um comparador digital.

O botão “Próximo” inicia um temporizador sendo o valor da espessura da prega registada no fim do tempo programado. O técnico pode verificar a evolução da espessura ao longo do

processo de medição (Figura 9). Se considerar que o perfil de espessura não é aceitável pode eliminar de imediato a medição efectuada através do botão “Rejeitar”.

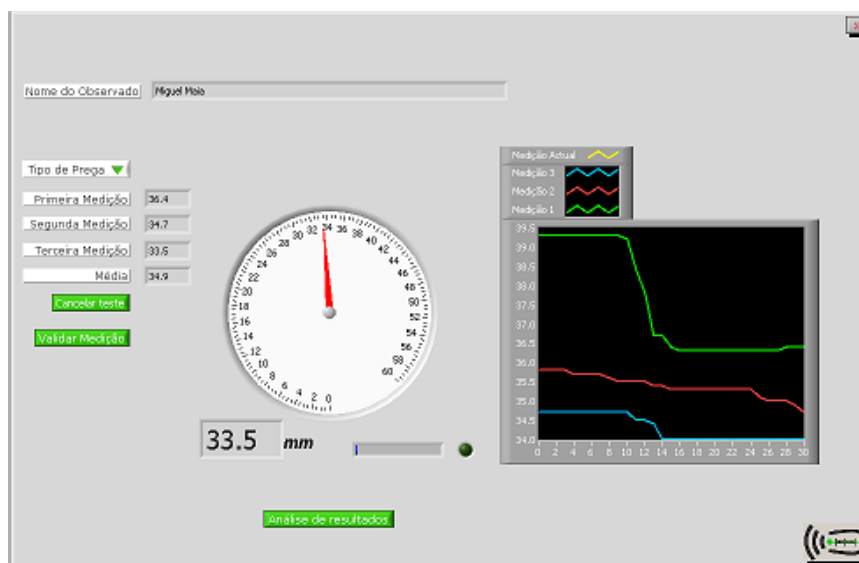


Figura 9 – Aplicação *Liposoft*.

### 3.1. Limitações

O comparador digital possui uma interface de comunicação série do tipo Digimatic, exclusiva da *Mitutoyo*, sendo necessário um conversor Digimatic-RS232 para efectuar a ligação ao computador.

A estrutura do lipocalibrador é simétrica em relação ao plano formado pelos eixos yz pelo que a massa considerável do comparador e, portanto o seu peso, cria um momento em torno do eixo y (Figura 10).

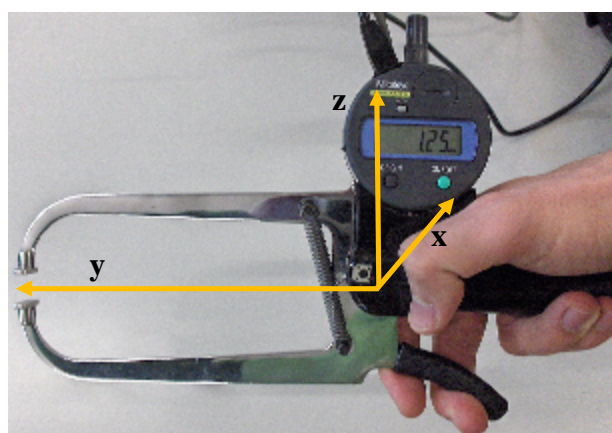


Figura 10 – Desequilíbrio provocado pelo comparador.

Este problema de desequilíbrio está também presente no equipamento original com o comparador analógico. Contudo nesta versão modificada torna-se mais evidente devido à presença adicional de cabos de ligação ao computador. O desenvolvimento de um novo sistema de sensorização de baixo peso e com comunicação sem fios torna-se do maior interesse para aumentar o conforto na utilização do lipocalibrador.

### **3.2. Conclusão**

Este protótipo torna o processo de medição da espessura da prega cutânea mais simples e fiável resultando numa melhor aproximação aos métodos de referência. O *Liposoft* permite fazer a aquisição, processamento e análise da espessura da prega cutânea de forma a determinar a percentagem de gordura corporal. A aplicação *LabVIEW* permite conhecer o perfil da espessura da prega cutânea durante a medição dando uma ideia do grau de cedência da prega. Através dos botões “Próximo” e “Rejeitar” o técnico pode interagir com a aplicação *Liposoft*, aceitando ou rejeitando as medições efectuadas.

Com esta versão modificada foi resolvida a subjectividade da contagem do tempo, a leitura do valor da espessura e o processamento bastante moroso dos dados. Contudo esta solução de sensorização é bastante dispendiosa uma vez que é necessário adquirir um comparador digital (190€), um conversor Digimatic-RS232 (50€) e um módulo de aquisição de sinais (149€). Esta versão adaptada possui mais 28g do que o lipocalibrador original e os cabos de ligação ao computador reduzem consideravelmente a mobilidade.

Os resultados de uma primeira avaliação contra o método de referência DEXA numa população de idosos com uma amostra N=49 (34 mulheres e 15 homens, 61-92 anos) validam o sistema descrito apresentando uma melhoria da ordem de 0,2% em medições da composição corporal em relação à do lipocalibrador original. Embora a melhoria na determinação da composição corporal seja pouco expressiva pressupõe uma melhoria significativa, da ordem de 3mm, no somatório das medições das pregas cutâneas (bicipital, tricípital, subescapular e suprailíaca). Este estudo justifica a pertinência da especificação de 1mm no erro máximo de leitura de espessura de cada prega [9]. Conclui-se que o novo sistema de sensorização não deverá ter uma resolução exageradamente elevada uma vez que esta melhoria na medição da espessura da prega cutânea não terá grande repercussão na determinação da percentagem de gordura corporal.

Os técnicos que utilizaram este sistema adaptado beneficiaram das seguintes vantagens:

- a tarefa pode ser realizada por um técnico de saúde sem grande experiência;
- satisfação do técnico de saúde pela simplicidade do método automatizado;
- não é necessário um técnico de apoio para registar os valores medidos, o que resulta numa economia de mão-de-obra do serviço de saúde;
- os dados são processados automaticamente o que permite ao técnico a validação da medição ou a realização de uma nova medição com base nos resultados apresentados;
- permite a comparação com o histórico do indivíduo;
- a subjectividade do processo fica assim reduzida à correcta localização da prega.

## Capítulo 4

### 4. Lipocalibrador de referência

Neste capítulo será efectuado o estudo dos elementos constituintes, das características de sensorização e finalmente serão feitas algumas considerações sobre o procedimento de calibração do lipocalibrador *Harpenden*.

O lipocalibrador *Harpenden* foi projectado em 1958 em colaboração com D. J. M. Tanner e tem sido utilizado em diversos estudos científicos ao longo dos anos [7, 30, 40, 41] sendo considerado o lipocalibrador mais prestigiado e reconhecido mundialmente como referência na área [12, 42]. O seu corpo é construído em aço inoxidável conferindo robustez e fiabilidade ao equipamento. Este instrumento possui duas molas responsáveis pela aplicação de uma força de fecho, tendo as maxilas (extremidade de cada braço) uma área de contacto de  $90\text{mm}^2$  (Figura 11).

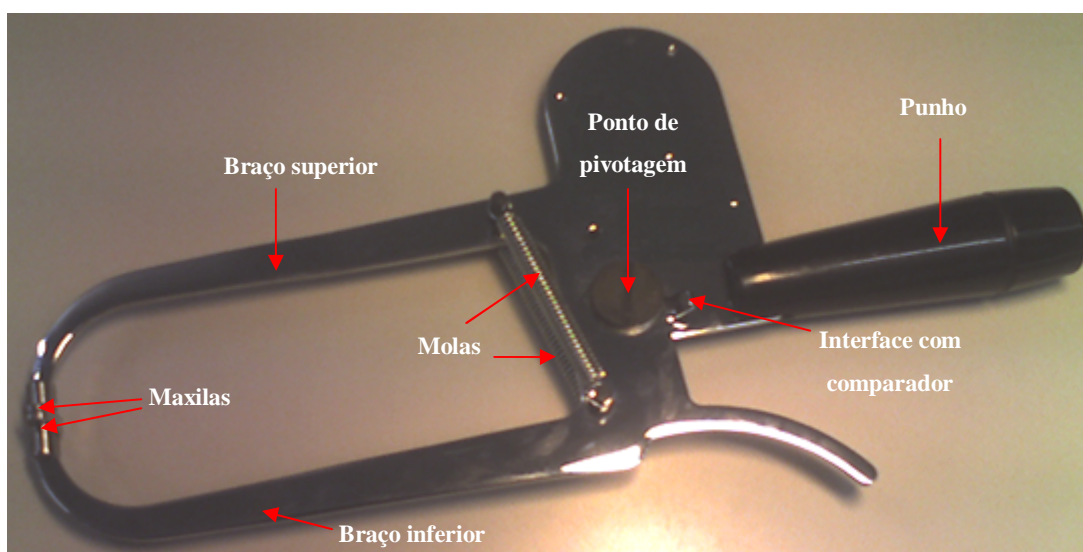


Figura 11 – Lipocalibrador *Harpenden*.

O braço superior encontra-se fixo suportando o ponto de pivotagem sobre o qual roda o braço inferior. Se este facto não fosse tido em consideração na concepção do *Harpenden*, a pressão nas maxilas variaria proporcionalmente com a abertura entre braços. As molas estão estrategicamente colocadas entre os braços de tal modo que à medida que a distância entre as maxilas aumenta, a distância ao ponto de rotação diminui atenuando o aumento esperado da força da mola devido ao seu alongamento. Esta configuração do equipamento faz com que a

força aplicada nas maxilas seja relativamente constante, resultando numa pressão exercida pelas maxilas de aproximadamente  $10\text{gf/mm}^2$  ao longo de toda a gama de medição.

O comparador analógico mede a distância entre as maxilas através do elemento de interface existente no braço inferior “móvel” (Figura 12). A relação cinemática entre o movimento do comparador e a distância entre as maxilas é de 1:10, ou seja, uma prega com espessura de 20mm apresentará o valor de 2mm no comparador.

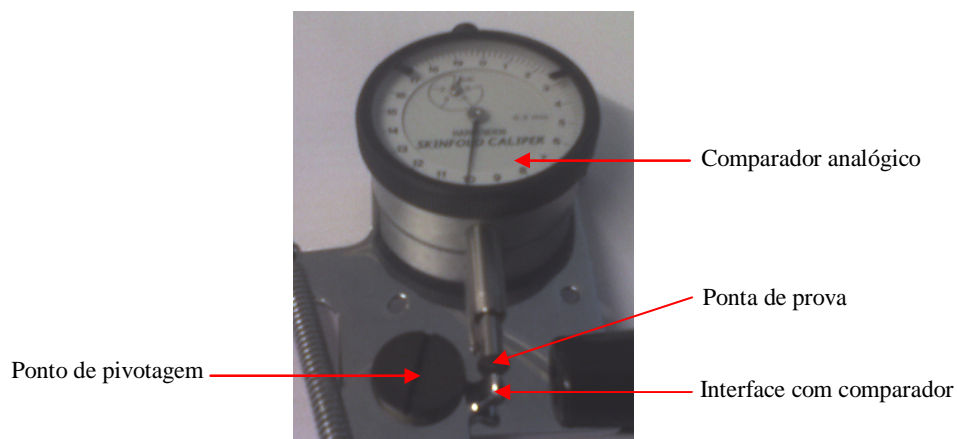


Figura 12 – Comparador analógico.

As características de sensorização do lipocalibrador *Harpندن* são evidenciadas na Tabela 4.

Tabela 4 – Características de sensorização.

Gama de medição	0-80mm
Resolução	0,2mm
Repetibilidade	0,20mm

#### 4.1. Modelação em *SolidWorks*

A estrutura base do lipocalibrador foi modelada em *SolidWorks 2007*, para melhor compreender a estrutura mecânica e simular diferentes configurações dos componentes mecânicos e electrónicos (Figura 13, 14 e 15).

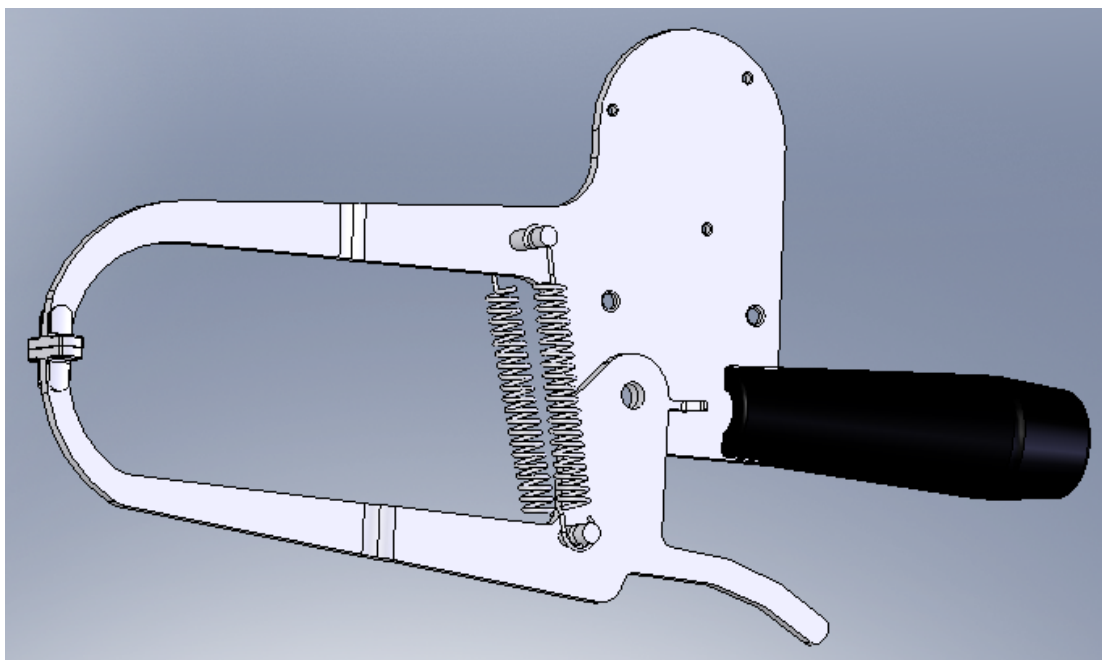


Figura 13 – Visão geral.

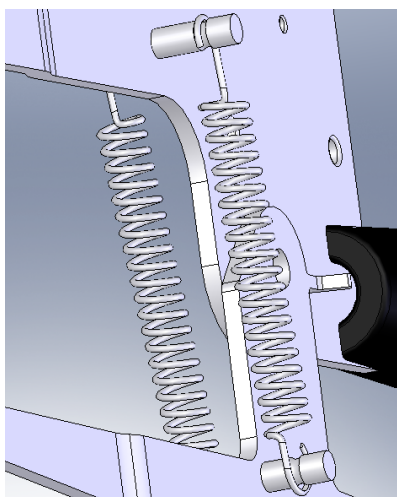


Figura 14 – Pormenor das molas e respectiva fixação.

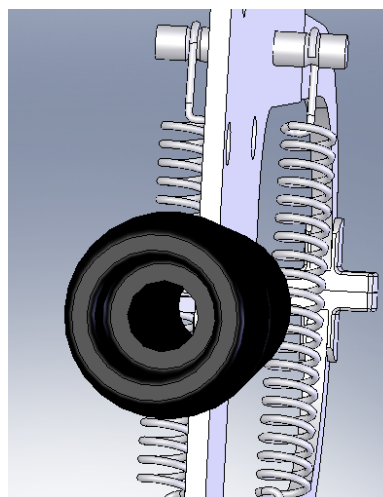


Figura 15 – Vista de retaguarda.

Com este estudo foi possível identificar que o ponto de pivotagem é extremamente crítico para as características de funcionamento do lipocalibrador. A vasta área reservada ao comparador sugere que este espaço seja ocupado pelo novo sistema de sensorização.

## 4.2. Procedimento de calibração

As características das molas, assim como a lubrificação do ponto de pivotagem, podem alterar-se com a idade e com a contaminação. Na posição de fecho, as maxilas podem não estar completamente alinhadas pelo que o procedimento de calibração deve ser efectuado periodicamente para identificar problemas no funcionamento [43].

A calibração do lipocalibrador consiste num conjunto de procedimentos durante os quais são colocadas entre as maxilas peças de referência cujas dimensões são bem conhecidas assim como as incertezas a elas associadas, designadas por blocos-padrão, sendo lido para cada um o respectivo valor apresentado pelo comparador (Figura 16).

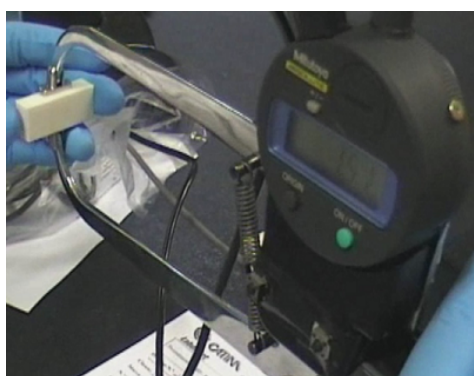


Figura 16 – Medição de um bloco-padrão de 15mm.

Contudo é necessário introduzir um factor de correcção uma vez à medida que a dimensão do bloco-padrão ( $D$ ) aumenta o ângulo ( $A$ ) também aumenta, fazendo com que o ponto de contacto deixe de ser o ponto médio das maxilas (Figura 17). Ainda que para uma abertura reduzida dos braços este efeito seja desprezável para aberturas maiores é necessário aplicar o factor de correcção [13, 44].

Tendo em conta as relações trigonométricas obtém-se (Eq. 3):

$$\text{sen}(A) = \frac{D/2}{L-B} = \frac{D}{152,4-3} = \frac{D}{298,8} \quad (3)$$

sendo o factor de correcção (FC) dado por (Eq. 4):

$$FC = 2 \cdot B \cdot \text{sen}(A) = 6 \cdot \text{sen}(A) = \frac{D}{49,8} \quad (4)$$

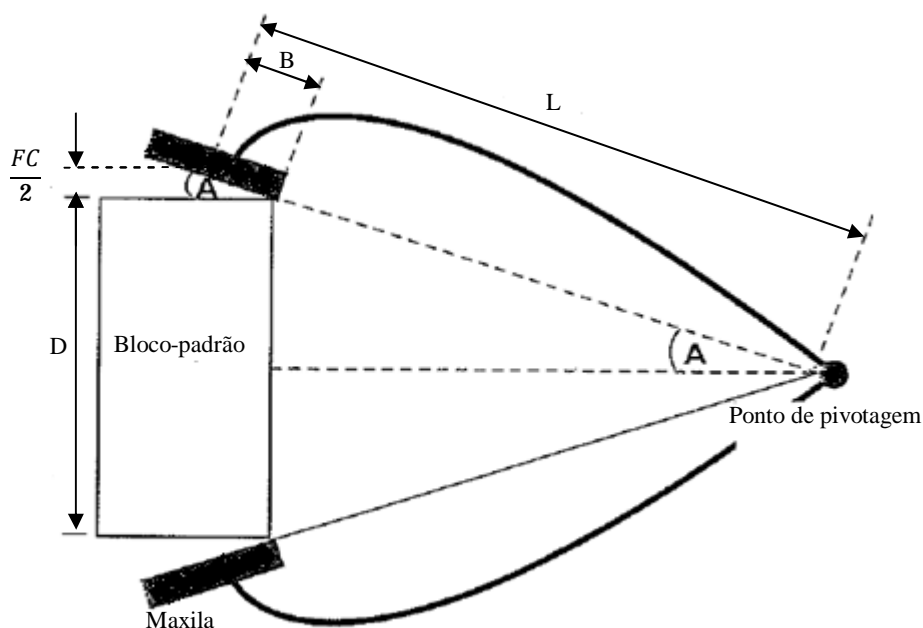


Figura 17 – Factor de correcção.

A dimensão entre maxilas corresponde ao somatório da dimensão do bloco-padrão ( $D$ ) com a cota resultante do desvio do ponto de contacto do ponto médio da maxila (Eq. 5):

$$Valor_{maxilas} = D + \frac{D}{49,8} \quad (5)$$

A versão anterior foi calibrada no CATIM (Centro de Apoio Tecnológico à Indústria Metalomecânica) com blocos-padrão cerâmicos (valores nominais: 2.5, 7.7, 15, 20.2, 25, 40, 50 e 60mm). Como esperado, verificou-se que quanto maior a dimensão do bloco-padrão maior é a discrepância em relação ao valor indicado pelo comparador digital (Tabela 5). A calibração foi ajustada de acordo com o factor de correcção descrito anteriormente.

Tabela 5 – Tabela de calibração.

Bloco-padrão (D) [mm]	Valor indicado pelo comparador digital [mm]	Incerteza expandida [ $\mu\text{m}$ ]	Valor após correcção (x) [mm]	G/x
2,5	0,25	$\pm 5,8$	0,25	10,0
7,7	0,77	$\pm 5,8$	0,77	10,0
15	1,51	$\pm 5,8$	1,48	10,1
20,2	2,05	$\pm 5,8$	2,01	10,1
25	2,55	$\pm 5,8$	2,50	10,0
40	4,10	$\pm 5,8$	4,02	9,9
50	5,14	$\pm 5,8$	5,04	9,9
60	6,17	$\pm 5,8$	6,05	9,9

A Figura 18 apresenta os dados da calibração original, bem como após a aplicação do factor de correcção.

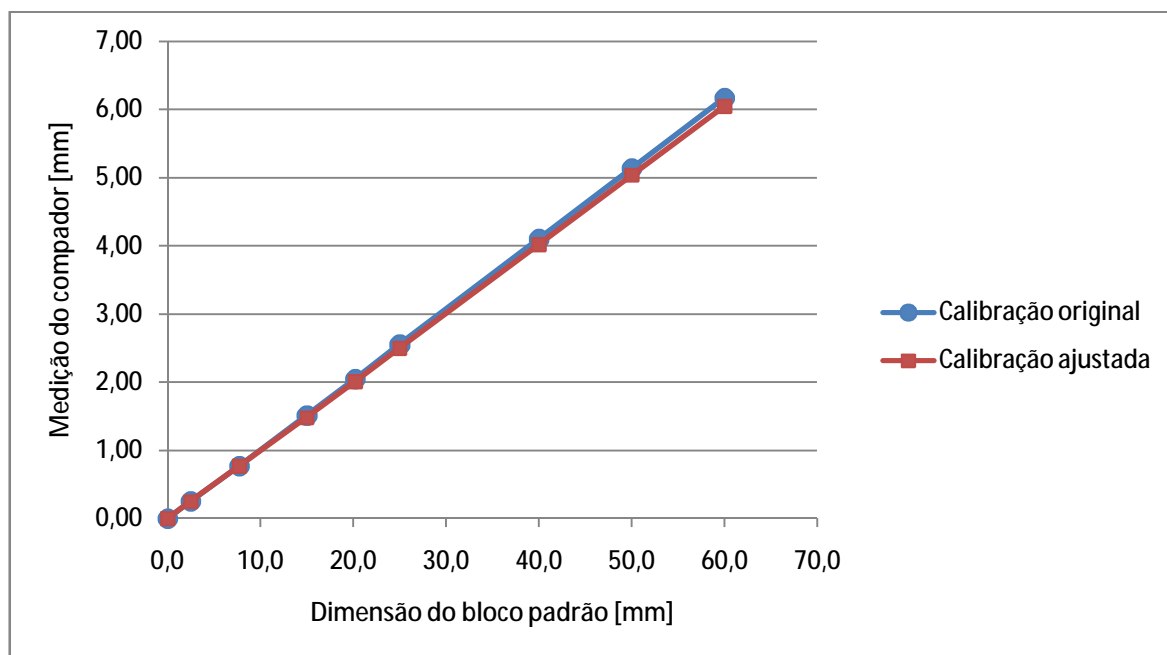


Figura 18 – Calibração original e ajustada.

Tendo em conta a informação da calibração da tabela anterior pode-se assumir que a gama de 0 a 7,7mm é linear. Os valores da calibração ajustada para valores superiores a 7,7mm foram aproximados a uma equação polinomial do 4º grau (P) para ser posteriormente introduzida na aplicação *Liposoft* (Eq. 6).

$$P = (-5,85e^{-8}) \cdot x^4 + (8,56e^{-6}) \cdot x^3 - (4,42e^{-4}) \cdot x^2 + (1,11e^{-1}) \cdot x - 1,12e^{-1} \quad (6)$$

Desta forma foi considerada uma função de dois ramos para determinar o valor lido no comparador para toda a gama de medição (0 a 80mm) do lipocalibrador. No primeiro ramo considera-se uma relação linear para pequenas espessuras ( $\leq 7,7$ mm). A equação polinomial que melhor aproxima os dados da calibração ajustada, correspondente à gama de 7,7 a 60mm, constitui o segundo ramo da função (Eq. 6).

O valor resultante desta função tem que ser multiplicado por um factor de dez para se obter o valor da espessura da prega cutânea, satisfazendo a relação já referida de 1:10. Assim, a primeira versão do *Liposoft* foi modificada de forma a incluir a informação da calibração efectuada em laboratório.

Prevê-se que numa próxima versão do *Liposoft* os dados da calibração sejam introduzidos sob forma tabelar, sendo efectuada a interpolação linear entre os dois pontos mais próximos do valor medido, e assim minimizado o erro proveniente da aproximação polinomial.

### **4.3. Conclusão**

Com este estudo concluiu-se que o lipocalibrador *Harpenden* possui uma estrutura bastante robusta existindo um elevado cuidado no seu projecto, nomeadamente no posicionamento das molas responsáveis pelo fecho das maxilas que garantem uma pressão relativamente constante durante a medição da prega cutânea. Existe uma relação 1:10 entre o valor medido pelo comparador e as maxilas pelo que a resolução do lipocalibrador terá um décimo da resolução da solução de sensorização. A modelação em *SolidWorks* permitiu atentar em alguns pormenores construtivos do lipocalibrador salientando-se o ponto de pivotagem que tem um papel fundamental no funcionamento deste equipamento. O procedimento de calibração com blocos-padrão deve ser corrigido de acordo com o factor de correcção explicado.



## Capítulo 5

### 5. Solução para a sensorização

O lipocalibrador *Harpender* integra um comparador analógico com uma resolução de 0,2mm. O comparador é um objecto consideravelmente pesado provocando o desequilíbrio do dispositivo o que reduz o conforto durante a sua utilização. Por sua vez a leitura do valor do comparador analógico é dificultada pelo contínuo movimento da agulha durante a medição. A utilização de um comparador digital elimina a dificuldade da leitura mas constitui uma solução dispendiosa e o cabo de interface de comunicação com o computador, para transferência de dados, dificulta o manuseamento do lipocalibrador. Deste modo é necessário desenvolver um novo sistema de sensorização com comunicação de dados sem fios capaz de superar todas estas limitações.

#### 5.1. Especificações

A partir das limitações decorrentes do uso quer do comparador analógico quer do comparador digital, foram definidos os seguintes requisitos para o novo sistema de sensorização:

- robusto;
- medição da prega com resolução melhor do que 1mm;
- baixo custo (<15€);
- baixo consumo de energia (<150mA);
- interface sem fios com o computador.

Tendo em conta a extensa variedade de soluções disponíveis chegou-se à conclusão que os sensores ópticos eram a melhor escolha uma vez que funcionam sem contacto, são baratos, têm dimensões reduzidas, baixo consumo e cumprem o requisito imposto para o valor da resolução de leitura da prega cutânea.

Concluiu-se anteriormente que existe uma relação 1:10 entre o valor medido pelo comparador e a distância entre as maxilas do lipocalibrador. Isto significa que para garantir a resolução de 1mm na leitura realizada pelo lipocalibrador é necessário ter um sistema de sensorização com resolução, pelo menos, dez vezes superior (0,1mm).

## 5.2. Solução de guiamento para o sistema de sensorização

O comparador analógico é um instrumento de medição por comparação dotado de uma escala e uma agulha ligada por um mecanismo a uma ponta de prova. Este comparador funciona com engrenagens existindo uma calha no corpo do comparador que permite o guiamento da ponta de prova e impede a sua rotação. Para garantir o retorno da ponta de prova existe uma mola solidária com esta e ligada na outra extremidade ao corpo do comparador (Figura 19).

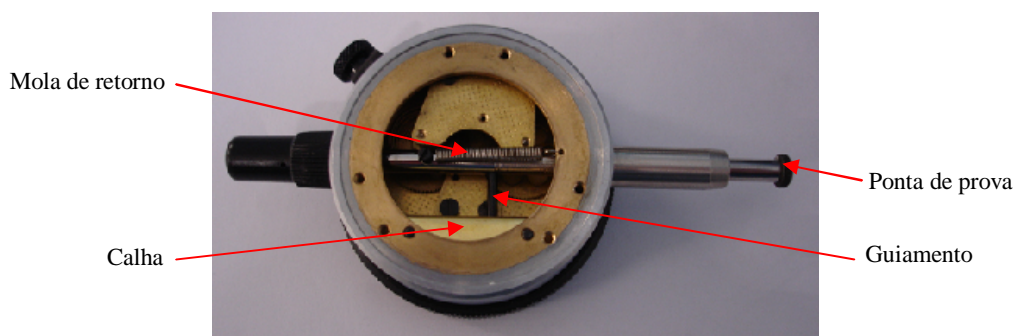


Figura 19 – Análise do comparador analógico.

Para garantir o guiamento e fazer a interface com a parte móvel do lipocalibrador seleccionou-se um sistema de guiamento linear miniatura *DryLin-T* do fabricante *Igus* de baixo custo (7€). Os elementos deslizantes são montados com alojamento (tipo encaixe) nos patins deslizantes. Esta arquitectura simples, mas eficaz, resulta em guias robustas e bastante económicas tendo como principais características:

- funcionamento a seco não requerendo manutenção;
- resistência à corrosão;
- amortecimento de vibração e funcionamento silencioso;
- baixo custo.

Com a utilização do guiamento linear descarta-se a possibilidade de utilizar um codificador incremental angular. A opção pelo codificador linear justifica-se pela simplicidade de implementação, aproveitamento do espaço disponível e menor consumo energético. Na Figura 20 apresenta-se, em *SolidWorks*, o pormenor da transformação do movimento angular em linear através do guiamento seleccionado.

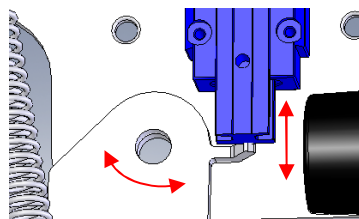


Figura 20 – Pormenor da transformação do movimento angular em linear.

Para assegurar o retorno da guia foram incorporadas duas molas de baixo coeficiente de elasticidade em montagem simétrica de forma a obter uma força resultante segundo a direcção do movimento e evitar desalinhamento no guiamento. Esta montagem permite ainda minimizar a variação da pressão exercida nas maxilas com o aumento da distância entre braços uma vez que provoca um momento com sentido contrário, no ponto de pivotagem, ao momento gerado pelas molas entre os braços do lipocalibrador (Figura 21).

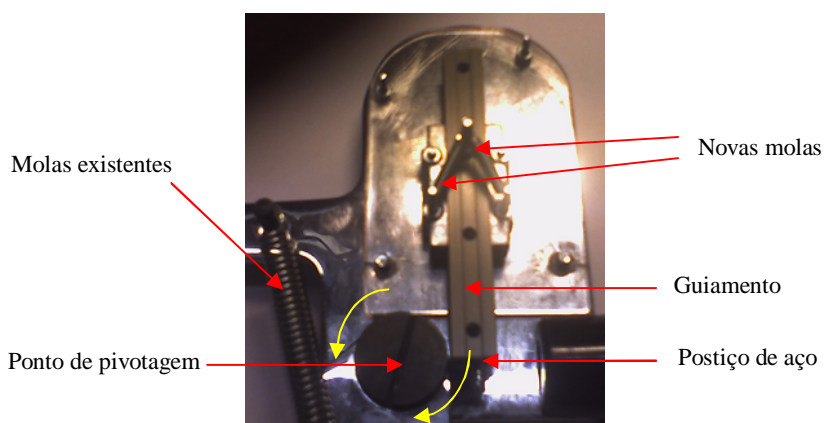


Figura 21 – Solução de guiamento implementada.

De referir que a guia é construída em alumínio, um material mais macio do que o corpo do lipocalibrador, pelo que foi necessário adicionar um postiço em aço para conferir maior dureza superficial (Figura 22).

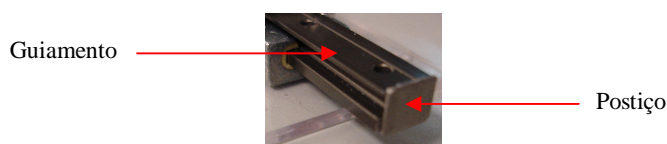


Figura 22 – Pormenor do postiço de aço.

Com a implementação deste módulo solucionou-se o problema de guiamento e da ponta de prova com um custo muito reduzido.

### 5.3. Rato óptico

Os *ratos* ópticos<sup>2</sup> foram introduzidos em 1999 pela *Agilent Technologies*. Este tipo de tecnologia utiliza uma pequena câmara que tira milhares de imagens por segundo e um DSP (*Digital Signal Processing*) que compara as imagens e calcula o deslocamento e velocidade através de algoritmos conhecidos [45-47]. Sendo uma tecnologia bastante sofisticada e disponível a preço muito reduzido (15€) foi considerada como forte candidata ao sistema de sensorização. Na Figura 23 é apresentado o diagrama de funcionamento de um dos sensores analisados.



Figura 23 – Diagrama de funcionamento típico de um sensor óptico.

Os *ratos* mais antigos disponibilizam normalmente a informação do deslocamento em quadratura o que simplifica a integração com um microcontrolador. Estes modelos apresentam na maior parte dos casos dois circuitos integrados, o sensor óptico e um circuito integrado auxiliar, pelo que é simples identificar visualmente este tipo de dispositivo (Figura 24).

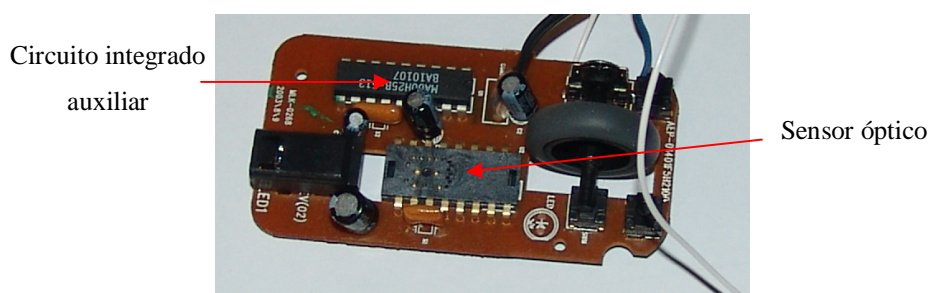


Figura 24 – Placa de um *rato* óptico com saída em quadratura.

Contudo, quase todos os *ratos* actuais disponibilizam a informação em protocolo USB. Esta situação implicaria um esforço adicional, sendo necessário utilizar um microcontrolador capaz de ler a informação a partir do protocolo USB do *rato*. Para este efeito poderiam ser utilizados, por exemplo, o PIC18LF2550 ou o PIC18LF4550.

<sup>2</sup> Os *ratos* de esfera também utilizam um sistema baseado em sensores ópticos nomeadamente codificadores incrementais do tipo angular.

Para chegar a estas conclusões foram analisados e modificados alguns *rats*. Em alguns casos foi necessário adaptar o circuito electrónico original aos requisitos da aplicação. Assim, para cada um dos *rats* analisados foi efectuado o levantamento do circuito electrónico e estudado o seu funcionamento (Figura 25 e 26).

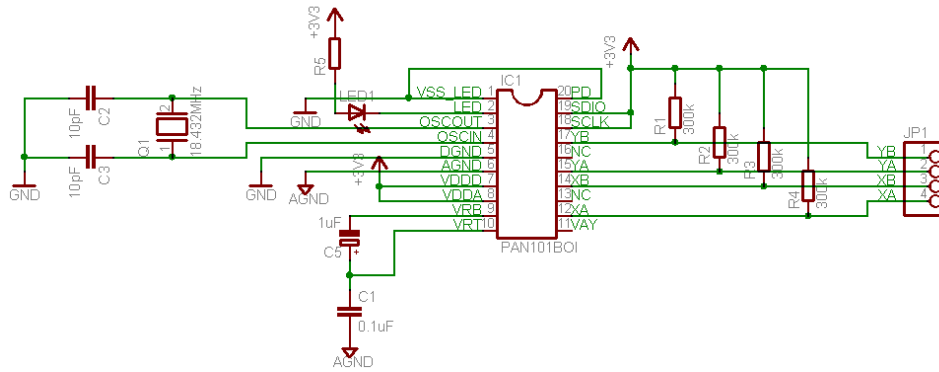


Figura 25 – Circuito esquemático modificado baseado no sensor *PAN101BOI*.

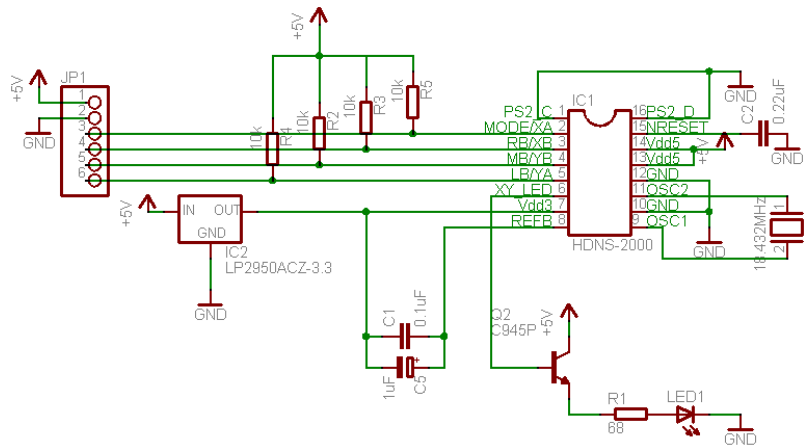


Figura 26 – Circuito esquemático modificado baseado no sensor *HDNS-2000*.

Contudo este tipo de tecnologia possui diversas desvantagens das quais se destaca a elevada complexidade do sistema óptico:

- consumo elevado (tipicamente 15mA em *stand-by* e 50mA em movimento);
- necessidade de alinhamento rigoroso entre os dispositivos ópticos (Figura 27);
- necessidade de utilização de uma placa de circuito impresso para suportar e alinhar os diferentes componentes;
- elevado atravancamento;
- dificuldade de leitura do deslocamento nos modelos mais recentes (USB).

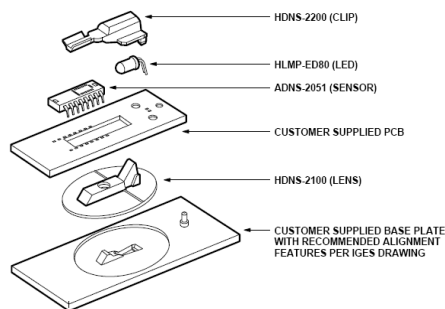


Figura 27 – Vista explodida do conjunto óptico.

Devido ao princípio de funcionamento, baseado na comparação entre imagens, uma sequência de deslocamentos inferiores à resolução do sensor óptico resultarão num deslocamento efectivo mas não detectável pelo sensor. Desta forma concluiu-se que embora fosse possível obter a resolução pretendida, melhor do que 0,1mm, as características desta tecnologia fazem com que não possa ser utilizada como solução de sensorização para esta aplicação.

#### 5.4. Codificador incremental

De forma a encontrar a melhor solução de sensorização foram analisados diversos codificadores incrementais (Figura 28).

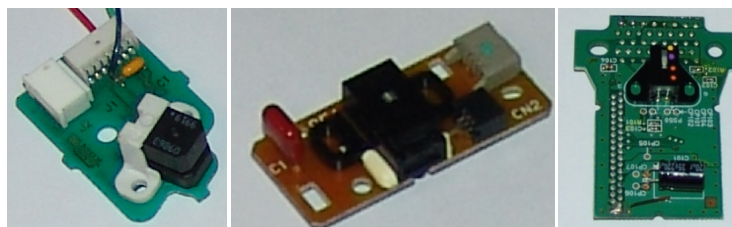


Figura 28 – Codificadores incrementais analisados.

Um codificador incremental é um sensor que tem como princípio de funcionamento a interrupção ou reflexão de um feixe de luz, visível ou não, entre um emissor e um receptor. O circuito de processamento gera um trem de impulsos proporcional ao deslocamento.

#### 5.4.1. Codificador incremental transmissivo

O primeiro codificador incremental transmissivo a ser testado foi o modelo com referência *HEDS-9730#Q50*. Este codificador possui a resolução de 0,035mm após processamento dos dois canais em quadratura satisfazendo o erro máximo de leitura admissível do sistema (Figura 29 e 30).

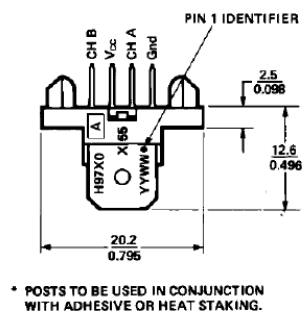


Figura 29 – Codificador incremental *HEDS-9730#Q50*.

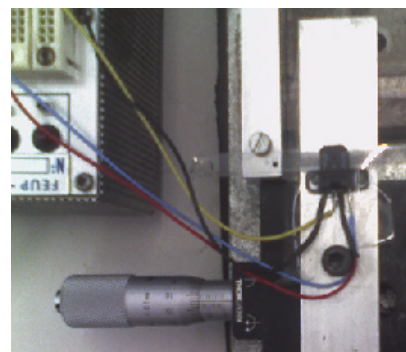


Figura 30 – Montagem experimental.

Este codificador incremental da *Agilent Technologies* apresenta um elevado desempenho e baixo custo (16€). O módulo consiste num emissor (LED) e num receptor encapsulados numa estrutura em forma de “C” com dimensões relativamente reduzidas. Dos diversos modelos disponíveis foi seleccionada a versão padrão (Q50) por ser a mais eficiente em termos energéticos tendo um consumo típico de 17mA (máximo de 40mA). As principais vantagens desta solução são:

- sensorização sem contacto;
- sinal de saída em quadratura;
- consumo energético reduzido (tipicamente 17mA).

Para medir deslocamento é necessário tornar a régua codificadora solidária com o elemento móvel (guiamento linear) através de uma placa de suporte (Figura 31). Esta solução satisfaz completamente os requisitos da sensorização mas é relativamente volumosa e é necessário um componente adicional (placa de suporte).

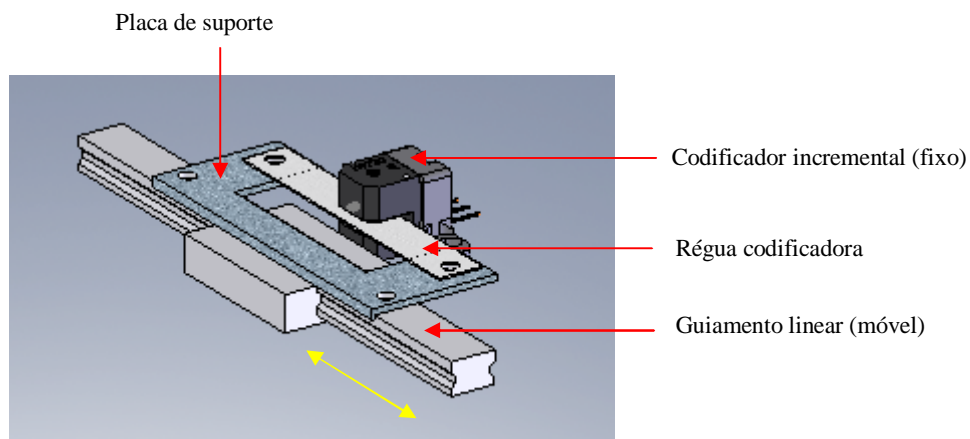


Figura 31 – Solução de sensorização baseada no codificador *HEDS-9730#Q50*.

#### 5.4.2. Codificador incremental reflector

Com vista a reduzir o atravancamento da sensorização foi testado um codificador incremental (*ref: AEDR-8300-1Qx*) com a mesma resolução mas baseado no princípio de reflexão (Figura 32).

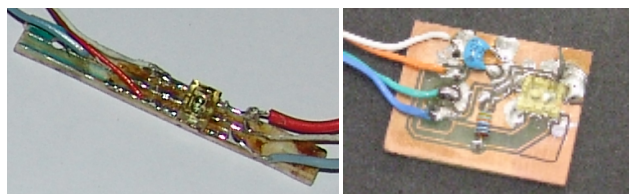


Figura 32 – Codificador incremental *AEDR-8300-1Qx* (Agilent Technologies).

O princípio de funcionamento é evidenciado na Figura 33.

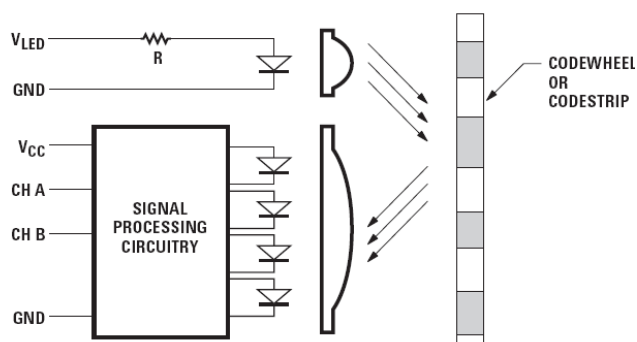


Figura 33 – Diagrama de blocos do codificador incremental.

Segundo o fabricante, este dispositivo funciona com tensão de alimentação 5V, contudo através de testes efectuados chegou-se à conclusão que a tensão de alimentação poderia ser

reduzida até 3,3V mantendo o funcionamento normal. Este aspecto é de particular interesse porque grande parte dos componentes usados funciona a 3,3V simplificando o circuito electrónico.

A régua codificadora reflectora com resolução de 180lpi (7 linhas/mm: 0,14mm) foi gentilmente cedida pela empresa *PWB Technologies*. Na Figura 34 é apresentada uma imagem da referida régua observada à lupa electrónica com uma escala de referência de 0,1mm. Embora o seu custo seja relativamente elevado (50€) apenas é utilizada uma pequena porção pelo que é possível utilizar a restante régua em pelo menos cinco aplicações deste tipo.



Figura 34 – Régua codificadora reflectora observada à lupa electrónica.

Determinou-se experimentalmente a curva característica deste codificador incremental com o auxílio de uma mesa de micro-posicionamento (*UTM100CC1HL*) e uma unidade de controlo (*Newport MM4000*) com resolução de posicionamento de 1 $\mu$ m (Figura 35).

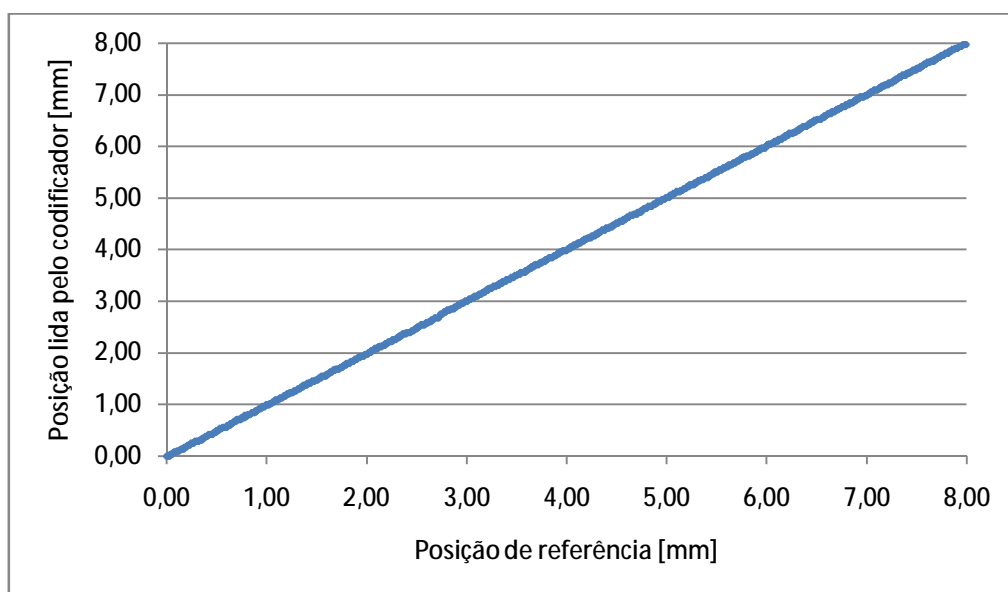


Figura 35 – Curva característica do codificador incremental seleccionado.

O ensaio experimental permitiu determinar uma não-linearidade de  $\pm 0,4\%$  e confirmar a resolução de posicionamento esperada de 0,035mm.

### 5.5. Descodificador de quadratura

De forma a aumentar a resolução inicial (0,14mm) e conhecer o sentido do deslocamento foi incluído um circuito integrado descodificador de quadratura, o LS7184 da *LSI Computer Systems, Inc.* Na Figura 36 podem ser apreciadas as duas saídas deste circuito integrado analisadas no osciloscópio *Tektronix TDS 210*.

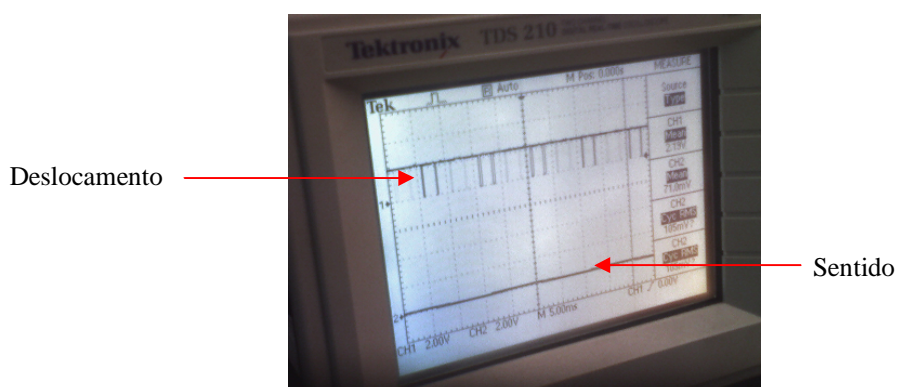


Figura 36 – Saídas do descodificador de quadratura.

Com este circuito integrado consegue-se obter uma resolução de 0,035mm a partir dos dois sinais em quadratura do codificador incremental. Dada a cinemática do lipocalibrador a resolução final do equipamento poderá atingir 0,35mm, cerca de 1/3 do especificado.

### 5.6. Conclusão

Numa versão futura será interessante utilizar o sensor *AEDR-8300-1Wx* que funciona com o mesmo nível de tensão do sistema (3,3V) com a vantagem adicional de ter uma resolução ligeiramente superior resultando numa resolução final do equipamento de 0,30mm (15% melhor). De referir que o aumento exagerado da resolução na medição da espessura não irá repercutir-se significativamente na determinação da massa gorda sendo o benefício/custo bastante desprezável. A solução de sensorização implementada garante a resolução especificada acrescentando as vantagens de baixo custo, baixo consumo energético e reduzido atravancamento.

## Capítulo 6

### 6. Transmissão sem fios

O número de aplicações com comunicação de dados sem fios tem vindo a crescer exponencialmente nos últimos anos. Esta tendência deve-se às vantagens dos equipamentos sem fios e aos avanços da tecnologia cada vez mais robusta, fiável e barata. O aparecimento de tecnologias e padrões como Bluetooth, ZigBee, Infravermelhos e UWB possibilitaram a penetração da tecnologia sem fios em muitas áreas. A tecnologia de infravermelhos é considerada por muitos obsoleta uma vez que é unidireccional tendo como aplicação mais importante o controlo remoto de equipamentos multimédia. A tecnologia UWB (*Ultra Wide Band*) ainda não é um padrão homologado pelo IEEE como o ZigBee e Bluetooth.

#### 6.1. Comparação de tecnologias

No caso concreto desta aplicação pretendia-se que o lipocalibrador transmitisse o valor da espessura da prega cutânea, entre outras informações, através de tecnologia sem fios para um computador tornando o equipamento de medição mais prático, confortável e portátil. A arquitectura a implementar consiste num único nó remoto simples (Figura 37).

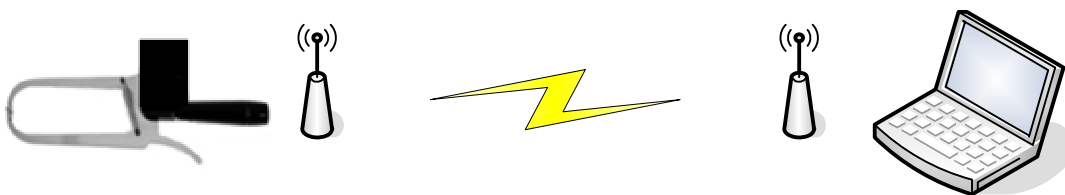


Figura 37 – Arquitectura proposta.

Na Tabela 6 é feita uma análise comparativa das tecnologias Bluetooth e ZigBee.

O protocolo ZigBee tenta preencher as necessidades específicas das redes pessoais PAN (*Personal-Area Network*) e redes domésticas HAN (*Home-Area Network*) de sensores, para monitorização e controlo, alimentados por baterias. Ainda que em muitas aplicações as tecnologias Bluetooth e ZigBee sejam consideradas concorrentes, na verdade são tecnologias complementares. A grande diferença está na maior compatibilidade do Bluetooth com

dispositivos móveis actualmente disponíveis no mercado e no maior débito de informação inerente a esta tecnologia. O Bluetooth disponibiliza uma forma simples de comunicação entre dispositivos (telemóveis, impressoras, câmaras digitais, ...) através de radiofrequência de curto alcance, segura e maioritariamente não licenciada. As especificações Bluetooth são desenvolvidas e licenciadas pela *Bluetooth Special Interest Group*.

Tabela 6 – Tabela comparativa entre tecnologias.

	<b>Bluetooth</b>	<b>ZigBee</b>
Frequência	2.4 GHz	2.4 GHz 868/915 MHz
Camada Física	802.15.1	802.15.4
Débito	1 Mbps	250 kbps (2.4 GHz) 40 kbps (915 MHz) 20 kbps (868 MHz)
Tamanho da pilha protocolar	250 kbytes	28 kbytes
Alcance	1-100m	10-100m
Requisitos de alimentação	Médio	Reduzido
Arquitecturas	Estrela	Estrela, Árvore, Malha
Aplicações típicas	Computadores e periféricos	Monitorização e controlo de baixo custo

A tecnologia Bluetooth está mais orientada para a mobilidade e comunicação sem fios de curto alcance enquanto o ZigBee centra-se na automação em grande escala e controlo remoto [48, 49].

## 6.2. Tecnologia ZigBee

Uma LR-WPAN (*Low-Rate Wireless Private Area Network*) é uma rede de baixo consumo energético, reduzido débito, fácil instalação, curto alcance e baixo custo [50].

A norma IEEE 802.15.4 define a camada física PHY (*Physical Layer*) e a camada de acesso ao meio MAC (*Medium Access Control*) para redes LR-WPAN [51].

A *ZigBee Alliance* é uma associação de 210 empresas que trabalham em conjunto com o IEEE para definir uma pilha protocolar de baixo custo, baixo consumo energético e baixo débito de

informação para ser utilizada a nível mundial em redes sem fios fiáveis para monitorizar e controlar sistemas domésticos e industriais. Esta organização é ainda responsável por garantir a conformidade, certificação e difusão da tecnologia ZigBee. A arquitectura da pilha protocolar ZigBee é apresentada na Figura 38.

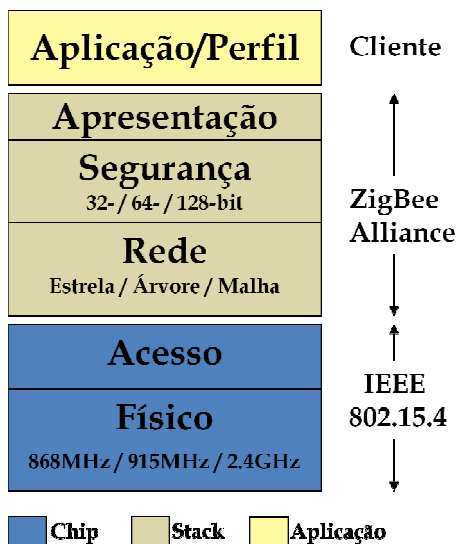


Figura 38 – Arquitectura da pilha protocolar IEEE 802.15.4/ZigBee.

Uma rede ZigBee pode assumir uma de três tipologias: estrela, malha ou árvore sendo permitido redes de nós “ad-hoc” (Figura 39).

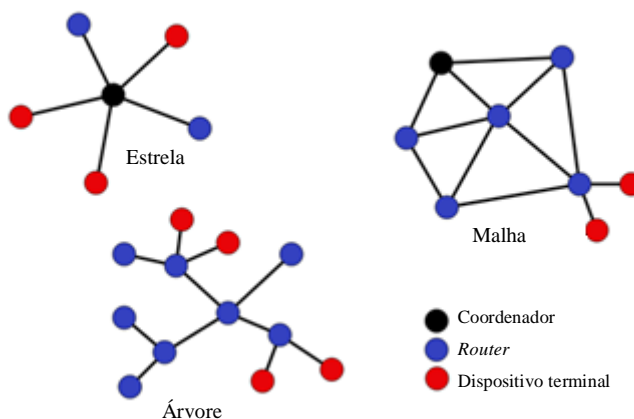


Figura 39 – Topologias da rede ZigBee.

Numa rede ZigBee podem existir dois tipos de dispositivos:

- FFD (*Full Featured Device*)
  - funciona em qualquer tipologia;
  - pode actuar como coordenador da rede, *router* ou dispositivo terminal;
  - pode comunicar com outro dispositivo da rede.
- RFD (*Reduced Featured Device*)
  - apenas funciona na tipologia estrela;
  - apenas pode funcionar como dispositivo terminal;
  - não pode comunicar directamente com outro dispositivo terminal.

Outras características interessantes desta tecnologia são:

- reduzido tempo de ligação à rede, elevada rapidez na transição modo *active/standby* e baixa latência (30ms);
- possui dois estados de operação: *active/sleep*;
- elevada segurança (encriptação de 128-bit);
- dois modos de operação em rede: *beaconing* e *non-beaconing*.

A tecnologia ZigBee pode ser utilizada em diversas áreas, como por exemplo em aplicações de automação, industriais, médicas [52, 53], domótica e gestão de energia.

A tecnologia ZigBee é utilizada em diversas áreas:

- infra-estruturas avançadas de medição;
- controlo de iluminação;
- controlo de sistema HVAC e aquecimento;
- detecção de fumo e monóxido de carbono;
- segurança doméstica;
- controlo e monitorização médica;
- automação industrial [54].

### 6.2.1. Módulos de desenvolvimento

Para desenvolver a solução sem fios optou-se por utilizar um módulo existente no mercado beneficiando do *know-how* do fabricante, garantia de funcionamento e certificação FCC/CE diminuindo o tempo de total desenvolvimento do protótipo [55]. De facto este trabalho de desenvolvimento e implementação é bastante complexo requerendo normalmente um grupo de desenvolvimento ou limite temporal alargado [56, 57].

Existem bastantes fabricantes de módulos de desenvolvimento para comunicações ZigBee. A maioria disponibiliza equipamentos com numerosos módulos sendo o preço proibitivo. Na Figura 40 são evidenciados alguns conjuntos de desenvolvimento.



Figura 40 – Placas de desenvolvimento da *Atmel*, *Jennic* e *Meshnetics* respectivamente.

#### 6.2.1.1. Módulo *Microchip*

O módulo *PICDEM Z 2.4GHz* utiliza o microcontrolador PIC18LF4620 e o *transceiver* CC2420 da *Chipcon* montado numa segunda placa (Figura 41).

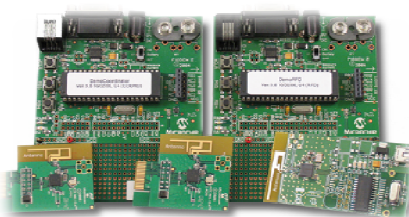


Figura 41 – Placa de desenvolvimento da *Microchip*.

Este conjunto de desenvolvimento possui um nó programado como coordenador de rede e outro como dispositivo terminal. Possui ainda uma placa para analisar o tráfego. Contudo o módulo de desenvolvimento falha completamente para a aplicação pois após a etapa de desenvolvimento ser finalizada é necessário implementar a solução, o que não é possível dado que *transceiver* e o microcontrolador não estão montados na mesma placa.

### 6.2.1.2. Módulo *Maxstream*

O fabricante *Maxstream* comercializa um módulo designado *XBee*. Existem duas versões, *XBee* e *XBee Pro*, que diferem apenas na potência de transmissão e consequente alcance máximo (Figura 42).

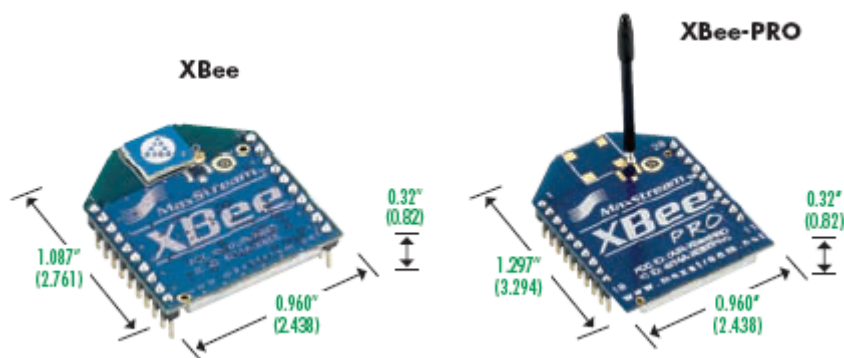


Figura 42 – Exemplos de antenas *XBee* e *XBee-Pro*.

Esta solução é bastante interessante uma vez que pode ser facilmente integrada na mesma placa do microcontrolador, tem um consumo relativamente baixo (transmissão 215mA; recepção 55mA; *stand-by* <10mA), apresenta dimensões relativamente reduzidas e possui indicação da qualidade do sinal (PWM). O software que acompanha o sistema de desenvolvimento, *X-CTU Software*, permite efectuar de forma rápida a configuração do computador, o teste de alcance e ler/gravar parâmetros nos módulos.

### 6.2.1.3. Módulo *Flexipanel*

O fabricante *Flexipanel* possui um conjunto de desenvolvimento designado por *Pixie Eval Kit* que contém duas placas de desenvolvimento (Figura 43), uma com um módulo *Pixie* (FFD) e outra com um módulo *Pixie Lite* (RFD).



Figura 43 – Conjunto de desenvolvimento do fabricante *Flexipanel*.

Cada placa tem as seguintes funcionalidades:

- 4 interruptores;
- 4 botões do tipo *push*;
- 1 *trimmer*;
- 8 LEDs;
- comunicação RS232 com conversor de sinais TTL/RS232;
- *jumpers* de configuração;
- circuito de regulação de 3,3V;
- alimentação através de fonte DC (máximo de 7V) ou duas pilhas AA.

Cada módulo *Pixie/Pixie Lite* é uma versão miniaturizada da solução disponibilizada pela *Microchip (PICDEM Z)*, contendo o mesmo *transceiver* integrado com um microcontrolador na mesma placa. No caso do *Pixie* é utilizado o PIC18LF4620 e no *Pixie Lite* é usado o PIC18LF2520. O consumo de cada módulo não ultrapassa 25mA, bastante inferior ao módulo *XBee* da *Maxstream*.

Esta integração resulta numa excelente relação preço/qualidade/consumo pelo que foi o conjunto de desenvolvimento escolhido (Figura 44).

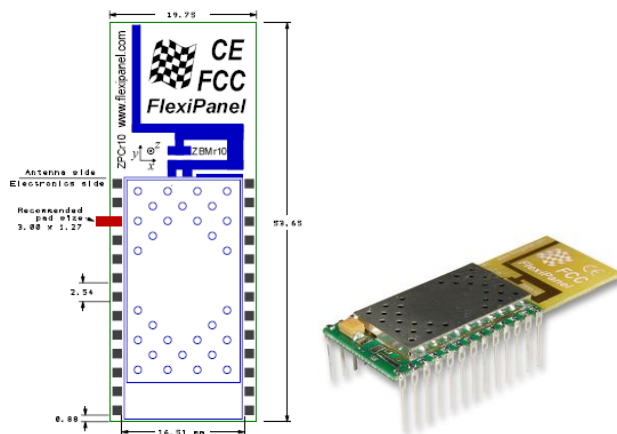


Figura 44 – Módulo *Pixie*.

O alcance em espaço aberto é de aproximadamente 120m e dentro de edifícios varia entre 20 a 40m. As especificações deste módulo sem fios são apresentadas na Tabela 7.

Tabela 7 – Especificações do módulo *Pixie*.

<b>Eléctricas</b>	
Tensão de alimentação	2,1V a 3,6V
Consumo em modo activo	25mA
Consumo em <i>stand-by</i>	2 $\mu$ A
<b>Radiofrequência</b>	
Potência máxima	1mW (0dBm)
Espectro de radiofrequência	2400MHz a 2485MHz
Protocolo de comunicação	IEEE 802.15.4 (DSSS O-QPSK)
Débito	250kbits/s
Canais de radiofrequência	16
Alcance em espaço aberto	Aproximadamente 120m
<b>Mecânicas</b>	
Temperaturas máximas	-40°C a 85°C
Dimensões (L x C x E)	53,7 x 189,75 x 3,1 (excluindo os pinos)

### 6.3. Solução desenvolvida

A empresa *FlexiPanel* disponibiliza alguns exemplos em código aberto para aplicações típicas tais como aquisição de dados, redes de sensores e controlo remoto. Foram investigadas as diferentes soluções existentes e seleccionada a solução que mais se aproximava dos requisitos da aplicação. O módulo *Pixie*, ligado à porta série do computador, foi programado com o firmware *PixieGateway*. O *Pixie Lite*, presente no lipocalibrador, foi programado com uma versão modificada do firmware *PixieDarc* disponibilizado pela *FlexiPanel* (Figura 45).

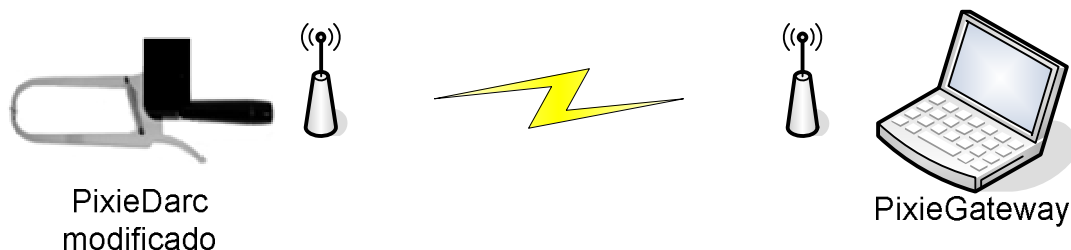


Figura 45 – Solução desenvolvida e implementada.

O código fonte do firmware *PixieDarc* é disponibilizado em linguagem C. Utilizou-se o ambiente de desenvolvimento *MPLAB IDE v7.62* e o compilador *MPLAB C18 v3.12* ambos disponibilizados gratuitamente pela *Microchip* (Figura 46).

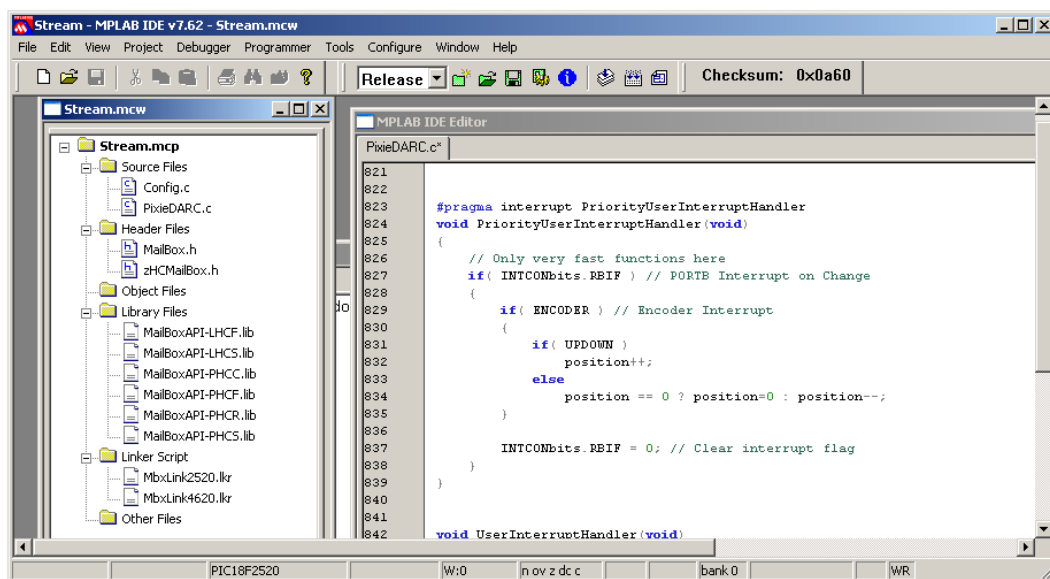


Figura 46 – Ambiente de desenvolvimento *MPLAB IDE*.

Para efectuar a programação dos módulos, a documentação do módulo *Pixie* recomendava a utilização do módulo *Microchip Technology's ICD2 debugger* ou equivalente. Foi feito um cabo adaptador RJ12 tendo em conta a especificação de programação via ICSP [58] para utilizar uma placa de desenvolvimento presente no laboratório. Desta forma foi evitada a aquisição do módulo recomendado, bastante dispendioso (250€), evidenciado na Figura 47.

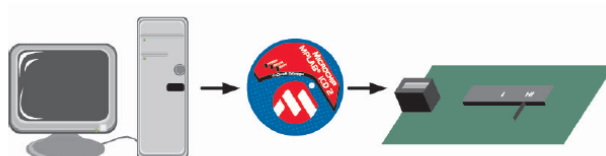


Figura 47 – Configuração sugerida pelo fabricante.

Para ler, escrever e configurar o microcontrolador presente no *Pixie* (PIC18LF4620) e no *Pixie Lite* (PIC18LF2520) foi necessário utilizar um software auxiliar, *mikroElektronika PicFLASH v7.09* (Figura 48).

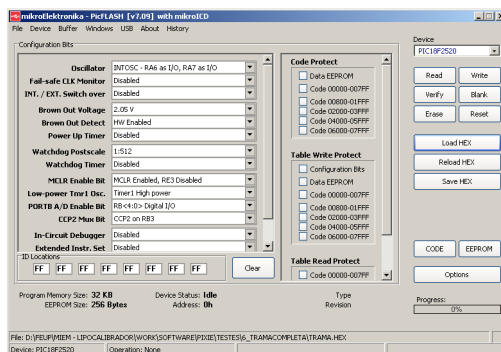


Figura 48 – Software de programação PicFLASH.

O firmware disponibilizado apresentava alguns problemas (*WatchDog*, gralhas na literatura, etc) que foram ultrapassados após estreito contacto com o fabricante. Da modificação do código fonte original surgiram as seguintes inovações:

- introdução de novos comandos para leitura do codificador (leitura e *reset*);
- especificação automática do *MAC Address* eliminando a necessidade de um computador para o efeito;
- ligação automática à rede ZigBee;
- código mais eficiente e compacto.

A espessura da prega cutânea é determinada através da contagem do trem de impulsos, sabendo o sentido do deslocamento, gerados pelo codificador incremental. A aquisição é feita em tempo real, assegurada por interrupções do tipo *On Change* disponíveis na porta B do microcontrolador conforme a rotina que se segue:

```
#pragma interrupt PriorityUserInterruptHandler
void PriorityUserInterruptHandler(void)
{
    // Only very fast functions here
    if( INTCONbits.RBIF ) // Interrupt On Change PORT B
    {
        if( ENCODER ) // Encoder Interrupt
        {
            if( UPDOWN )
                position++;
            else
                if( position ) position--;
        }

        INTCONbits.RBIF = 0; // Clear interrupt flag
    }
}
```

As informações sobre a espessura da prega, sinais de interação, entre outros, podem ser consultadas a qualquer momento utilizando uma lógica de pergunta/resposta, conforme as rotinas que se seguem:

```

void GetEncoder( void )
{
    pTxData[0] = DARC_STATUS_SUCCESS;
    pMailBoxParam->MBS_Data_Request.DataPayloadLen = 0x03;
    pTxData[1] = position & 0xFF;          // Little-endian format
    pTxData[2] = (position & 0xFF00) >> 8; //
}

void ResetEncoder( void )
{
    pTxData[0] = DARC_STATUS_SUCCESS;
    pMailBoxParam->MBS_Data_Request.DataPayloadLen = 0x01;
    position = 0; // Reset position
}

void GetAll( void )
{
    pTxData[0] = DARC_STATUS_SUCCESS;
    pMailBoxParam->MBS_Data_Request.DataPayloadLen = 0x05;

    pTxData[1] = position & 0xFF;          // Little-endian format
    pTxData[2] = (position & 0xFF00) >> 8; //
    pTxData[3] = NEXT;                    // Next measure
    pTxData[4] = DELETE;                  // Delete measure
}
    
```

A lógica de pergunta/resposta é disponibilizada pela camada *MailBox* desenvolvida pela *FlexiPanel*. O protocolo *MailBox* assegura que os dados chegam ao destino sem erros de transmissão. Para controlar e monitorizar o módulo remoto ligado ao lipocalibrador foi utilizado o *HyperTerminal* do *Microsoft Windows* (Figura 49).

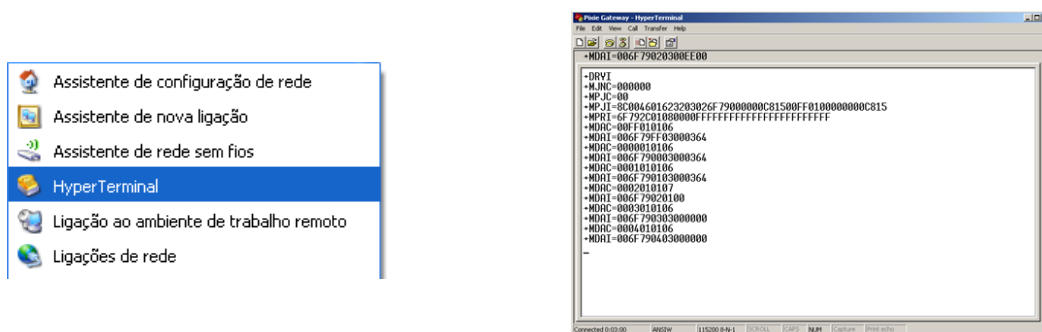


Figura 49 – *HyperTerminal* como ferramenta de controlo e monitorização.

Através desta ferramenta é possível executar comandos que correspondem a **perguntas** sobre o estado da bateria, a espessura da prega ou **ordens** como o *reset* do codificador incremental, a alteração do estado de pinos, etc.

#### 6.4. Integração com *LabVIEW*

Para tornar o processo de comunicação sem fios mais simples e transparente foi desenvolvido um programa em *LabVIEW* (Figura 50).



Figura 50 – Interface *LabVIEW* com a tecnologia sem fios.

Este programa permite efectuar as seguintes operações:

- configurar a porta série (nº bits, controlo de fluxo, porta, velocidade, ...);
- libertar a porta série;
- estabelecer a rede ZigBee;
- detectar se os dispositivos estão ligados;
- ler o valor da espessura da prega cutânea (Figura 51);
- efectuar o *reset* da variável que contém o valor da posição actual;
- ler o estado dos botões de interacção (Figura 52);
- monitorizar o estado da bateria (em tensão ou percentagem).

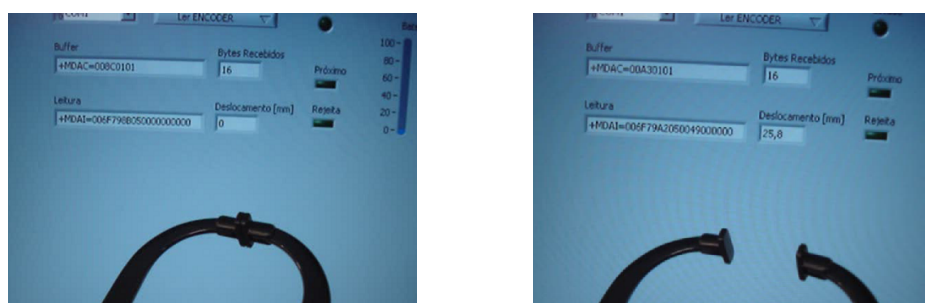


Figura 51 – Medição da espessura da prega cutânea sem fios.

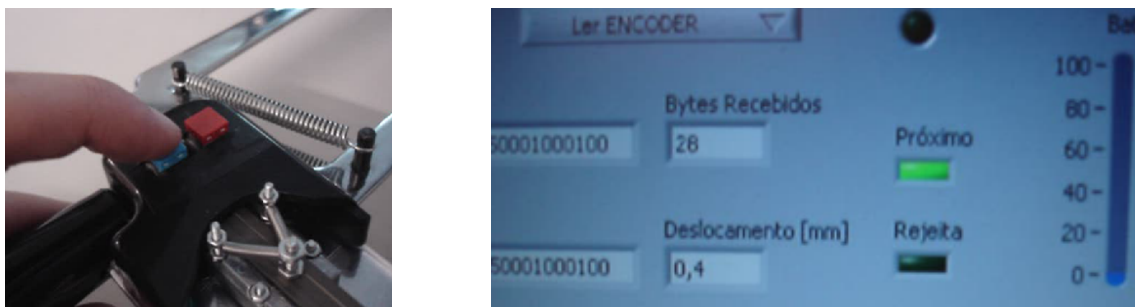


Figura 52 – Aquisição dos sinais de interacção.

Para utilizar a comunicação sem fios desenvolvida foi desenvolvido um módulo (SubIV) que pode ser facilmente integrado com qualquer aplicação *LabVIEW* (Figura 53).



Figura 53 – Exemplo da configuração da porta série através do SubIV.

## 6.5. Integração com *Liposoft*

Como referido anteriormente a aplicação *Liposoft* já tinha sido desenvolvida em *LabVIEW 7.1* com o objectivo de fazer a aquisição, o tratamento e o cálculo da composição corporal através da medição da espessura cutânea bem como o armazenamento de dados de cada indivíduo em base de dados. No sistema anterior o valor da espessura da prega era medido pelo lipocalibrador incorporando um sistema de leitura electrónica baseado num comparador digital e enviado através da porta série para o computador. Por seu lado os sinais dos botões de interacção, “Próximo” e “Rejeitar”, eram adquiridos através do módulo *USB-6008* da *National Instruments*. Com o novo sistema, a utilização deste módulo deixa de ser necessária.

Com vista à integração do novo sistema sem fios com o anterior, foi necessário estudar a estrutura do *Liposoft*. Juntamente com a colaboração da Faculdade de Ciências da Nutrição e Alimentação da Universidade do Porto (FCNAUP) foram revistas todas as fórmulas de cálculo que permitem determinar a composição corporal a partir da espessura das pregas cutâneas e acrescentadas novas expressões (Figura 54).

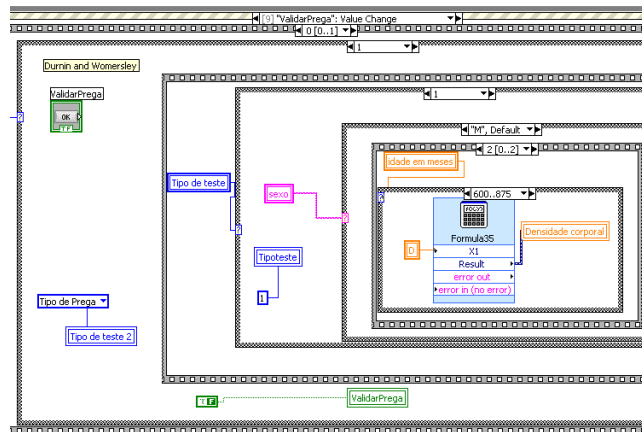


Figura 54 – Exemplo de um método de cálculo.

Tendo em conta o elevado grau de complexidade do sistema de cálculo anteriormente implementado foi desenvolvida uma rotina de cálculo mais estruturada, de fácil leitura e de maior compreensão. Embora esta rotina não tenha sido integrada, por implicar a reestruturação completa do *Liposoft*, permitiu aprofundar o conhecimento nos modelos matemáticos utilizados na determinação da percentagem de gordura corporal (Figura 55).

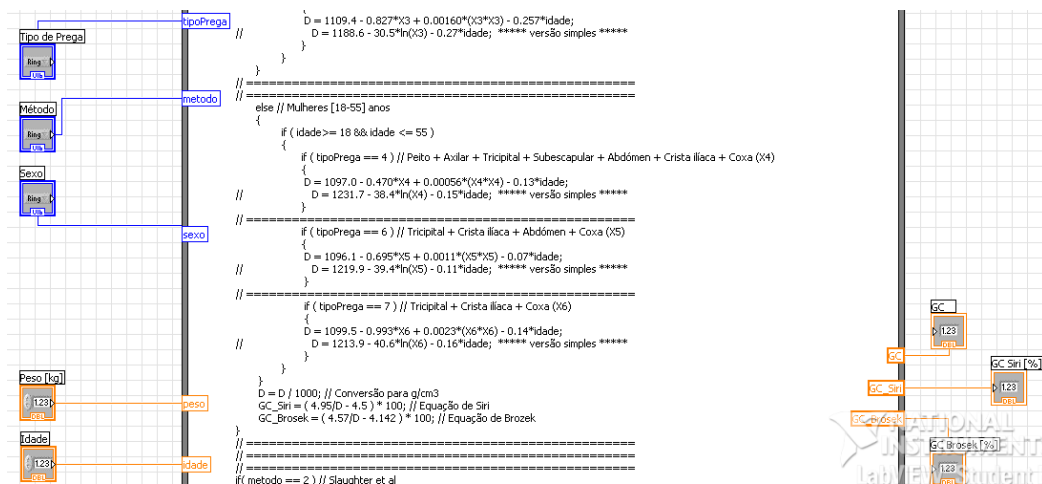


Figura 55 – Detalhe das fórmulas do novo sistema de cálculo.

## 6.6. Atualização de tecnologia

Para eliminar a necessidade de possuir uma placa ligada ao computador foi ponderada a aquisição de um módulo USB (*UZBee*). Contudo o *UZBee* não suporta o firmware *PixieGateway* pelo que continua a ser necessária a segunda placa de desenvolvimento ligada ao computador através da porta série. Alternativamente poderia ser utilizado o cabo *Pixie Config Adapter* com a desvantagem de aumentar o atravancamento e custo da solução.

Está planeado o lançamento duma evolução do módulo *UZBee* em Maio de 2008, denominado *UZBee-Plus*, que suportará o firmware *PixieGateway* permitindo a utilização da tecnologia ZigBee através da porta USB. Na Figura 56 apresenta-se a fotografia do protótipo *UZBee-Plus* gentilmente cedida pela *Flexipanel*. A aplicação desenvolvida em *LabVIEW* é completamente compatível com esta solução pois a porta USB é reconhecida pelo computador como uma simples porta série (emulação por software).



Figura 56 – Fotografia do interior do protótipo *UZBee-Plus*.

## 6.7. Conclusão

Foi modificado um módulo ZigBee disponível no mercado de forma a satisfazer os requisitos da aplicação. A solução de aquisição e transmissão de dados sem fios implementada elimina a presença de um cabo de ligação do lipocalibrador ao computador e a necessidade de um módulo de aquisição. O equipamento partilha a capacidade de leitura digital do comparador digital com a vantagem acrescida da transmissão sem fios. Através da criação de um módulo *LabVIEW* dedicado à comunicação sem fios foi possível fazer a integração com a aplicação *Liposoft* totalmente revista (Figura 57). O módulo de aquisição e transmissão de dados sem fios apresenta uma boa relação custo/benefício.



Figura 57 – Ecrã inicial do *Liposoft* após integração com o sistema sem fios.



## Capítulo 7

### 7. Sistema de alimentação

A alimentação num sistema portátil é sempre um assunto crítico pois depende de uma bateria com uma capacidade finita. O bom funcionamento do sistema depende da fiabilidade e robustez do sistema de alimentação. A selecção da bateria (tecnologia, tensão nominal, capacidade, etc) deve ter em conta as características da aplicação (consumo, tensão de alimentação, atravancamento, etc). A bateria foi colocada na parte posterior de forma optimizar o espaço disponível e melhor distribuir o peso no lipocalibrador (Figura 58).

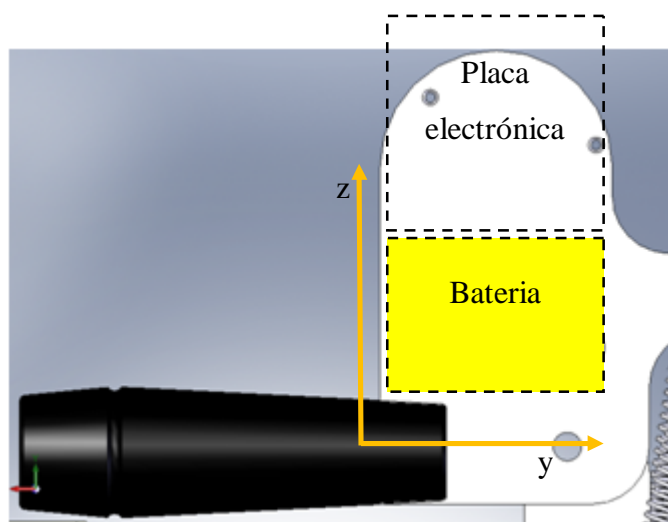


Figura 58 – Localização da bateria e placa electrónica no lipocalibrador.

De referir que a placa electrónica sai ligeiramente dos limites do equipamento, de modo a minimizar a interferência (atenuação, ruído, etc) na antena utilizada na comunicação sem fios do módulo ZigBee. Na Figura 59 pode ser observado o sistema de alimentação implementado.

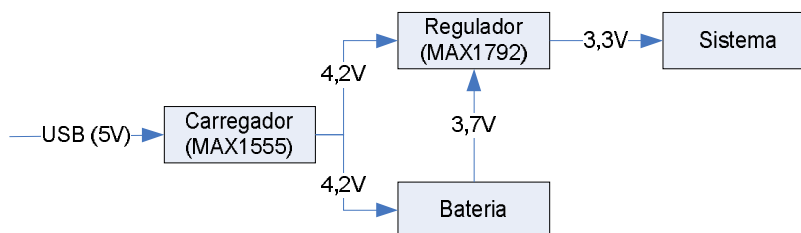


Figura 59 – Esquema do sistema de alimentação implementado.

## 7.1. Bateria

Dos diversos tipos de baterias recarregáveis disponíveis, foi escolhida uma bateria de íões de lítio uma vez que possui importantes vantagens:

- elevada densidade de energia (Figura 60);
- tensão nominal elevada (tipicamente 3,7V);
- reduzido impacto ambiental (podem ser recicladas e não possuem materiais perigosos como cádmio e mercúrio);
- elevado tempo de vida (>500 ciclos até 80% da capacidade inicial);
- reduzida auto-descarga;
- sem efeito de memória;
- recarga rápida (80% em 1h; 100% em 2,5h) [59].

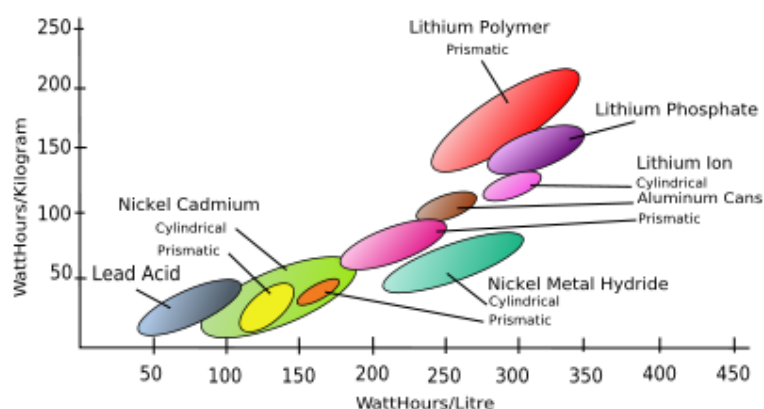


Figura 60 – Comparação da densidade de energia entre baterias recarregáveis [59].

Tendo em conta o consumo da aplicação (Tabela 8), e o espaço disponível, foi seleccionada a bateria com referência *U0110952* do fabricante *Uniross* utilizada no *iPod Photo* (Figura 61).



capacidade: 1080mAh;  
tensão nominal: 3,7V;  
peso: 48,5g;  
dimensões: 48,5 x 36,8 x 6,6 (L x C x E).

Figura 61 – Bateria *Uniross* seleccionada.

Tabela 8 – Tabela de consumos parciais e totais da aplicação.

Componente	Mínimo [mA]	Típico [mA]	Máximo [mA]
Pixie Lite	0,02	25	25
AEDR-8300-1Qx	13	17,2	23
LS7184	30	30	45
MAX1972	0,08	0,08	0,08
LEDs	4	4	14
<b>TOTAL</b>	<b>47,1</b>	<b>76,28</b>	<b>107,08</b>

De notar que o circuito integrado de recarga da bateria, MAX1555, assim como os dois LEDs ligados a este não entraram na contabilização dos consumos uma vez que são alimentados pela fonte exterior (USB).

A bateria foi recarregada até à situação de recarga total e posteriormente descarregada com uma resistência de  $33\Omega$  simulando a operação do sistema (Figura 62 e Figura 63).

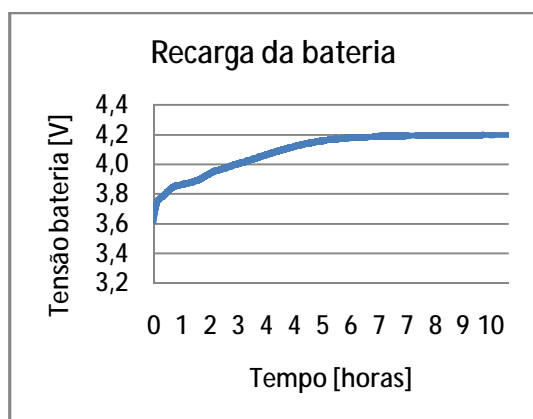


Figura 62 – Curva de recarga da bateria.

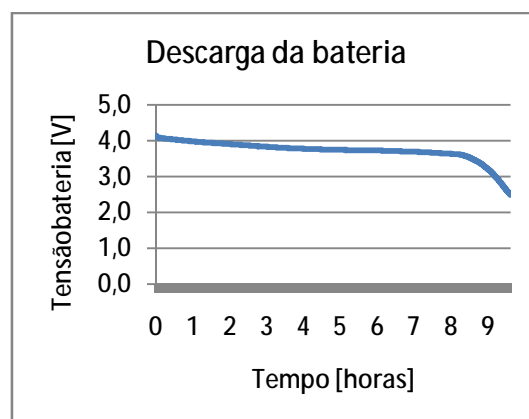


Figura 63 – Curva de descarga da bateria.

A bateria atinge a tensão mínima de funcionamento (3,43V) ao fim de 8,8h. Através dos testes experimentais concluiu-se que esta bateria satisfaz completamente os requisitos de alimentação do sistema.

## 7.2. Circuito de recarga e regulação

Hoje em dia todos os computadores possuem uma porta USB. A maior parte dos dispositivos são alimentados a partir desta porta (*pen-drives*, câmaras web, ...), contudo dispositivos que requerem maior consumo de corrente costumam ser alimentados externamente (por exemplo:

discos rígidos externos). Dada a universalidade deste recurso desenvolveu-se um sistema capaz de alimentar todo o sistema electrónico integrado no lipocalibrador a partir de uma porta USB, de tomada da rede eléctrica ou ainda a partir do isqueiro de automóvel (Figura 64).



Figura 64 – Acessórios USB para carregar a bateria.

De forma a otimizar o espaço disponível no lipocalibrador e diminuir o impacto no seu design a ficha mini-USB foi colocada no interior do punho do lipocalibrador (Figura 65).

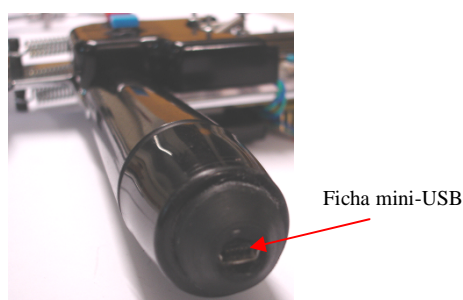


Figura 65 – Implementação da ficha mini-USB no equipamento.

Segundo a especificação USB, todos os dispositivos USB *host* e USB *hub* com alimentação própria podem fornecer até 500mA por porta. Contudo a porta USB apenas disponibiliza 100mA enquanto não for feita a enumeração do dispositivo USB. Este procedimento requer comunicação entre o computador e o periférico. Só após este processo estar terminado será permitido consumir até 500mA. Apesar da especificação USB impor limites no consumo de corrente não indica em que situação a alimentação é desligada. Desta forma, mesmo que o processo de enumeração falhe devido a problemas de firmware/software, a alimentação de 5V será sempre garantida (disponibilizando 100mA, 500mA, 2A ou um valor superior) [60].

O circuito de recarga e regulação projectado e implementado em circuito impresso é apresentado na Figura 66.

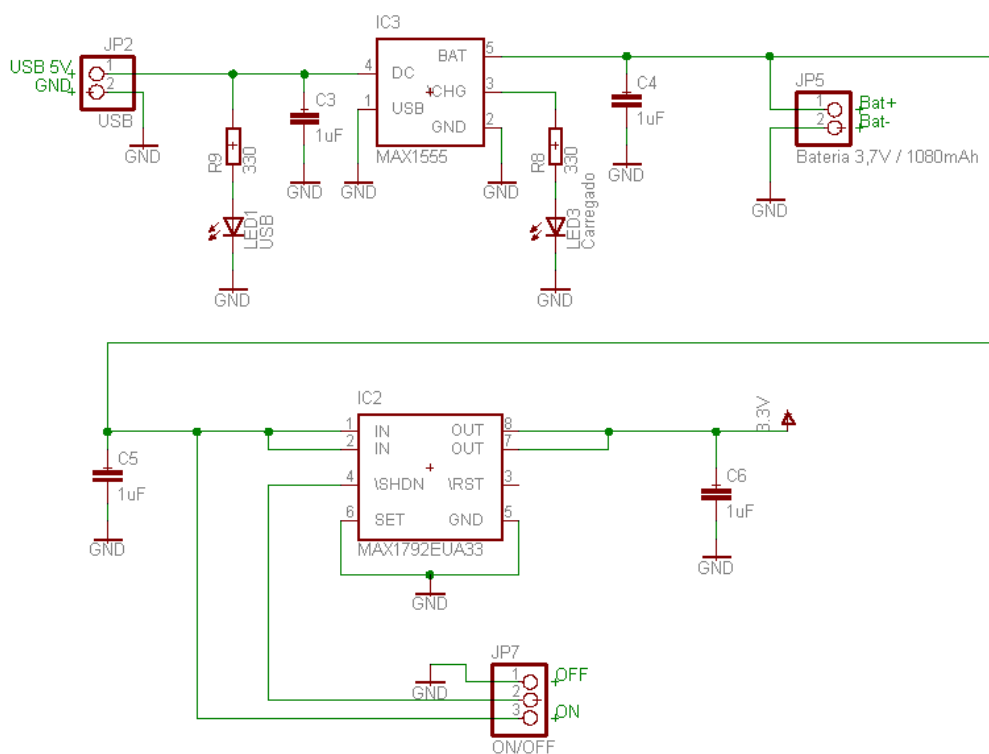


Figura 66 – Circuito de recarga e regulação.

O circuito recarrega a bateria sempre que o cabo mini-USB estiver ligado. A carga (sistema de aquisição, processamento e comunicação sem fios) está continuamente ligada à bateria através de um regulador de tensão com baixa queda de tensão, MAX1792. Este regulador fornece garantidamente a corrente necessária ao sistema (podendo disponibilizar até 500mA em regime permanente). Se o sistema estiver a funcionar (consumo típico de 100mA) enquanto a bateria é recarregada (máximo de 280mA) são necessários 380mA, isto é, inferior a 500mA disponibilizados pela porta USB. Desta forma, é possível garantir o funcionamento do sistema e simultaneamente recarregar a bateria.

O fabricante *Microchip* sugere numa nota de aplicação [61] outros circuitos de recarga mais robustos baseados no MCP73837 e MCP73838. Uma alternativa melhor seria o LTC3455 da *Linear Technology*, uma vez que este circuito integrado possui as seguintes características:

- recarga de bateria de íões de lítio (USB/DC);
- regulação térmica para evitar sobreaquecimento da bateria;
- alimentação do sistema a partir da melhor fonte disponível (bateria/USB/DC);
- transição suave entre as fontes de alimentação;
- conversores DC/DC de elevada eficiência (até 96%);
- duas tensões de saída reguladas: 3,3V (500mA) e 1,8V (400mA);

- monitorização do estado da bateria (“alto” ou “baixo”);
- possibilidade de controlo e monitorização a partir de um microcontrolador.

Esta solução não foi implementada pelas dimensões reduzidas do circuito integrado, pelo tipo de encapsulamento (QFN), pelo elevado número de componentes externos e pela possibilidade de interferência com o sistema de comunicação sem fios.

### 7.3. Recarga de bateria

O circuito integrado MAX1555 da *Maxim* possibilita a recarga de uma bateria de iões de lítio através de USB ou de uma fonte DC (até 7V). São necessários apenas dois condensadores cerâmicos para que o circuito de recarga funcione correctamente. Este integrado possui díodos internos (protecção da fonte de alimentação de acordo com a especificação USB), controlo interno de temperatura, indicação do estado de recarga e mudança automática da fonte de alimentação (USB/DC).

Este integrado da *Maxim* limita a corrente a 100mA se for alimentado por USB; esse limite será 280mA se for alimentado por uma fonte DC. A restrição a 100mA deve-se à protecção de dispositivos *USB hub* sem alimentação própria (Figura 67). Como o equipamento será ligado a um computador, que garante 500mA, a alimentação USB foi ligada ao pino DC do circuito integrado para ultrapassar esta limitação.



Figura 67 – *USB Hub* com alimentação exterior.

O perfil de recarga USB/DC deste integrado, apresentado na Figura 68, segue as recomendações da nota de aplicação da *Microchip* sobre o algoritmo a utilizar [62].

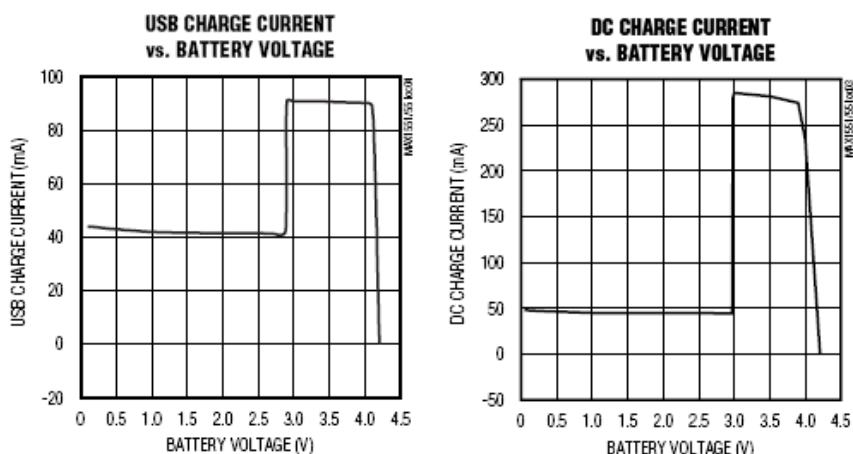


Figura 68 – Curvas de recarga esperadas USB/DC.

#### 7.4. Regulador de tensão

O regulador de tensão com baixa queda de tensão, MAX1792, com alimentação de 2,5V a 5,5V garante 500mA e tensão de saída internamente regulada com exactidão de  $\pm 1\%$ . De forma a reduzir os componentes externos, foi seleccionada a versão predefinida com a tensão de alimentação do sistema (MAX1792EUA33).

A solução implementada assegura que a bateria terá sempre pelo menos 85% da tensão nominal maximizando o seu tempo de vida útil. Para desligar o sistema electrónico foi incluído um botão bi-estável que actua sobre o pino de *Shutdown* do regulador de tensão continuando a permitir a recarga da bateria caso o cabo USB esteja ligado.

#### 7.5. Monitorização do estado da bateria

A maior parte dos circuitos integrados de recarga possui indicação do estado da bateria. Contudo este sistema baseia-se numa simples comparação entre dois níveis de tensão, tensão da bateria e uma tensão de referência. Como foi utilizado um microcontrolador para a aquisição, processamento e comunicação sem fios, optou-se por ligar a bateria a uma porta analógica do microcontrolador. O microcontrolador possui um conversor analógico-digital de 10-bit. Dado que a bateria, após ser recarregada, tem uma tensão de 4.2V, foi necessário implementar um divisor de tensão para evitar a saturação da entrada analógica ou no limite, a danificação do microcontrolador (alimentado a 3,3V).

## 7.6. Conclusão

O sistema de alimentação desenvolvido baseia-se numa bateria de iões de lítio de 3,7V conferindo elevada autonomia ao protótipo (>8h). O circuito electrónico implementado maximiza a vida útil da bateria garantindo que o seu nível de tensão é mantido acima de 85% do valor nominal. O trabalho experimental e de investigação efectuado conduziram à implementação de um circuito electrónico bastante simples e com poucos componentes aumentando a fiabilidade e robustez da solução. A utilização da tecnologia USB, universalmente difundida, permite a recarga do protótipo de uma forma bastante simples e cómoda. Através da optimização dos recursos utilizados foi possível introduzir inovações como a monitorização do estado da bateria (0-100%) que não estão disponíveis em circuitos tão avançados como o LTC3455 da *Linear Technology*.

Para integrar os diferentes módulos electrónicos (alimentação, aquisição e transmissão sem fios) foi projectada uma placa de circuito impresso e posteriormente fabricada pela empresa *CircuiTotal* com um custo total de 50€ Na elaboração desta placa houve especial cuidado na disposição dos diversos componentes para não causar interferência com o módulo sem fios. Os módulos foram organizados de forma a obter uma placa simples e organizada. A placa desenvolvida permite ligar/desligar/reiniciar o sistema, configurar o modo de funcionamento do decodificador de quadratura (1x, 2x ou 4x) disponibilizando ainda indicação (através de LEDs) da presença de alimentação externa USB, recarga completa da bateria, bom funcionamento do regulador de tensão e estado da ligação à rede ZigBee. A organização da placa de circuito impresso bem como a versão implementada podem ser observadas na Figura 69.

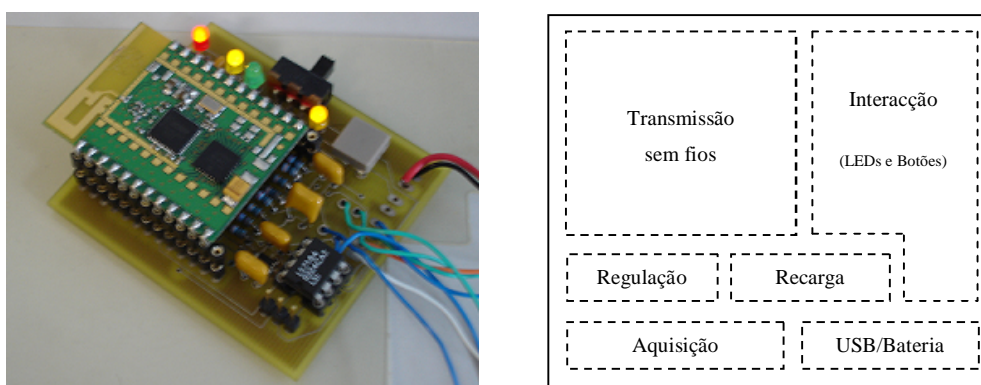


Figura 69 – Placa de circuito impresso implementada.

## Capítulo 8

### 8. Conclusão e trabalho futuro

Neste último capítulo será realizada uma apreciação global do protótipo desenvolvido, sendo referidas as suas principais características. A partir do conhecimento que foi adquirido no decorrer deste trabalho são sugeridos alguns trabalhos futuros.

O protótipo desenvolvido torna o processo de medição da espessura da prega cutânea mais simples, fiável e cómodo (Figura 70).

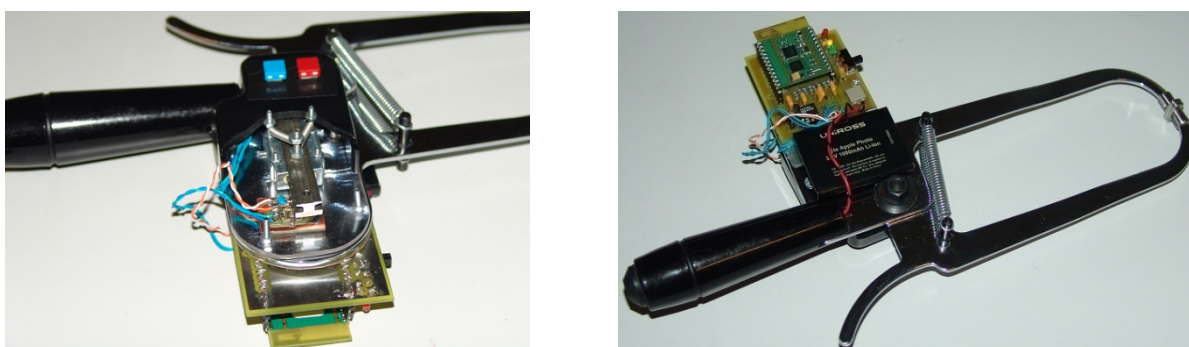


Figura 70 – Protótipo final.

A nova versão da aplicação *Liposoft* permite efectuar a aquisição de dados sem fios, o processamento e a análise da espessura da prega cutânea e o armazenamento em base de dados de forma automática. É também possível conhecer o perfil da espessura da prega cutânea durante a medição dando ao técnico uma ideia do grau de cedência da prega e da correlação das três medições efectuadas. Através dos novos botões “Próximo” e “Rejeitar”, mais confortáveis e sensíveis, o técnico pode interagir com a aplicação *LabVIEW* aceitando ou rejeitando as medições cuja evolução pode observar em tempo real no computador. Os modelos matemáticos que permitem determinar a percentagem de gordura corporal foram totalmente revistos tendo sido incorporadas novas expressões. Com a aplicação *Liposoft* foi resolvida a subjectividade da contagem do tempo, da leitura do valor da espessura e o processamento dos dados bastante moroso. O nível de treino exigido ao técnico passa a ser menor, não sendo necessário um técnico adicional para registar os dados de cada medição.

A nova solução de sensorização, baseada num codificador incremental miniatura e num guiamento linear disponibilizam uma resolução de 0,35mm, quase três vezes melhor do que a especificada. O custo deste módulo de sensorização é muito reduzido comparativamente à

solução original (comparador analógico) e à versão anteriormente modificada baseada num comparador digital com interface de comunicação de dados.

Com o objectivo de eliminar o cabo de ligação ao computador introduzido na versão anterior, apontado como aspecto menos prático para o manuseamento do dispositivo, foi implementada uma solução de comunicação sem fios baseada na tecnologia ZigBee. O conjunto de desenvolvimento adquirido teve que ser programado de forma a satisfazer as especificidades da aplicação. Para que a tecnologia ZigBee pudesse ser integrada com a aplicação *Liposoft*, foi desenvolvida uma rotina responsável pela comunicação sem fios. O módulo de comunicação sem fios contribuiu bastante para o custo final do protótipo uma vez que foi necessário fazer a aquisição de uma placa de desenvolvimento sem fios (500€). Contudo na construção de um novo protótipo apenas será necessário adquirir os módulos responsáveis pela comunicação (143€) uma vez que a solução já foi desenvolvida, implementada, testada e validada.

Tratando-se de um equipamento sem fios, foi necessário implementar um sistema de alimentação baseado numa bateria recarregável de iões de lítio (3,7V; 1080mAh). O sistema tem uma autonomia de aproximadamente 9h em funcionamento contínuo podendo ser recarregado, em funcionamento, a partir de uma porta USB, tomada da rede eléctrica ou isqueiro de automóvel. De forma a aproveitar a estrutura do lipocalibrador e minimizar o impacto no seu design o conector mini-USB foi colocado estrategicamente na extremidade do punho de fácil acesso.

A monitorização do estado da bateria é realizada através de um conversor analógico-digital (10-bit) do microcontrolador presente no módulo ZigBee. Desta forma é possível conhecer o valor actual da tensão da bateria (0-100%) ao contrário da indicação normal do nível de carga (“alto” ou “baixo”) disponibilizada na maior parte dos circuitos de gestão de carga.

Normalmente é realizado um estudo do custo para quantidades na ordem das dezenas ou milhares de unidades após a concepção do protótipo. Assim, apresenta-se na Tabela 9, a comparação de custos para duas quantidades distintas.

Tabela 9 – Tabela comparativa de custos.

Módulo	Custo estimado	
	100 unidades	1000 unidades
Sensorização	26€	22€
Comunicação sem fios	162€	156€
Alimentação	37€	36€
<b>TOTAL</b>	<b>224€</b>	<b>214€</b>

Tendo em conta que a solução baseada no comparador digital tem um custo de cerca de 390€ (comparador, conversor e módulo de aquisição) o protótipo desenvolvido apresenta um custo bastante interessante mesmo para a quantidade mais reduzida (100 unidades). Para quantidades mais elevadas o custo é naturalmente mais reduzido, porém esta diminuição não é expressiva devido à elevada contribuição do módulo de comunicação sem fios cujo custo não é significativamente alterado pela quantidade de produção.

O protótipo desenvolvido, *adepsmeter*, partilha todas as vantagens do lipocalibrador adaptado anteriormente com um comparador digital:

- a medição da prega cutânea pode ser realizada por um técnico de saúde sem elevada experiência;
- os dados são processados automaticamente o que permite ao técnico a validação da medição ou a realização de uma nova medição com base nos resultados apresentados em tempo real;
- não necessita de um técnico de apoio o que resulta numa economia de mão-de-obra;
- permite a comparação com o histórico de cada indivíduo e a criação de um relatório;
- a subjectividade do processo reside apenas na correcta localização da prega;
- possibilidade de introduzir novas expressões de cálculo para determinar a percentagem de gordura corporal.

Ao novo protótipo acrescem as vantagens inerentes ao novo sistema de sensorização, capacidade de transmissão sem fios e sistema de alimentação universal. As vantagens mais importantes deste protótipo são:

- simplicidade e facilidade de manuseamento do equipamento;
- equipamento portátil e com elevada autonomia (cerca de 9h);
- possibilidade de recarregar em funcionamento através da fonte de alimentação universal USB (tomada da rede eléctrica e isqueiro de automóvel);
- redução global de 50g relativamente ao lipocalibrador original e cerca de 80g relativamente ao lipocalibrador adaptado com comparador digital;
- melhor distribuição do peso;
- excelente relação custo/benefício.

O protótipo foi calibrado em Laboratório de Metrologia (área dimensional) do CATIM apresentando 100% de repetibilidade e um bom valor de incerteza expandida ( $\pm 58\mu\text{m}$ ).

Em suma, de um modo geral o protótipo *Adepsmeter* supera as especificações iniciais, acrescentando autonomia e versatilidade ao procedimento de cálculo da gordura corporal a um custo muito interessante.

O peso total do protótipo, ainda que inferior ao equipamento original, não conseguiu ser significativamente reduzido uma vez que a grande contribuição é do próprio corpo metálico do lipocalibrador. Desta forma sugere-se como trabalho futuro a construção de um protótipo num material mais leve mas igualmente robusto, por exemplo usando materiais compósitos. A modelação do corpo do lipocalibrador em *SolidWorks*, já executada, será um bom ponto de partida para este trabalho de investigação.

Relativamente à aplicação *Liposoft* sugere-se que seja efectuada uma reformulação profunda na sua estrutura de forma a simplificar a determinação da percentagem de gordura corporal e a introdução de novos modelos matemáticos. A nova rotina de cálculo desenvolvida em *LabVIEW 8.20* poderá ser utilizada nesta próxima versão. Será interessante incluir uma representação do corpo humano com a indicação do local da prega a medir para facilitar a utilização do sistema por técnicos menos experientes.

Com a reestruturação do *Liposoft* a contagem do tempo de medição poderá ser controlada pelo módulo sem fios fazendo *streaming* dos dados adquiridos para o computador.

## 9. Referência bibliográficas

- [1] S. Heymsfield, *Human Body Composition: Human Kinetics*, 2005.
- [2] V. H. Heyward and L. M. Stolarczyk, *Avaliação da composição corporal*. São Paulo: Editora Manole, 2000.
- [3] T. G. Lohman, "Advances in body composition assessment," *Human Kinetics*, 1992.
- [4] N. F. Butte, J. M. Hopkinson, W. W. Wong, E. O. Smith, and K. J. Ellis, "Body composition during the first 2 years of life: an updated reference," *Pediatr Res*, vol. 47, pp. 578-85, May 2000.
- [5] J. C. Wells, "A critique of the expression of paediatric body composition data," *Arch Dis Child*, vol. 85, pp. 67-72, Jul 2001.
- [6] J. C. Nicholson, J. R. McDuffie, S. H. Bonat, D. L. Russell, K. A. Boyce, S. McCann, M. Michael, N. G. Sebring, J. C. Reynolds, and J. A. Yanovski, "Estimation of body fatness by air displacement plethysmography in African American and white children," *Pediatr Res*, vol. 50, pp. 467-73, Oct 2001.
- [7] J. M. Tanner and R. H. Whitehouse, "Standards for subcutaneous fat in British children. Percentiles for thickness of skinfolds over triceps and below scapula," *Br Med J*, vol. 1, pp. 446-50, Feb 17 1962.
- [8] E. Pinto, A. R. Oliveira, H. Alencastre, and C. Lopes., "Avaliação da Composição Corporal na Criança por Métodos não Invasivos," *ArquiMed*, 2005.
- [9] H. J. Kramer and H. V. Ulmer, "Two-second standardization of the Harpenden Caliper," *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, vol. 46, pp. 103-4, 1981.
- [10] M. T. Restivo, M. R. Quintas, M. F. Chouzal, T. Amaral, and M. Maia, "Virtual instrument for monitoring, digital recording and assessing body composition," in *Remote Engineering and Virtual Instrumentation REV2007* Porto, Portugal, 2007.
- [11] V. H. Heyward and D. R. Wagner, *Applied Body Composition Assessment*, 2004.
- [12] R. S. Gibson, "Principles of Nutritional Assessment," *Journal of Nutrition Education and Behavior*, vol. 38, 2005.
- [13] D. A. Edwards, W. H. Hammond, M. J. Healy, J. M. Tanner, and R. H. Whitehouse, "Design and accuracy of calipers for measuring subcutaneous tissue thickness," *Br J Nutr*, vol. 9, pp. 133-43, 1955.
- [14] A. Ward, M. L. Pollock, A. S. Jackson, J. J. Ayres, and G. Pape, "A comparison of body fat determined by underwater weighing and volume displacement," *Am J Physiol*, vol. 234, pp. E94-6, Jan 1978.
- [15] L. A. Milliken, S. B. Going, and T. G. Lohman, "Effects of variations in regional composition on soft tissue measurements by dual-energy X-ray absorptiometry," *Int J Obes Relat Metab Disord*, vol. 20, pp. 677-82, Jul 1996.
- [16] A. Gotfredsen, L. Baeksgaard, and J. Hilsted, "Body composition analysis by DEXA by using dynamically changing samarium filtration," *J Appl Physiol*, vol. 82, pp. 1200-9, Apr 1997.
- [17] J. A. Baumgartner, *Electrical impedance and total body electrical conductivity*. Champaign, Illinois: Human Kinetics Books, 1996.
- [18] V. H. Heywadr and L. M. Stolarczyk, *Avaliação da composição corporal aplicada*. São Paulo: Manole, 2000.
- [19] R. F. Costa, *Composição Corporal, Teoria e Prática da Avaliação*. São Paulo: Manole, 2001.
- [20] M. H. Slaughter, T. G. Lohman, R. A. Boileau, C. A. Horswill, R. J. Stillman, M. D. Van Loan, and D. A. Bembem, "Skinfold equations for estimation of body fatness in children and youth," *Hum Biol*, vol. 60, pp. 709-23, Oct 1988.

- [21] W. E. Siri, "The gross composition of the body," *Adv Biol Med Phys*, vol. 4, pp. 239-80, 1956.
- [22] J. V. G. A. Durnin and J. Womersley, "Body Fat Assessed from Total-Body Density and Its Estimation from Skinfold Thickness - Measurements on 481 Men and Women Aged from 16 to 72 Years," *British Journal of Nutrition*, vol. 32, pp. 77-97, 1974.
- [23] A. S. Jackson, M. L. Pollock, and A. Ward, "Generalized Equations for Predicting Body Density of Women," *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 12, pp. 175-182, 1980.
- [24] A. S. Jackson and M. L. Pollock, "Generalized equations for predicting body density of men (Reprinted from British Journal of Nutrition, vol 40, pg 497, 1978)," *British Journal of Nutrition*, vol. 91, pp. 161-168, Jan 2004.
- [25] A. S. Jackson and M. L. Pollock, "Generalized Equations for Predicting Body Density of Men," *British Journal of Nutrition*, vol. 40, pp. 497-504, 1978.
- [26] J. H. Wilmore and A. R. Behnke, "An Anthropometric Estimation of Body Density and Lean Body Weight in Young Men," *Journal of Applied Physiology*, vol. 27, pp. 25-&, 1969.
- [27] A. D. Martin, W. D. Ross, D. T. Drinkwater, and J. P. Clarys, "Prediction of body fat by skinfold caliper: assumptions and cadaver evidence," *Int J Obes*, vol. 9 Suppl 1, pp. 31-9, 1985.
- [28] N. K. and O. T., "Measuring techniques in anthropometry - anthropometry equipment," *Anthropometrica*, pp. 29-32, 1996.
- [29] D. B. Jelliffe, D. B. Jelliffe, and E. F. P. Jelliffe, *Community nutritional assessment : with special reference to less technically developed countries*. Oxford: Oxford University Press, 1989.
- [30] J. M. Tanner and R. H. Whitehouse, "The Harpenden skinfold caliper," *Am J Phys Anthropol*, vol. 13, pp. 743-6, Dec 1955.
- [31] M. N. Rodrigues, S. C. Silva, W. D. Monteiro, and P. T. V. Farinatti., "Estimativa da gordura corporal através de equipamentos de bioimpedância, dobras cutâneas e pesagem hidrostática," *MedEsporte*, vol. 7, 2001.
- [32] D. Black, J. Vora, M. Hayward, and R. Marks, "Measurement of subcutaneous fat thickness with high frequency pulsed ultrasound: comparisons with a caliper and a radiographic technique," 1988.
- [33] S. S. Santos and F. J. Guimarães, "Avaliação antropométrica e de composição corporal de atletas paraolímpicos brasileiros," *Rev Bras Med Esporte - Vol. 8, Nº 3 - Mai/Jun*, 2002.
- [34] E. S. Cyrino, A. H. Okano, M. F. Glaner, M. Romanzini, L. A. Gobbo, A. Makoski, N. Bruna, J. C. Melo, and G. N. Tassi, "Impacto da utilização de diferentes compassos de dobras cutâneas para análise da composição corporal," *MedEsporte*, vol. 9, 2003.
- [35] B. Guida, A. Pietrobelli, R. Trio, R. Laccetti, C. Falconi, N. R. Perrino, S. Principato, and P. Pecoraro, "Body mass index and bioelectrical vector distribution in 8-year-old children," *Nutr Metab Cardiovasc Dis*, Feb 15 2007.
- [36] S. Verma, S. Singh, A. K. Bhalla, and M. Khullar, "Study of subcutaneous fat in children with juvenile dermatomyositis," *Arthritis Rheum*, vol. 55, pp. 564-8, Aug 15 2006.
- [37] N. Cameron, P. L. Griffiths, M. M. Wright, C. Blencowe, N. C. Davis, J. M. Pettifor, and S. A. Norris, "Regression equations to estimate percentage body fat in African prepubertal children aged 9 y," *Am J Clin Nutr*, vol. 80, pp. 70-5, Jul 2004.
- [38] Z. Orbak, M. Coker, S. Darcan, and D. Goksen, "Association between serum leptin and anthropometric parameters at birth and at 15th day of life in infants born asymmetrically small for gestational age," *J Pediatr Endocrinol Metab*, vol. 14, pp. 185-92, Feb 2001.

- [39] T. G. Lohman, "Skinfolds and body density and their relation to body fatness: a review," *Hum Biol*, vol. 53, pp. 181-225, May 1981.
- [40] G. Kapoor, S. Aneja, S. Kumari, and S. C. Mehta, "Triceps skinfold thickness in adolescents," *Indian J Med Res*, vol. 94, pp. 281-5, Aug 1991.
- [41] J. Parizkova and P. Buzkova, "Relationship between skinfold thickness measured by Harpenden caliper and densitometric analysis of total body fat in men," *Hum Biol*, vol. 43, pp. 16-21, Feb 1971.
- [42] F. Fidanza, *Nutritional Status Assessment: A manual for population studies*, 1991.
- [43] G. B. Hewitt, R. T. Withers, A. G. Brooks, G. F. Woods, and L. A. Day, "Improved rig for dynamically calibrating skinfold calipers: Comparison between harpenden and slim guide instruments," *American Journal of Human Biology*, vol. 14, pp. 721-727, Nov-Dec 2002.
- [44] J. E. L. Carter and P. K. Schmidt, "A simple method for calibrating calipers," *Commonwealth and International Conference on Physical Education, Sport, Health, Dance, Recreation and Leisure*, vol. 3, pp. 49-53, 1990.
- [45] B. K. P. Horn and B. G. Schunck, "Determining Optical-Flow," *Proceedings of the Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers*, vol. 281, pp. 319-331, 1981.
- [46] B. K. P. Horn and B. G. Schunck, "Determining Optical-Flow," *Artificial Intelligence*, vol. 17, pp. 185-203, 1981.
- [47] B. K. P. Horn and B. G. Schunck, "Determining Optical-Flow - a Retrospective," *Artificial Intelligence*, vol. 59, pp. 81-87, Feb 1993.
- [48] J. Wexler, "Bluetooth and ZigBee: Their similarities and differences," in *Network World*, 2005.
- [49] N. Baker, "ZigBee and bluetooth - Strengths and weaknesses for industrial applications," *Computing and Control Engineering*, vol. 16, pp. 20-25, Apr-May 2005.
- [50] D. Gislason and T. Gillman, "ZigBee wireless sensor networks," *Dr Dobbs Journal*, vol. 29, pp. 40-42, Nov 2004.
- [51] A. Koubâa, M. Alves, and E. Tovar, "IEEE 802.15.4 for Wireless Sensor Networks: A Technical Overview," IPP Hurray! 14/07/2005 2005.
- [52] B. M. Thraning, "The Impact of ZigBee in a BioMedical Environment." vol. Master Grimstad: Agder University College, 2005.
- [53] "CodeBlue: Wireless Sensor Networks for Medical Care," 2007.
- [54] D. Egan, "The emergence of ZigBee in building automation and industrial controls," *Computing and Control Engineering*, vol. 16, pp. 14-19, Apr-May 2005.
- [55] FlexiPanel Ltd, "ZigBee for Applications Developers," 2005.
- [56] D. E. S. Rua, N. M. L. Martins, and P. L. P. P. Reis, *Placa de desenvolvimento Wireless ZigBee*. Porto, 2005.
- [57] H. M. G. A. M. Batista, *Projecto de placa remota wireless Zigbee*. Porto, 2005.
- [58] Microchip Technology Inc., "In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) Guide," 2003.
- [59] Gold Peak Industries Ltd, *Lithium Ion: technical handbook* vol. 1, 2000.
- [60] L. Sherman, "Charge Your Battery Faster By Using a USB Port," *Power Electronics Technology*, pp. 34-40, 2004.
- [61] B. Chu, "AN1149, Design A Load Sharing System Power Path Management with Microchip's Stand-Alone Li-Ion Battery Charger," 2008.
- [62] B. Chu, "AN1088, Selecting the Right Battery System For Cost-Sensitive Portable Applications While Maintaining Excellent Quality " 2007.



## **ANEXO A: Componentes electrónicos e mecânicos**

## Codificador incremental



### Agilent AEDR-8300 Series Encoders Reflective Surface Mount Optical Encoder Data Sheet



#### Description

The AEDR-8300 series is the smallest optical encoder employing reflective technology for motion control purposes. The encoder houses an LED light source and a photo-detecting circuitry in a single package.

The AEDR-8300 series offers options of either single channel or two-channel quadrature digital outputs. Being TTL compatible, the outputs of the AEDR-8300 series can be interfaced directly with most of the signal processing circuitries. Hence the encoder provides great design-in flexibility and easy integration into existing systems. The AEDR-8300 series is available in four resolu-

tions, namely 36, 75, 150 and 180 lines per inch (LPI) (1.42, 2.95, 5.91 and 7.09 lines per mm respectively). This range of resolutions caters for different design and application needs.

#### Applications

The AEDR-8300 series provides motion sensing at a competitive cost, making it ideal for high volume applications. Its small size and surface mount package make it ideal for printers, copiers, card readers and many consumer products, particularly where space and weight are design constraint.

#### Features

- Reflective technology
- Surface mount small outline leadless package
- Single channel incremental output
- Two channel quadrature outputs for direction sensing
- TTL compatible output
- Single 5V supply
- -20°C to 85°C absolute operating temperature
- Encoding resolution options: 36, 75, 150, 180 (lines/inch) or 1.42, 2.95, 5.91, 7.09 (lines/mm)

Note: All specifications are subject to change without prior notification.



Descodificador de quadratura



QUADRATURE CLOCK CONVERTER

July 2005

FEATURES:

- x1, x2 and x4 resolution
- Programmable output pulse width (200ns to 140µs)
- Excellent regulation of output pulse width
- TTL and low voltage CMOS compatible I/Os
- +3V to +5.5V operation (V<sub>DD</sub> - V<sub>SS</sub>)
- LS7183, LS7184 (DIP); LS7183-S, LS7184-S (SOIC) - See Figure 1

DESCRIPTION:

The LS7183 and LS7184 are CMOS quadrature clock converters. Quadrature clocks derived from optical or magnetic encoders, when applied to the A and B inputs of the LS7183/LS7184, are converted to strings of Up Clocks and Down Clocks (LS7183) or to a Clock and an Up/Down direction control (LS7184). These outputs can be interfaced directly with standard Up/Down counters for direction and position sensing of the encoder.

INPUT/OUTPUT DESCRIPTION:

RBIAS (Pin 1)

Input for external component connection. A resistor connected between this input and V<sub>SS</sub> adjusts the output clock pulse width (T<sub>OW</sub>).

V<sub>DD</sub> (Pin 2)

Supply Voltage positive terminal.

V<sub>SS</sub> (Pin 3)

Supply Voltage negative terminal.

A, B (Pin 4, Pin 5)

Quadrature Clock inputs A and B. Directional output pulses are generated from the A and B clocks according to Fig. 2. A and B inputs have built-in immunity for noise signals less than 50ns duration (Validation delay, T<sub>VO</sub>). The A and B inputs are inhibited during the occurrence of a directional output clock (UPCK or DNCK), so that spurious clocks resulting from encoder dither are rejected.

MODE (Pin 8)

MODE is a 3-state input to select resolution x1, x2 or x4. The input quadrature clock rate is multiplied by factors of 1, 2 and 4 in x1, x2 and x4 mode respectively in producing the output UP/DN clocks (See Fig. 2). x1, x2 and x4 modes selected by the MODE input logic levels are as follows:

- Mode = 0 : x1 selected
- Mode = 1 : x2 selected
- Mode = Float : x4 selected

PIN ASSIGNMENT - TOP VIEW

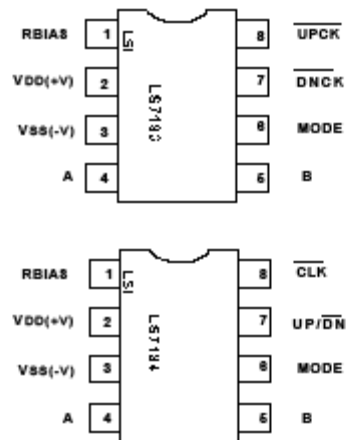


FIGURE 1

LS7183 - DNCK (Pin 7)

In LS7183, this is the DOWN Clock Output. This output consists of low-going pulses generated when A input lags the B input.

LS7184 - UP/DN (Pin 7)

In LS7184, this is the count direction indication output. When A input leads the B input, the UP/DN output goes high indicating that the count direction is UP. When A input lags the B input, UP/DN output goes low, indicating that the count direction is DOWN.

LS7183 - UPCK (Pin 8)

In LS7183, this is the UP Clock output. This output consists of low-going pulses generated when A input leads the B input.

LS7184 - CLK (Pin 8)

In LS7184, this is the combined UP Clock and DOWN Clock output. The count direction at any instant is indicated by the UP/DN output (Pin 7).

NOTE: For the LS7184, the timing of CLK and UP/DN requires that the counter interfacing with LS7184 counts on the rising edge of the CLK pulses.

7183/84-072705-1

Módulo de aquisição e transmissão sem fios



Summary

Pixie provides a complete ZigBee solution for OEMs, integrating IEEE 802.15.4 2.4GHz PHY / MAC layers with Microchip Technology's NWK / APL / ZDO layers. It provides a path for extremely rapid migration from Microchip's PICDEM Z ZigBee development environment to market-ready product.

Pixie is capable of full function device (FFD) operation and is suitable for router and coordinator nodes. The lower cost Pixie Lite version is used for reduced function devices, e.g. endpoints, with 2 fewer I/O lines and being 3mm more compact.

- Free space range approx 120m
- FCC / CE / IC compliant
- MAC address allocation
- Signature G antenna, low "hand effect" design
- Output power 1mW / 0dBm
- Consumes less than 25mA when active, 2µA in sleep mode
- 15 general I/O lines, featuring 6-channel 10-bit A/D, serial UART, 4 interrupts, counter input
- Master SPI
- Surface mount and DIL through-hole versions
- Wide temperature range -40°C to +85°C
- 2.1V - 3.6V supply, ideal for Li rechargeables

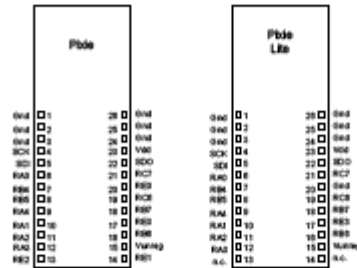


Fig 1. Pixie and Pixie Lite (viewed from above)

Firmware Features

Pixie is electrically virtually identical to the PICDEM Z ZigBee development environment and is fully compatible with Microchip Technology's free ZigBee stack, featuring:

- Compatibility with ZigBee 1.0 specification
- FlexiPanel Ltd profiles in development for switching, serial data communications, UI servers, displays and sensors
- Only configuration bits and I/O pin definitions are changed during migration from PICDEM Z

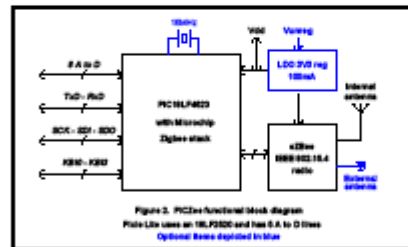


Figure 2. PICDEM functional block diagram. Pixie Lite uses an 18L PICDEM and has 6 A to D lines. Optional items depicted in blue.

Ordering Information

Table 1. Ordering Information	
Part No	Description
PIXIE-SO-XXXX	Pixie 25-contact surface mount module
PIXIE-DIL-XXXX	Pixie 25-pin 0.1" Dual-in-Line module
PXLITE-SO-XXXX	Pixie Lite 24-contact surface mount module
PXLITE-DIL-XXXX	Pixie Lite 24-pin 0.1" Dual-in-Line module

XXXX refer to pre-coded firmware options, refer to firmware data sheets  
Refer to separate data sheets for all-weather enclosures



Manufactured to ISO9001:2000



Carregador de bateria

19-2902; Rev 0; 7/09



## SOT23 Dual-Input USB/AC Adapter 1-Cell Li+ Battery Chargers

MAX1551/MAX1555

### General Description

The MAX1551/MAX1555 charge a single-cell lithium-ion (Li+) battery from both USB\* and AC adapter sources. They operate with no external FETs or diodes, and accept operating input voltages up to 7V.

On-chip thermal limiting simplifies PC board layout and allows optimum charging rate without the thermal limits imposed by worst-case battery and input voltage. When the MAX1551/MAX1555 thermal limits are reached, the chargers do not shut down, but progressively reduce charging current.

The MAX1551 includes a  $\overline{CHG}$  output to indicate when input power is present. If either charging source is active,  $\overline{CHG}$  goes low. The MAX1555 instead features a  $\overline{CHG}$  output to indicate charging status.

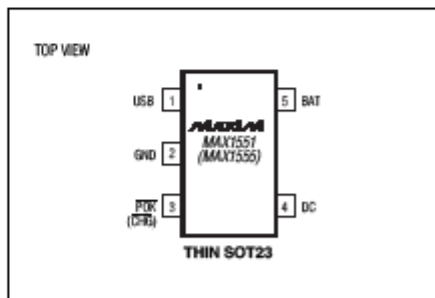
With USB connected, but without DC power, charge current is set to 100mA (max). This allows charging from both powered and unpowered USB hubs with no port communication required. When DC power is connected, charging current is set at 280mA (typ). No input-blocking diodes are required to prevent battery drain.

The MAX1551/MAX1555 are available in 5-pin thin SOT23 packages and operate over a -40°C to +85°C range.

### Applications

- PDA's
- Wireless Appliances
- Cell Phones
- Digital Cameras

### Pin Configuration



\*Protected by U.S. Patent #6,507,172

### Features

- ◆ Charge from USB or AC Adapter
- ◆ Automatic Switchover when AC Adapter is Plugged In
- ◆ On-Chip Thermal Limiting Simplifies Board Design
- ◆ Charge Status Indicator
- ◆ 5-Pin Thin SOT23 Package
- ◆ Protected by U.S. Patent #6,507,172

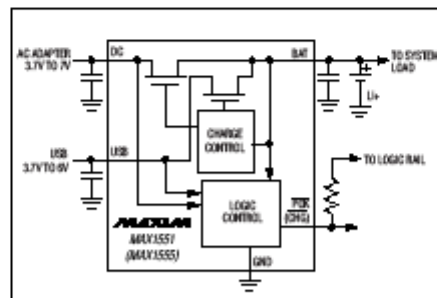
### Ordering Information

PART	TEMP RANGE	PIN-PACKAGE
MAX1551EZK-T	-40°C to +85°C	5 Thin SOT23-5
MAX1555EZK-T	-40°C to +85°C	5 Thin SOT23-5

### Selector Guide

PART	TOP MARK	FEATURES
MAX1551EZK	ADRT	$\overline{CHG}$ Output
MAX1555EZK	ADRU	$\overline{CHG}$ Output

### Typical Operating Circuit



Maxim Integrated Products 1

For pricing, delivery, and ordering information, please contact Maxim/Dallas Direct! at 1-888-629-4642, or visit Maxim's website at [www.maxim-ic.com](http://www.maxim-ic.com).

Regulador de tensão

19-1699 Rev. 0, 9/00

# MAXIM

## 500mA Low-Dropout Linear Regulator in $\mu$ MAX

MAX1792

### General Description

The MAX1792 low-dropout linear regulator operates from a +2.5V to +5.5V supply and delivers a guaranteed 500mA load current with low 130mV dropout. The high-accuracy ( $\pm 1\%$ ) output voltage is preset at an internally trimmed voltage (see Selector Guide) or can be adjusted from 1.25V to 5.0V with an external resistive divider.

An internal PMOS pass transistor allows the low 80 $\mu$ A supply current to remain independent of load, making this device ideal for portable battery-operated equipment such as personal digital assistants (PDAs), cellular phones, cordless phones, base stations, and notebook computers.

Other features include an active-low open-drain reset output with a 4ms timeout period that indicates when the output is out of regulation, a 0.1 $\mu$ A shutdown mode, short-circuit protection, and thermal shutdown protection. The device is available in a miniature 1.3W, 8-pin power- $\mu$ MAX package with a metal pad on the underside of the package.

### Applications

- Notebook Computers
- Cellular and Cordless Telephones
- Personal Digital Assistants (PDAs)
- Palmtop Computers
- Base Stations
- USB Hubs
- Docking Stations

### Features

- ◆ Guaranteed 500mA Output Current
- ◆ Low 130mV Dropout at 500mA
- ◆ Up to  $\pm 1\%$  Output Voltage Accuracy
  - ◆ Preset at 1.5V, 1.8V, 2.5V, 3.3V, or 5.0V
  - ◆ Adjustable from 1.25V to 5.0V
- ◆ Reset Output with 4ms Timeout Period
- ◆ Low 80 $\mu$ A Ground Current
- ◆ 0.1 $\mu$ A Shutdown Current
- ◆ Thermal Overload Protection
- ◆ Output Current Limit
- ◆ Tiny 1.3W Power- $\mu$ MAX Package

### Ordering Information

PART*	TEMP RANGE	PIN-PACKAGE
MAX1792EUA_	-40°C to +85°C	8 Power- $\mu$ MAX

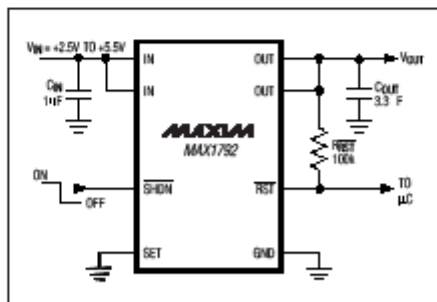
\*Insert the desired two-digit suffix (see Selector Guide) into the blanks to complete the part number.

Contact factory for other preset output voltages.

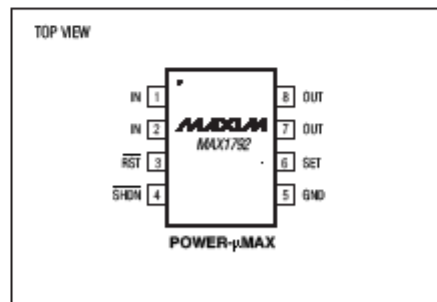
### Selector Guide

PART AND SUFFIX	V <sub>OUT</sub>	$\mu$ MAX TOP MARK
MAX1792EUA15	1.5V or Adj.	AAAE
MAX1792EUA18	1.8V or Adj.	AAAA
MAX1792EUA25	2.5V or Adj.	AAAB
MAX1792EUA33	3.3V or Adj.	AAAC
MAX1792EUA50	5.0V or Adj.	AAAD

### Typical Operating Circuit



### Pin Configuration



Maxim Integrated Products 1

For price, delivery, and to place orders, please contact Maxim Distribution at 1-888-629-4642, or visit Maxim's website at [www.maxim-ic.com](http://www.maxim-ic.com).

Guiamento linear



DryLin® T

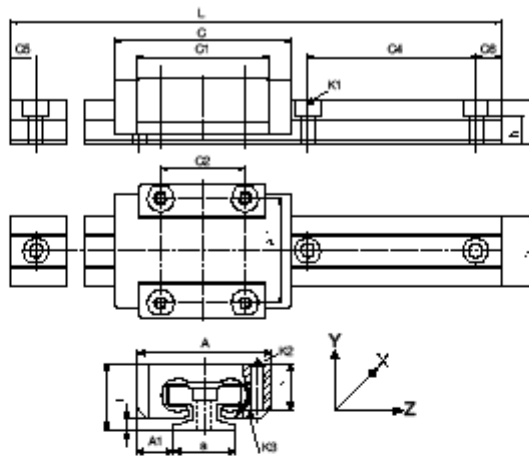
Tel. +351 - 22 61 09 000  
Fax +351 - 22 83 28 921

igus®, Lda.  
41 00-251 Porto

Internet: www.igus.pt  
E-mail: info@igus.pt

3.22

igus<sup>®</sup> DryLin® T – Miniatura – TK-04...



- Livre de manutenção – funcionamento a seco
- 3 tamanhos
- O alojamento do patim é de fundição zinco cromada
- Elementos deslizantes de polímero iglidur® J
- Guias em alumínio anodizado duro
- Pequena altura e largura de montagem
- Resistente à corrosão
- Distanciamento padrão simétrico dos furos C5 = C6

DryLin® T Guias Miniatura

Nº Art.	Peso [kg/m]	L Max. [mm]	a [mm]	C4 [mm]	C5 Min. [mm]	C5 Max. [mm]	C6 Min. [mm]	C6 Max. [mm]	h [mm]	h1 [mm]	K1 para parafuso DIN 912 [mm]	b [mm]	ly [mm²]	lz [mm²]	Wby [mm²]	Wbz [mm²]
TS-04-09	0,11	2000	9	20	5	14,5	5	14,5	6,3	4,6	M 2	9,6	252	169	52	49
TS-04-12	0,20	2000	12	25	5	17,0	5	17,0	8,6	5,9	M 3	13	856	574	132	120
TS-04-15	0,33	3000	15	40	10	29,5	10	29,5	10,8	7,0	M 3	17	2420	1410	285	239

Exemplo de encomenda: TS-04-09, 200 para uma guia miniatura TS-04-09 com 0,2 m de comprimento  
Para guias sem furos de fixação, use o sufixo «sem furos de montagem»

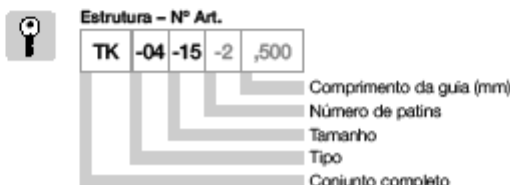
DryLin® T Patins Miniatura

Nº Art.	Peso [g]	H ±0,2 [mm]	A -0,2 [mm]	C ±0,3 [mm]	A1 ±0,35 [mm]	A2 [mm]	C1 [mm]	C2 [mm]	H1 ±0,35 [mm]	H5 [mm]	K2 Rosca	Binário Max. [Nm]	K3 para parafuso DIN 912
TW-04-09	17	10	20	29	5,5	15	18	13	1,7	7,2	M 2	25	(M 2)
TW-04-12	34	13	27	34	7,5	20	22	15	2,2	9,5	M 3	50	M 2 (M 3)
TW-04-15	61	16	32	42	8,5	25	31	20	2,8	11	M 3	50	M 2 (M 3)

(M..) = roscar

Exemplos de encomenda: TW-04-09 para um patim miniatura  
TW-04-09, LLy para um patim miniatura flutuante na direção y  
TW-04-09, LLz para um patim miniatura flutuante na direção z

DryLin® TK-04 Sistema Completo



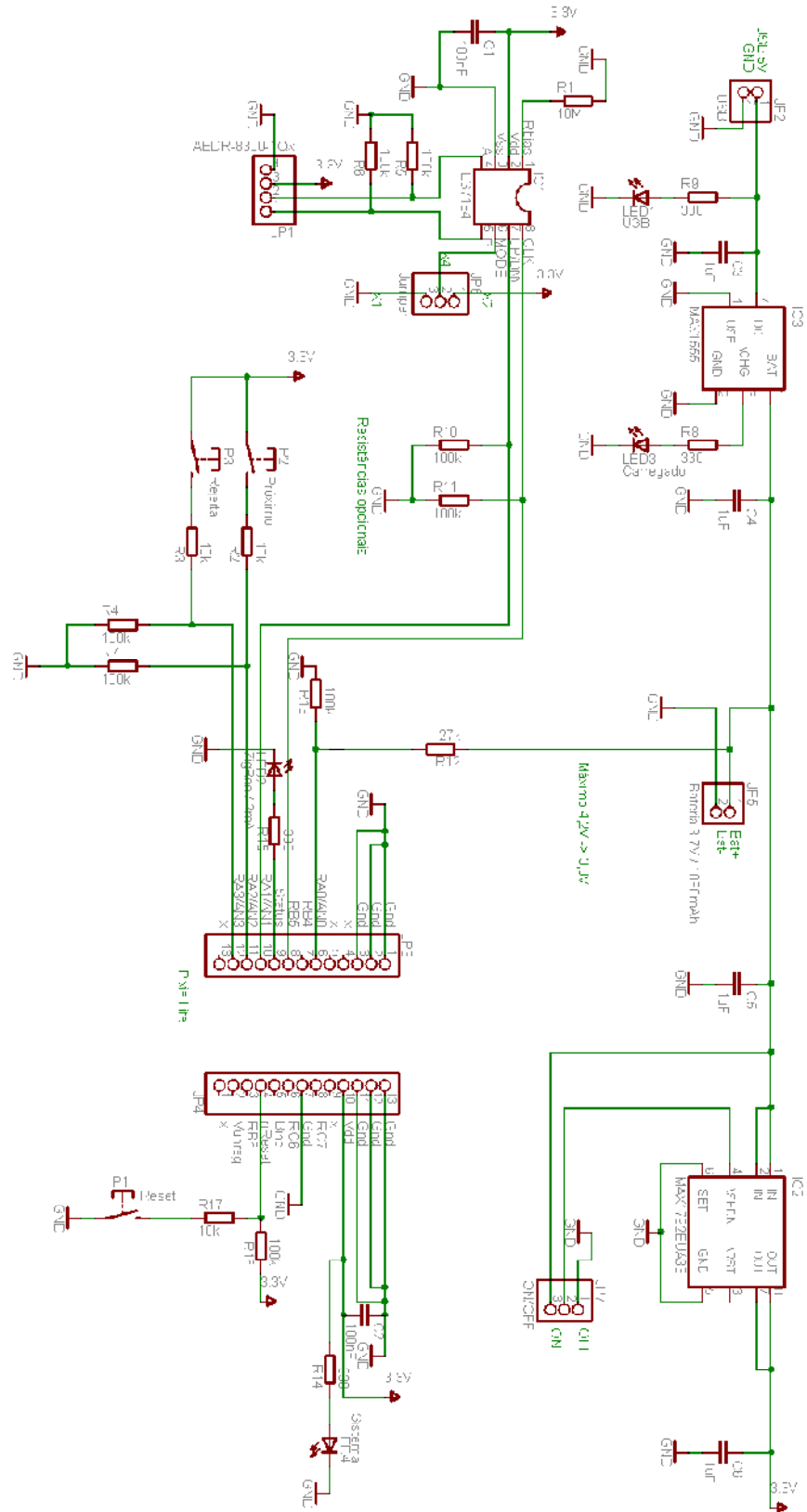
Este exemplo de encomenda (TK-04-15-2, 500) corresponde ao sistema DryLin® completo tamanho 15 com 2 patins com travão e 500 mm de guia.  
Encomendar TK-04-15-02, 500, LLy para um sistema completo com patim flutuante na direção y.

Cálculo de durabilidade, ficheiros em CAD-3-D e outras informações em ► [www.igus.pt/pt/DryLinT](http://www.igus.pt/pt/DryLinT)

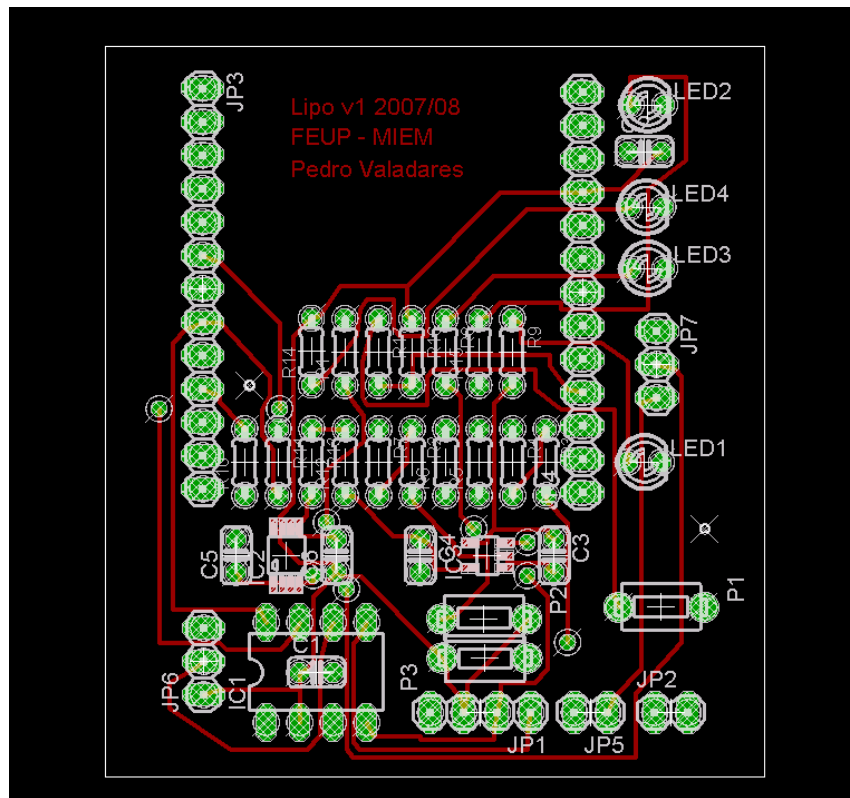


## **ANEXO B: Placa electrónica principal**

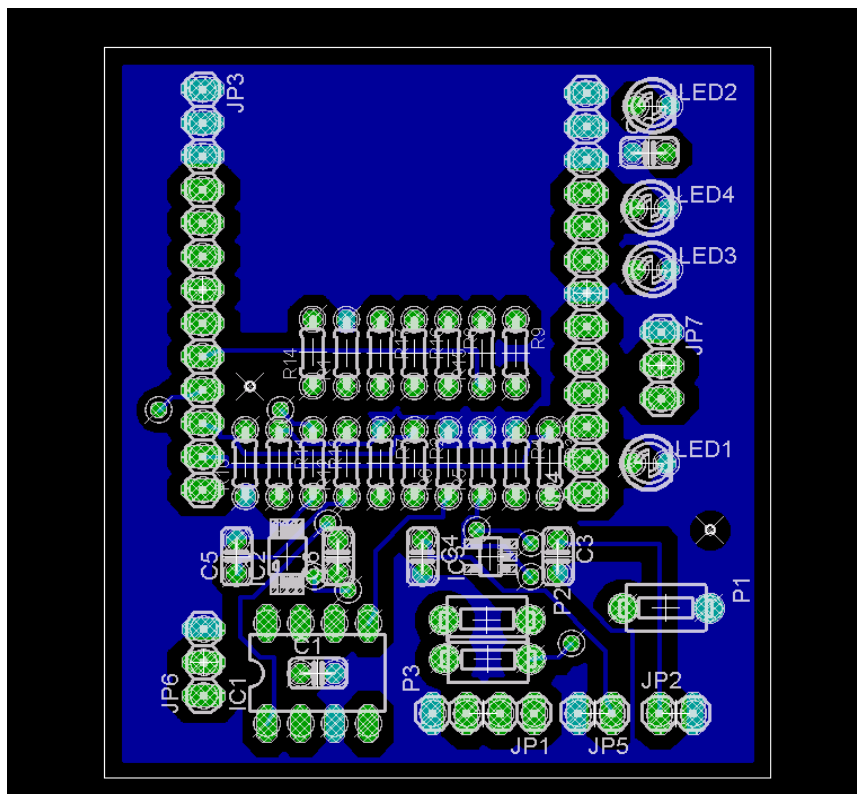
Circuito esquemático



Placa de circuito impresso (lado dos componentes)



Placa de circuito impresso (lado das pistas)





## **ANEXO C: Programa *PixieDarc* modificado**

```

1 //*****
2 // FileName:      Pixie DARC.c
3 //              Data Acquisition and Remote control
4 // Modified by:   Pedro Valadares @ FEUP 2007/2008
5 //
6 //*****
7
8 // Basic process in this application:
9 // 1. Erase network data
10 // 2. If I'm not joined to anything, attempt to join
11 // 3. If join fails, or any errors occur, then reset
12 // 4. If join succeeds, send present announcement
13 // 5. Permit joining (routers & coordinator only)
14 // 6. On receipt of instruction from another device, process and respond to that device
15
16 //*****
17
18 // Compile switches - either uncomment here or in the build settings
19 // #define DARC_COORDINATOR
20 // #define DARC_ROUTER
21 //*****
22 #define DARC_FAST_END
23 //*****
24 // #define DARC_SLEEPY_END
25
26 // #define PIXIE
27 //*****
28 #define PIXIE_LITE
29 //*****
30
31 #if (!defined(PIXIE) && !defined(PIXIE_LITE))
32     #error "PIXIE_xxx must be defined"
33 #endif
34
35 #if (!defined(DARC_COORDINATOR) && !defined(DARC_ROUTER) && !defined(DARC_FAST_END) &&
36     !defined(DARC_SLEEPY_END))
37     #error "DARC xxx must be defined"
38 #endif
39
40 //*****
41
42 // includes
43
44 #include <p18cxxx.h>
45
46 // MailBox definitions
47 #include "MailBox.h"
48 #include <delays.h>           // for delay functions
49 #include <string.h>          // for memcpy-type functions
50
51 //*****
52
53 // DARC commands
54 #define SET_IO_VAL      0x01
55 #define GET_IO_VAL     0x02
56 #define GET_AN_VAL    0x03
57 #define SET_AN_CHANS  0x04
58 #define COMMAND_STREAM 0x05
59 #define GET_ENCODER   0x06
60 #define RESET_ENCODER 0x07
61 #define GET_ALL       0x08
62
63 #define IO_RA0  0x00
64 #define IO_RA1  0x01
65 #define IO_RA2  0x02
66 #define IO_RA3  0x03
67 #define IO_RB4  0x14
68 #define IO_RB5  0x15
69 #define IO_RB6  0x16
70 #define IO_RC6  0x26
71 #define IO_RC7  0x27
72 #define IO_RE0  0x40
73 #define IO_RE1  0x41
74 #define IO_RE2  0x42
75 #define IO_AN0  0x80
76 #define IO_AN1  0x81
77 #define IO_AN2  0x82
78 #define IO_AN3  0x83
79 #define IO_AN5  0xC0

```

```

80 #define IO_AN6  0xC1
81 #define IO_AN7  0xC2
82
83 #define DARC_STATUS_SUCCESS          0x00
84 #define DARC_SYNTAX_ERROR           0x01
85 #define DARC_STATUS_OUT_OF_RANGE    0x02
86 #define DARC_STATUS_IO_NOT_POSSIBLE 0x03
87
88 void SetIOVal( BYTE IOval );
89 void GetIOVal( BYTE IOval );
90 void GetANVal( BYTE IOval );
91 void SetANChannels( void );
92 void SetStream( void );
93 void GetEncoder( void );
94 void ResetEncoder( void );
95 void GetAll( void );
96
97 BYTE NumANchannels = 0;
98 BYTE StreamChannel = 0;
99 BYTE StreamRate = 0;
100
101 //*****
102 // Other global vars
103 volatile int position=0xA0B0;
104
105 #ifdef DARC_SLEEPY_END
106     BYTE StreamCountDown;
107 #else
108     TICK LastStream;
109 #endif
110
111 //*****
112 // semaphores
113
114 typedef union  DARC_FLAGS
115 {
116     WORD Val;
117     struct Bits
118     {
119         BYTE ParseError : 1;
120         BYTE Joined : 1;
121         BYTE PresenceAnnounced : 1;
122         BYTE GoToSleep : 1;
123         BYTE Erase : 1;
124         BYTE ProcessInboundMessage : 1;
125         BYTE SendStreamValue : 1;
126         BYTE StayAwakeToStream : 1;
127         BYTE Announce : 1;
128     } Bits;
129 } DARC_FLAGS;
130
131 DARC_FLAGS DARCFlags;
132
133 //-----
134
135 // Cache for incoming data
136 #define MAX_CMD_LEN 8
137 BYTE MessageCache[ MAX_CMD_LEN ];
138 BYTE MessageLen;
139 WORD_VAL ReplyAddress;
140
141 //-----
142
143 // I/O pin definitions
144
145 #define STATUS_LED          PORTAbits.RA4
146 #define TRIS_STATUS_LED    TRISAbits.TRISA4
147 #define ENCODER             PORTBbits.RB5
148 #define TRIS_ENCODER       TRISBbits.TRISB5
149 #define UPDOWN              PORTAbits.RA1
150 #define TRIS_UPDOWN        TRISAbits.TRISA1
151 #define NEXT                PORTAbits.RA2
152 #define TRIS_NEXT          TRISAbits.TRISA2
153 #define DELETE              PORTAbits.RA3
154 #define TRIS_DELETE        TRISAbits.TRISA3
155
156
157

```

```

158 //*****
159
160 void PutROMString(ROM char* str);
161 void NetworkFailed( void );
162
163 // main program
164
165 void main(void)
166 {
167     // initialize I/O.
168     DARCFlags.Val = 0x0000;
169     ADCON1 = 0x0F; // Make PORTA digital I/O.
170     TRIS STATUS_LED = 0; // Status LED is output
171     STATUS_LED = 1; // Status LED is on until join is successful
172     TRIS UPDOWN = 1; // UpDown is input
173     TRIS ENCODER = 1; // Encoder is input
174     TRIS NEXT = 1; // Next is input
175     TRIS DELETE = 1; // Delete is input
176
177
178     // Force Auto-Join
179     DARCFlags.Bits.Erase = 1;
180
181     // Set up internal oscillator for 16MHz operation if required
182 #ifdef OSC_INTERNAL
183     OSCCONbits.IRCF1 = 1; // assuming <IDCF2:IDCF0>=100 on startup, changes to
184 <IDCF2:IDCF0>=110 = 4MHz
185     OSCTUNEbits.PLLEN = 1; // PLL 4MHz -> 16MHz
186     Delay1KTCYx( 100 ); // allow 25ms for clock to settle
187 #endif
188
189     // Initialize mailbox
190     MailBoxInit();
191
192     // Set automatically MAC address
193     if (!IsMACAddressValid())
194     {
195         BYTE MACAddr[8];
196         BYTE* pMACAddr = sMACAddr[8];
197         BYTE cTemp;
198
199         *pMACAddr-- = 0x00;
200         *pMACAddr-- = 0x15;
201         *pMACAddr-- = 0xC8;
202         *pMACAddr-- = 0x00;
203         *pMACAddr-- = 0x00;
204         *pMACAddr-- = 0x00;
205         *pMACAddr-- = 0x01;
206
207         // Write mac address and reset
208         SetMACAddress( pMACAddr );
209         Reset();
210     }
211
212     // Enable "Interrupt On Change" <RB4:RB7>
213     INTCONbits.RBIE = 1;
214
215     // Reset and Enable WatchDog
216     ClrWdt();
217     WDTCONbits.SWDTEN = 1;
218
219
220
221
222
223
224     while (1)
225     {
226         // perform mailbox tasks
227         ClrWdt();
228         MailBoxTasks( );
229
230         // look at all possible return states and decide what to do
231         switch (MailBoxState)
232         {
233             // Some confirms return with an error condition which should be checked for error
234             case MBS_Data_Confirm:
235                 if (pMailBoxParam->MBS_Data_Confirm.Status != 0) NetworkFailed();
236 #ifdef DARC_SLEEPY_END

```

```

237         if (DARCFlags.Bits.StayAwakeToStream) DARCFlags.Bits.StayAwakeToStream = 0;
238     #endif
239         break;
240
241     case MBS_Permit_Join_Confirm:
242         // check join was success
243         if (pMailBoxParam->MBS_Data_Confirm.Status != 0) NetworkFailed();
244         break;
245
246     // If an error happens, reset and rejoin
247     case MBS_Leave_Indication:
248     case MBS_Error:
249     case MBS_Sync_Loss_Indication:
250         NumANChannels = pMailBoxParam->MBS_Error.ErrorNo;
251         NetworkFailed(); // does not return
252
253     case MBS_Join_Confirm:
254         // check join was success
255         if (pMailBoxParam->MBS_Data_Confirm.Status != 0) NetworkFailed();
256
257         // Join succeeded
258         DARCFlags.Bits.Joined = 1;
259         DARCFlags.Bits.Announce = 1;
260         break;
261
262     case MBS_Present_Confirm:
263         // check was success
264         if (pMailBoxParam->MBS_Data_Confirm.Status != 0) NetworkFailed();
265         DARCFlags.Bits.PresenceAnnounced = 1;
266         STATUS_LED = 0; // Initialization is complete
267         break;
268
269     case MBS_Permit_Join_Indication:
270         // a device joined, clear the LED to indicate it.
271         if (pMailBoxParam->MBS_Data_Confirm.Status != 0) NetworkFailed();
272         STATUS_LED = 0;
273         break;
274
275     case MBS_Data_Indication:
276         // Data is acceptable unless we have received a more recent packet or
277         // it came with a serious health warning
278         if ( pMailBoxParam->MBS_Data_Indication.Status!=DATA_STATUS_SEQUENCE_ERROR &&
279             pMailBoxParam->MBS_Data_Indication.Status!=DATA_STATUS_LATE_FRAME &&
280             pMailBoxParam->MBS_Data_Indication.DataPayloadLen <= MAX_CMD_LEN )
281         {
282             // we received a message so remember it and who it was from
283             ReplyAddress = pMailBoxParam->MBS_Data_Indication.SourceAddr;
284             MessageLen = pMailBoxParam->MBS_Data_Indication.DataPayloadLen;
285             memcpy( MessageCache, (void*)
286 pMailBoxParam->MBS_Data_Indication.pRxData, MessageLen );
287             DARCFlags.Bits.ProcessInboundMessage = 1;
288         }
289         break;
290 #ifdef DARC_SLEEPY_END
291     case MBS_Device_Sleep_Confirm:
292         // Mailbox is happy to sleep
293         if (pMailBoxParam->MBS_Data_Confirm.Status == 0)
294         {
295             DARCFlags.Bits.GoToSleep = 1;
296         }
297         break;
298 #endif
299
300     // no action required for other exit conditions
301     default: break;
302 }
303
304 // Pump the mailbox tasks until idle
305 if (MailBoxState!=MBS_Idle) continue;
306
307 // Any application tasks that do need to modify MailBoxState from here on
308
309 // If I haven't joined yet, then join
310 if (!DARCFlags.Bits.Joined)
311 {
312     pMailBoxParam->MBS_Join_Request.Flags.Erase = ( DARCFlags.Bits.Erase ? 0x01 : 0x00
313 );
314     MailBoxState = MBS_Join_Request;
315     continue;

```

```

315     }
316
317     // If I've joined but not announced presence, do so now
318     if (DARCFlags.Bits.Announce)
319     {
320         DARCFlags.Bits.Announce = 0;
321         MailBoxState = MBS Present Request;
322         pMailBoxParam->MBS_Present_Request.Flags.Broadcast = 1;
323         pMailBoxParam->MBS_Present_Request.Destination.Val = 0x0000; // Broadcast to all
324     nodes
325         continue;
326     }
327 #ifndef DARC_SLEEPY_END
328     // If ready to sleep, then sleep
329     if (DARCFlags.Bits.GoToSleep)
330     {
331         DARCFlags.Bits.GoToSleep = 0;
332
333         // Perform any pre-sleep shutdown here - set to wake up on watchdog timeout
334         ClrWdt();
335
336         // sleep
337         Sleep();
338         Nop();
339
340         // Perform any post-wake operations - clear watchdog timer
341         ClrWdt();
342
343         // restart MailBox stack
344         MailBoxState = MBS Device Wake Request;
345
346         // stream data if needed
347         if (StreamRate)
348         {
349             StreamCountDown--;
350             if (!StreamCountDown)
351             {
352                 DARCFlags.Bits.SendStreamValue = 1;
353                 StreamCountDown = StreamRate;
354             }
355         }
356         continue;
357     }
358 #endif
359
360     // Permit joining
361 #if (defined(DARC_COORDINATOR) || defined(DARC_COORDINATOR))
362     // Note, this command should only be used for routers and coordinator only
363     if (STATUS_LED==0) // If LED does not indicate already permitting joining
364     {
365         // permit join indefinitely; no cancel permit join
366         // code is provided if it needs to be cancelled, reset
367         pMailBoxParam->MBS_Permit_Join_Request.PermitDuration = 0xFF;
368         MailBoxState = MBS Permit Join Request;
369         STATUS_LED = 1;
370         continue;
371     }
372 #endif
373
374     // process a command, if one received
375     if (DARCFlags.Bits.ProcessInboundMessage)
376     {
377         DARCFlags.Bits.ProcessInboundMessage = 0;
378
379         // set up default response
380         pTxData[0] = DARC_SYNTAX_ERROR;
381         pMailBoxParam->MBS_Data_Request.DataPayloadLen = 0x01;
382
383         switch (MessageCache[0])
384         {
385             case SET_IO_VAL:
386                 if (MessageLen==0x03) SetIOVal(MessageCache[1]);
387                 break;
388             case GET_IO_VAL:
389                 if (MessageLen==0x02) GetIOVal(MessageCache[1]);
390                 break;
391             case GET_AN_VAL:
392                 if (MessageLen==0x02) GetANVal(MessageCache[1]);
393                 break;

```

```

394         case SET AN CHANS:
395             if (MessageLen==0x02) SetANChannels ();
396             break;
397         case COMMAND STREAM:
398             if (MessageLen==0x03) SetStream();
399             break;
400         case GET ENCODER:
401             if (MessageLen==0x01) GetEncoder ();
402             break;
403         case RESET ENCODER:
404             if (MessageLen==0x01) ResetEncoder();
405             break;
406         case GET ALL:
407             if (MessageLen==0x01) GetAll ();
408             break;
409     }
410
411     // compile reply
412     pMailBoxParam->MBS_Data_Request.Flags.IsBroadcast = 0;
413     pMailBoxParam->MBS_Data_Request.Flags.IsAcknowledge = 0;
414     pMailBoxParam->MBS_Data_Request.Flags.IsRetry = 0;
415     pMailBoxParam->MBS_Data_Request.Destination.Val = ReplyAddress.Val;
416     MailBoxState = MBS_Data_Request;
417     continue;
418 }
419
420 // Streaming, for non-sleepy devices
421 #ifndef DARC_SLEEPY_END
422     if (StreamRate)
423     {
424         {
425             TICK tNow = TickGet ();
426             if (TickGetDiff( tNow, LastStream ) > ((DWORD) StreamRate) << 16))
427             {
428                 LastStream = tNow;
429                 DARCFlags.Bits.SendStreamValue = 1;
430             }
431         }
432     #endif
433
434     if (DARCFlags.Bits.SendStreamValue)
435     {
436         DARCFlags.Bits.SendStreamValue = 0;
437         DARCFlags.Bits.StayAwakeToStream = 1;
438
439         // compile reply
440         if (StreamChannel>=IO_ANO)
441             GetANVal (StreamChannel);
442         else
443             GetIOVal (StreamChannel);
444         pMailBoxParam->MBS_Data_Request.Flags.IsBroadcast = 0;
445         pMailBoxParam->MBS_Data_Request.Flags.IsAcknowledge = 0;
446         pMailBoxParam->MBS_Data_Request.Flags.IsRetry = 0;
447         pMailBoxParam->MBS_Data_Request.Destination.Val = ReplyAddress.Val;
448         MailBoxState = MBS_Data_Request;
449         continue;
450     }
451
452     // if I got this far and I'm sleepy, joined, PresenceAnnounced, and not busy, I can start
453     sleeping
454     #if defined(DARC_SLEEPY_END)
455     if (!DARCFlags.Bits.StayAwakeToStream && DARCFlags.Bits.PresenceAnnounced)
456         MailBoxState = MBS_Device_Sleep_Request;
457     #endif
458 } // end of while (1) loop
459 }
460
461 // Command driven I/O routines
462 void SetIOVal( BYTE IOval )
463 {
464     pTxData[0] = DARC_STATUS_SUCCESS;
465     pMailBoxParam->MBS_Data_Request.DataPayloadLen = 0x01;
466     switch (IOval)
467     {
468         {
469             case IO_RA0:
470                 if (NumANchannels>0) goto IO_Failure;
471                 TRISAbits.TRISA0 = 0;
472                 PORTAbits.RA0 = ( MessageCache[2] ? 1 : 0 );

```

```

473         break;
474     case IO_RA1:
475         if (NumANchannels>1) goto IO_Failure;
476         TRISAbits.TRISA1 = 0;
477         PORTAbits.RA1 = ( MessageCache[2] ? 1 : 0 );
478         break;
479     case IO_RA2:
480         if (NumANchannels>2) goto IO_Failure;
481         TRISAbits.TRISA2 = 0;
482         PORTAbits.RA2 = ( MessageCache[2] ? 1 : 0 );
483         break;
484     case IO_RA3:
485         if (NumANchannels>3) goto IO_Failure;
486         TRISAbits.TRISA3 = 0;
487         PORTAbits.RA3 = ( MessageCache[2] ? 1 : 0 );
488         break;
489     case IO_RB4:
490         TRISBbits.TRISB4 = 0;
491         PORTBbits.RB4 = ( MessageCache[2] ? 1 : 0 );
492         break;
493     case IO_RB5:
494         TRISBbits.TRISB5 = 0;
495         PORTBbits.RB5 = ( MessageCache[2] ? 1 : 0 );
496         break;
497     case IO_RB6:
498         TRISBbits.TRISB6 = 0;
499         PORTBbits.RB6 = ( MessageCache[2] ? 1 : 0 );
500         break;
501     case IO_RC6:
502         TRISCbits.TRISC6 = 0;
503         PORTCbits.RC6 = ( MessageCache[2] ? 1 : 0 );
504         break;
505     case IO_RC7:
506         TRISCbits.TRISC7 = 0;
507         PORTCbits.RC7 = ( MessageCache[2] ? 1 : 0 );
508         break;
509 #ifdef PIXIE
510     case IO_RE0:
511         if (NumANchannels>5) goto IO_Failure;
512         TRISEbits.TRISE0 = 0;
513         PORTEbits.RE0 = ( MessageCache[2] ? 1 : 0 );
514         break;
515     case IO_RE1:
516         if (NumANchannels>6) goto IO_Failure;
517         TRISEbits.TRISE1 = 0;
518         PORTEbits.RE1 = ( MessageCache[2] ? 1 : 0 );
519         break;
520     case IO_RE2:
521         if (NumANchannels>7) goto IO_Failure;
522         TRISEbits.TRISE2 = 0;
523         PORTEbits.RE2 = ( MessageCache[2] ? 1 : 0 );
524         break;
525 #endif
526     default:
527         IO_Failure:
528             pTxData[0] = DARC_STATUS_IO_NOT_POSSIBLE;
529     }
530 }
531
532 void GetIOVal( BYTE IOval )
533 {
534     pTxData[0] = DARC_STATUS_SUCCESS;
535     pMailBoxParam->MBS_Data_Request.DataPayloadLen = 0x02;
536
537     switch (IOval)
538     {
539     case IO_RAO:
540         if (NumANchannels>0) goto IO_Failure;
541         TRISAbits.TRISA0 = 1;
542         pTxData[1] = PORTAbits.RA0 ;
543         break;
544     case IO_RA1:
545         if (NumANchannels>1) goto IO_Failure;
546         TRISAbits.TRISA1 = 1;
547         pTxData[1] = PORTAbits.RA1 ;
548         break;
549     case IO_RA2:
550         if (NumANchannels>2) goto IO_Failure;
551         TRISAbits.TRISA2 = 1;
552         pTxData[1] = PORTAbits.RA2 ;

```

```

553         break;
554     case IO_RA3:
555         if (NumANchannels>3) goto IO_Failure;
556         TRISAbits.TRISA3 = 1;
557         pTxData[1] = PORTAbits.RA3 ;
558         break;
559     case IO_RB4:
560         TRISBbits.TRISB4 = 1;
561         pTxData[1] = PORTBbits.RB4 ;
562         break;
563     case IO_RB5:
564         TRISBbits.TRISB5 = 1;
565         pTxData[1] = PORTBbits.RB5 ;
566         break;
567     case IO_RB6:
568         TRISBbits.TRISB6 = 1;
569         pTxData[1] = PORTBbits.RB6 ;
570         break;
571     case IO_RC6:
572         TRISCbits.TRISC6 = 1;
573         pTxData[1] = PORTCbits.RC6 ;
574         break;
575     case IO_RC7:
576         TRISCbits.TRISC7 = 1;
577         pTxData[1] = PORTCbits.RC7 ;
578         break;
579 #ifdef PIXIE
580     case IO_RE0:
581         if (NumANchannels>5) goto IO_Failure;
582         TRISEbits.TRISE0 = 1;
583         pTxData[1] = PORTEbits.RE0 ;
584         break;
585     case IO_RE1:
586         if (NumANchannels>6) goto IO_Failure;
587         TRISEbits.TRISE1 = 1;
588         pTxData[1] = PORTEbits.RE1 ;
589         break;
590     case IO_RE2:
591         if (NumANchannels>7) goto IO_Failure;
592         TRISEbits.TRISE2 = 1;
593         pTxData[1] = PORTEbits.RE2 ;
594         break;
595 #endif
596     default:
597 IO_Failure:
598         pTxData[0] = DARC_STATUS_IO_NOT_POSSIBLE;
599         pMailBoxParam->MBS_Data_Request.DataPayloadLen = 0x01;
600     }
601 }
602
603 void GetANVal( BYTE IOval )
604 {
605     pTxData[0] = DARC_STATUS_SUCCESS;
606     pMailBoxParam->MBS_Data_Request.DataPayloadLen = 0x03;
607     ADCON0 = 0b00000001; // a/d on
608     ADCON2 = 0b10000110; // a/d conv period 64Tosc, right shift result
609     switch (IOval)
610     {
611     case IO_AN0:
612         if (NumANchannels<=0) goto IO_Failure;
613         ADCON0 = 0b00000011;
614         break;
615     case IO_AN1:
616         if (NumANchannels<=1) goto IO_Failure;
617         ADCON0 = 0b00000111;
618         break;
619     case IO_AN2:
620         if (NumANchannels<=2) goto IO_Failure;
621         ADCON0 = 0b00001011;
622         break;
623     case IO_AN3:
624         if (NumANchannels<=3) goto IO_Failure;
625         ADCON0 = 0b00001111;
626         break;
627 #ifdef PIXIE
628     case IO_AN5:
629         if (NumANchannels<=5) goto IO_Failure;
630         ADCON0 = 0b00010111;
631         break;
632     case IO_AN6:

```

```

633         if (NumANchannels<=6) goto IO Failure;
634         ADCONO = 0b00011011;
635         break;
636     case IO AN7:
637         if (NumANchannels<=7) goto IO_Failure;
638         ADCONO = 0b00011111;
639         break;
640 #endif
641     default:
642 IO Failure:
643         pTxData[0] = DARC_STATUS_IO_NOT_POSSIBLE;
644         pMailBoxParam->MBS Data Request.DataPayloadLen = 0x01;
645         return;
646     }
647
648     // wait for I/O to complete
649     while (ADCON0bits.NOT_DONE) {ClrWdt();}
650
651     // record result, little endian
652     pTxData[1] = ADRESL;
653     pTxData[2] = ADRESH & 0x03;
654
655     return;
656 }
657
658 // set up number of A to D channels
659 void SetANchannels( void )
660 {
661 #ifdef PIXIE
662     if ( MessageCache[1] > 8 )
663 #else
664     if ( MessageCache[1] > 4 )
665 #endif
666     {
667         pTxData[0] = DARC_STATUS_OUT_OF_RANGE;
668     }
669     else
670     {
671         NumANchannels = MessageCache[1];
672         ADCON1 = 0x0F - NumANchannels;
673         pTxData[0] = DARC_STATUS_SUCCESS;
674     }
675 }
676
677 void SetStream( void )
678 {
679     pMailBoxParam->MBS_Data_Request.DataPayloadLen = 0x01;
680
681     if (MessageLen!=0x03)
682     {
683         pTxData[0] = DARC_SYNTAX_ERROR;
684         return;
685     }
686
687     StreamRate = MessageCache[1];
688     StreamChannel = MessageCache[2];
689     pTxData[0] = DARC_STATUS_SUCCESS;
690
691 #ifdef DARC_SLEEPY_END
692     StreamCountDown = StreamRate;
693 #else
694     LastStream = TickGet();
695 #endif
696 }
697
698 void GetEncoder( void )
699 {
700     pTxData[0] = DARC_STATUS_SUCCESS;
701     pMailBoxParam->MBS Data Request.DataPayloadLen = 0x03;
702     pTxData[1] = position & 0xFF; // Little-endian format
703     pTxData[2] = (position & 0xFF00) >> 8; //
704 }
705
706 void ResetEncoder( void )
707 {
708     pTxData[0] = DARC_STATUS_SUCCESS;
709     pMailBoxParam->MBS Data Request.DataPayloadLen = 0x01;
710     position = 0; // Reset position
711 }
712

```

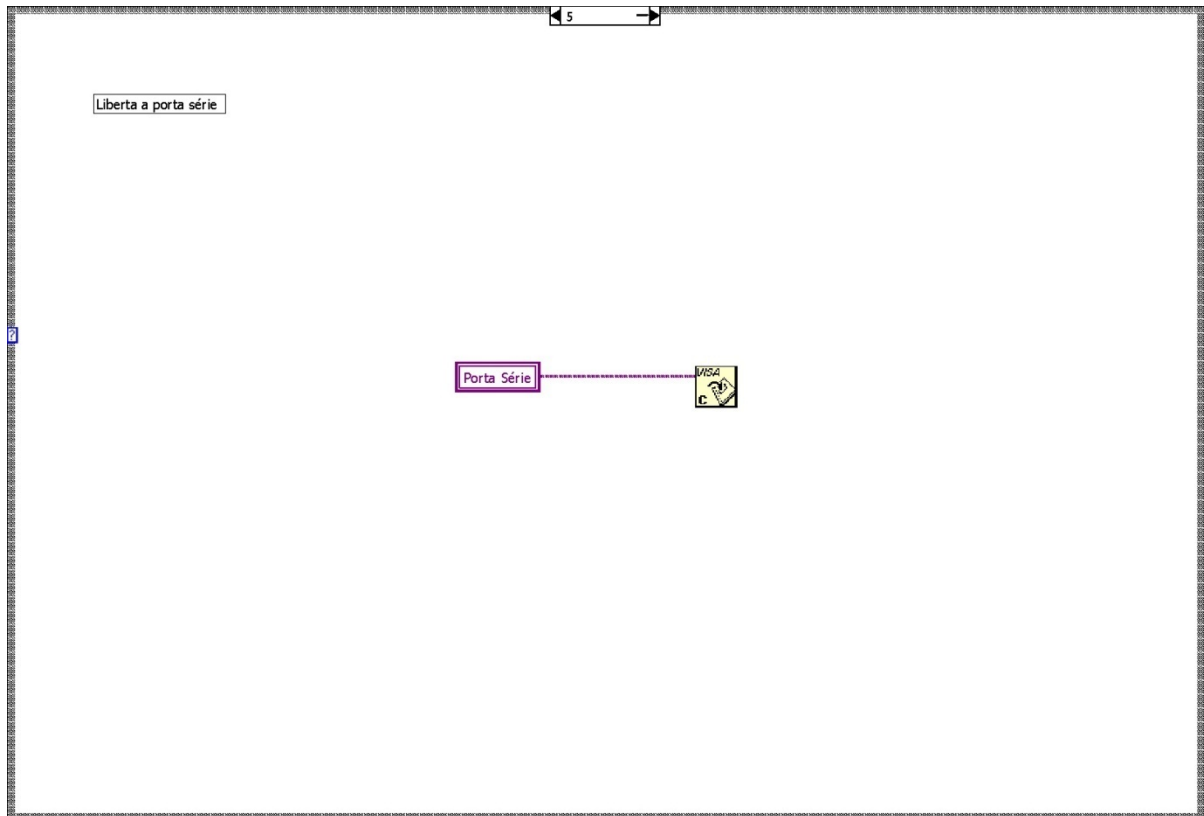
```

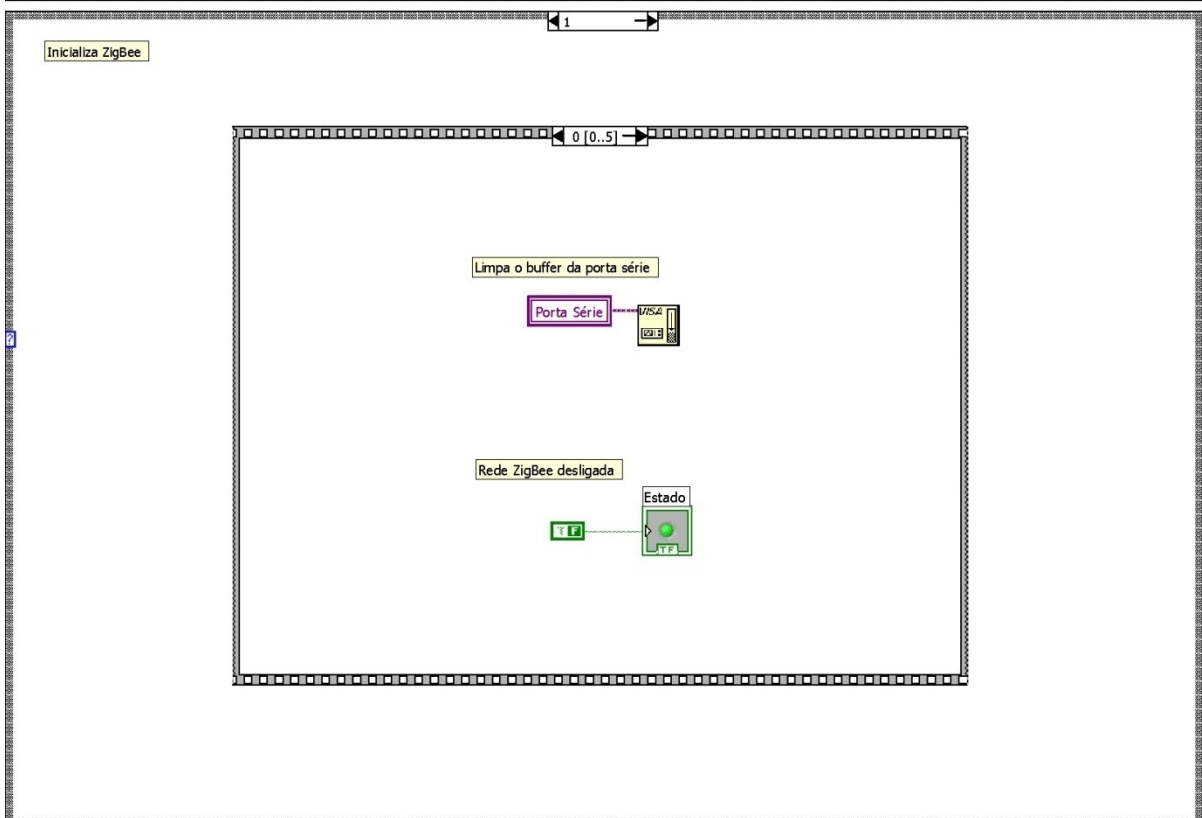
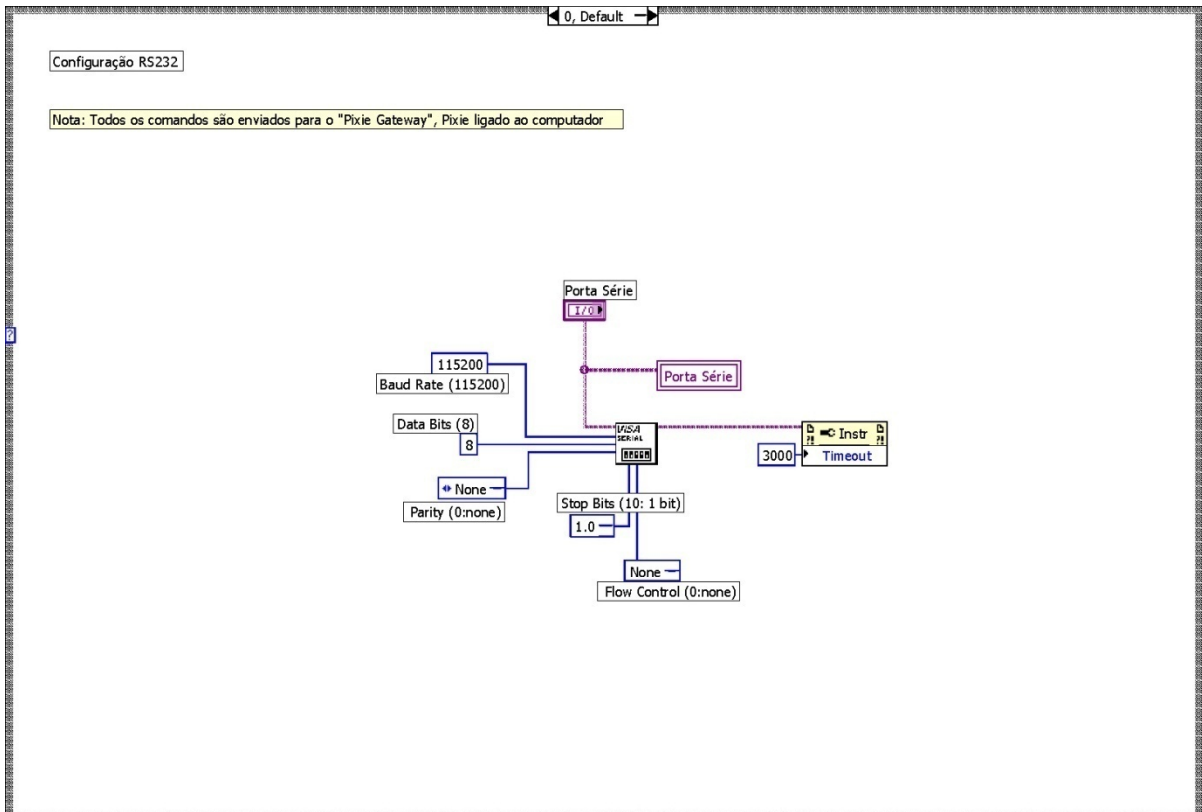
713
714 void GetAll( void )
715 {
716     pTxData[0] = DARC_STATUS_SUCCESS;
717     pMailBoxParam->MBS_Data_Request.DataPayloadLen = 0x05;
718
719     pTxData[1] = position & 0xFF; // Little-endian format
720     pTxData[2] = (position & 0xFF00) >> 8; //
721     pTxData[3] = NEXT;
722     pTxData[4] = DELETE;
723
724 }
725
726
727 /*****
728 User Interrupt Handlers
729
730 The stack uses some interrupts at low priority for its internal processing. Once it is done
731 checking for its interrupts, the stack calls UserInterruptHandler function to allow for any
732 additional interrupt processing. Interrupts should not be disabled unless the sleep state
733 has been entered.
734
735 PriorityUserInterruptHandler must be for very fast, defined duration operations only
736
737 *****/
738
739
740 #pragma interrupt PriorityUserInterruptHandler
741 void PriorityUserInterruptHandler(void)
742 {
743     // Only very fast functions here
744     if( INTCONbits.RBIF ) // PORTB Interrupt on Change
745     {
746         if( ENCODER ) // Encoder Interrupt
747         {
748             if( UPDOWN )
749                 position++;
750             else
751                 position--;
752         }
753
754         INTCONbits.RBIF = 0; // Clear interrupt flag
755     }
756 }
757
758
759 void UserInterruptHandler(void)
760 {
761     // Slower functions here
762 }
763
764
765 /*****
766 ZigBeeHook
767
768 This function allows a sneak look at the state of the ZigBee stack.
769 If you care to investigate the ZigBee stack source, you can declare variables as extern
770 and look at them. DO NOT modify them - that would invalidate stack compliance
771
772 *****/
773
774 void ZigBeeHook( void )
775 {
776 }
777
778
779 /*****
780 PutROMString
781
782 Writes to the serial TxD output
783
784 *****/
785
786
787 void PutROMString(ROM char* str)
788 {
789     BYTE c;
790     while( c = *str++ )
791     {
792         while( TXSTAbits.TRMT==0 );

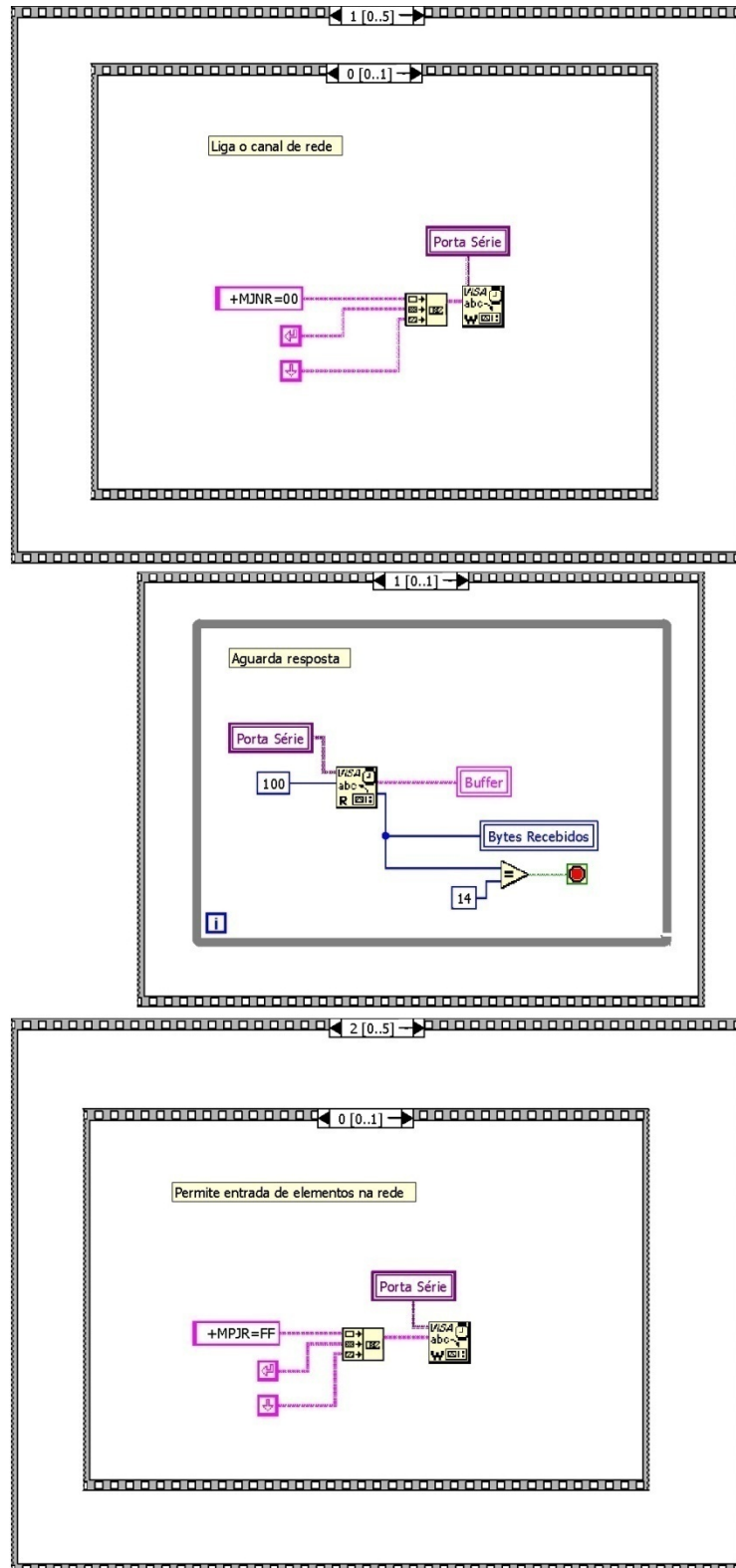
```

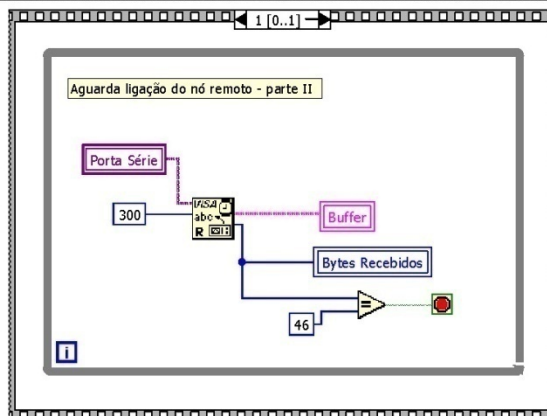
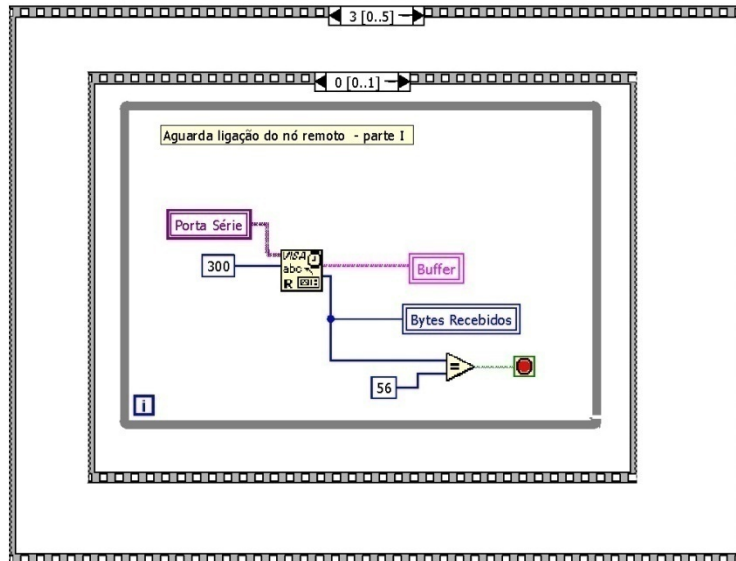
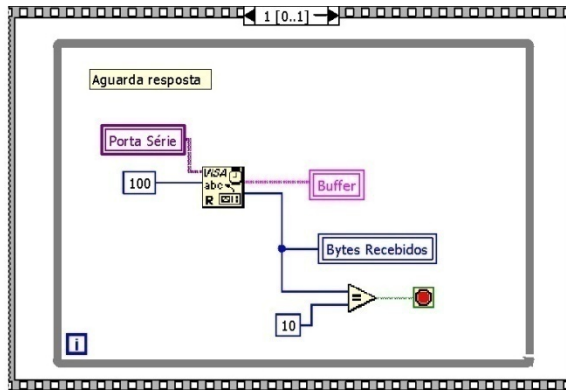
```
793         TXREG = c ;
794     }
795 }
796
797 /*****
798 NetworkFailed
799
800 Works out what to do if cannot be sure we're still connected to the network
801 This implementation just waits a second, then resets. Consideration should
802 be given to whether a longer delay should be implemented for power saving
803
804 *****/
805
806 void NetworkFailed( void )
807 {
808     Sleep();
809     Nop();
810     Reset();
811 }
```

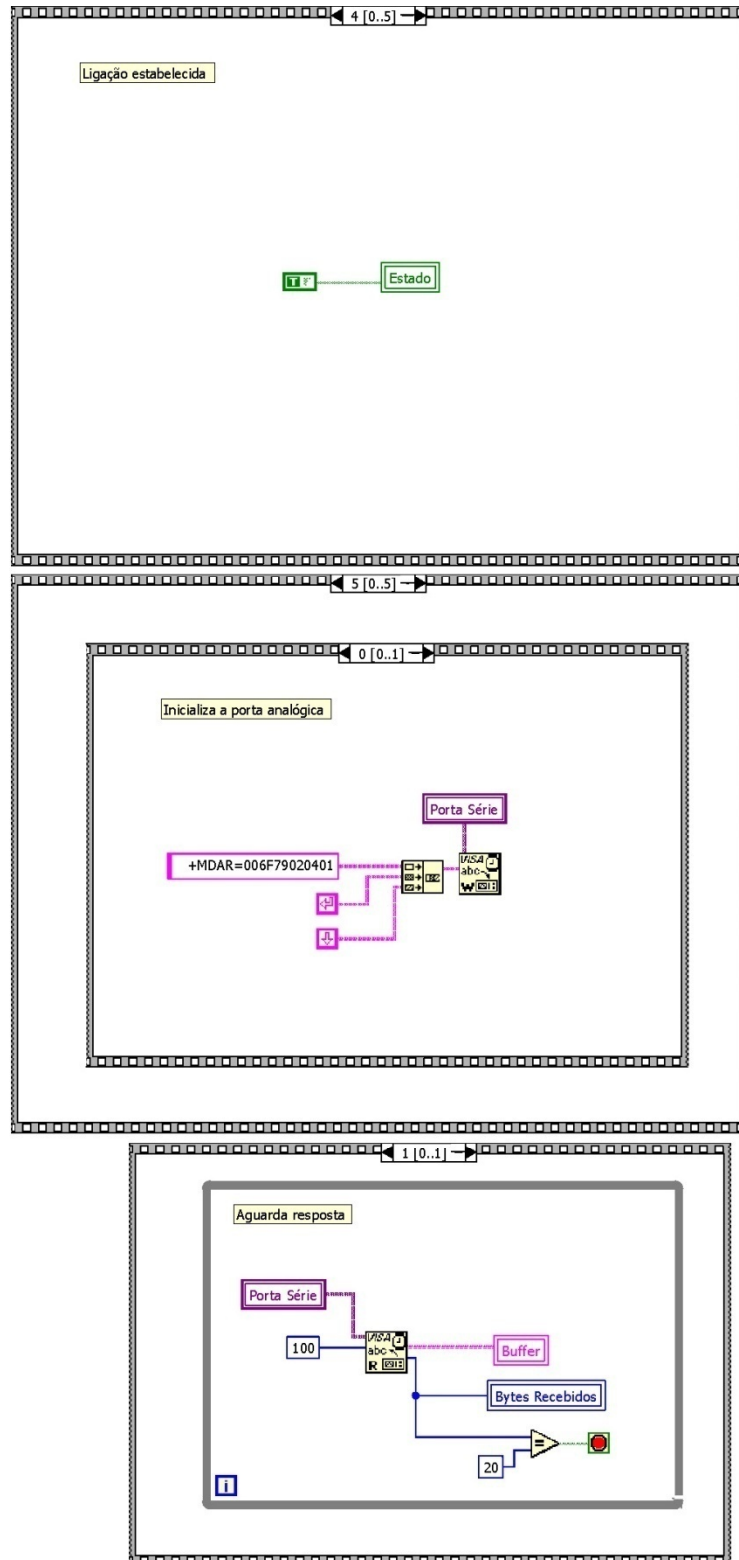
## **ANEXO D: Módulo *LabVIEW* para comunicação sem fios**

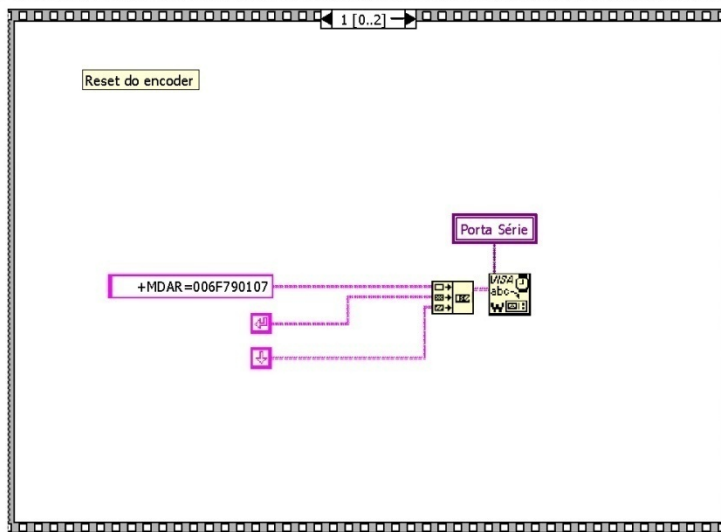
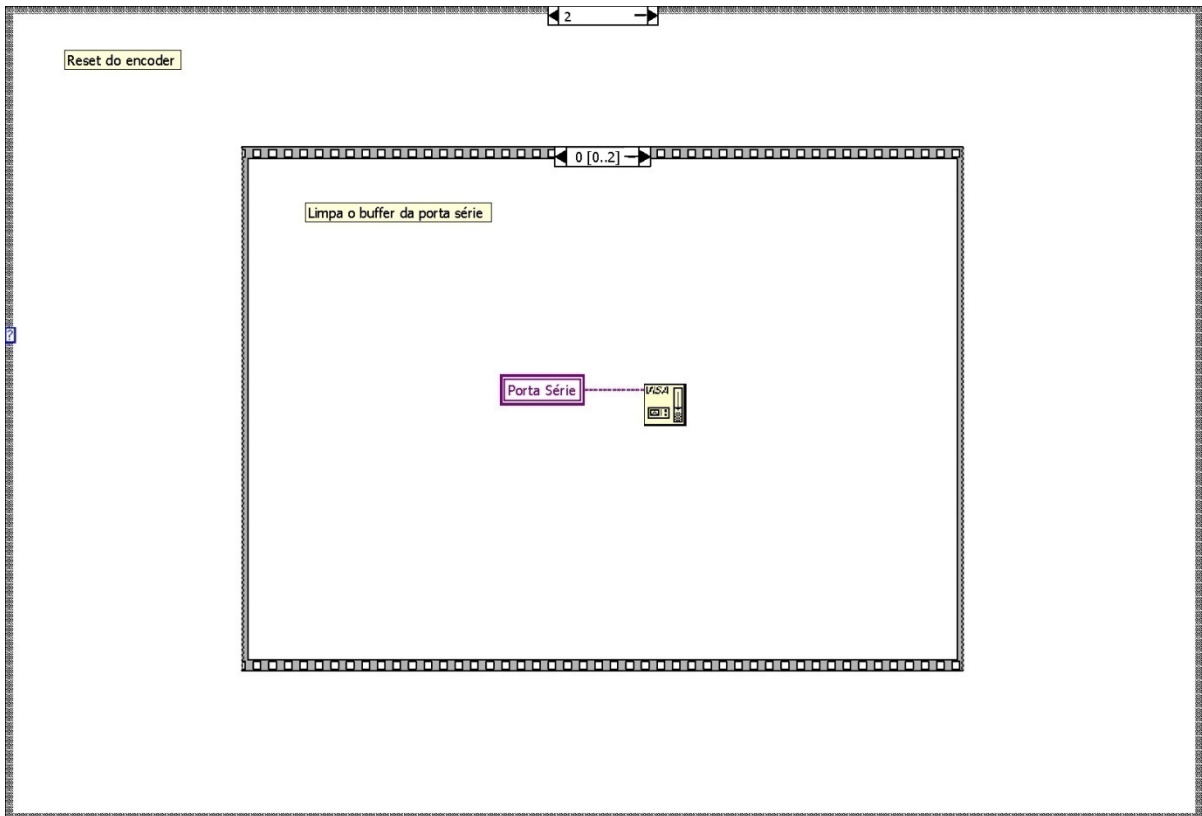


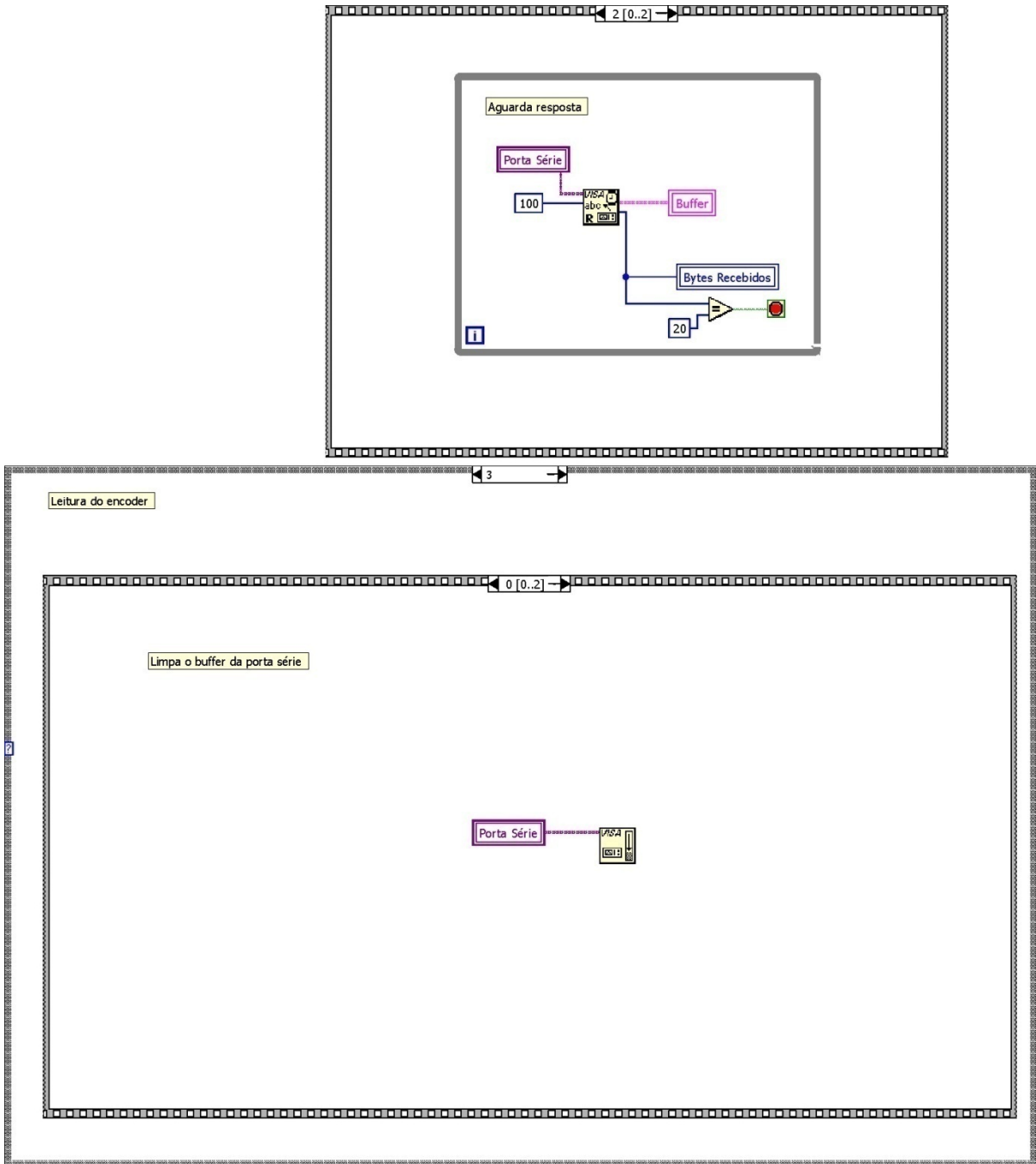


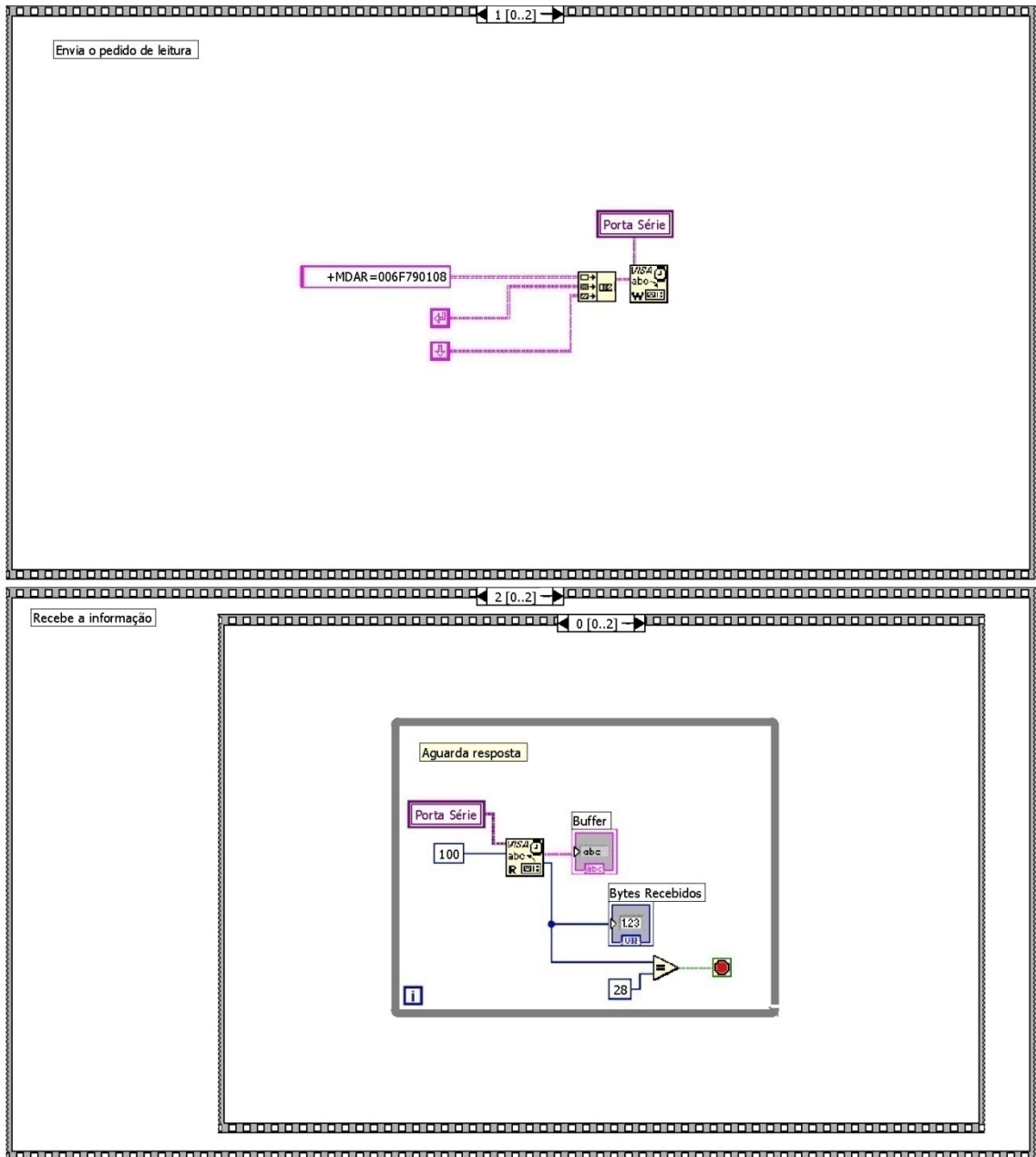


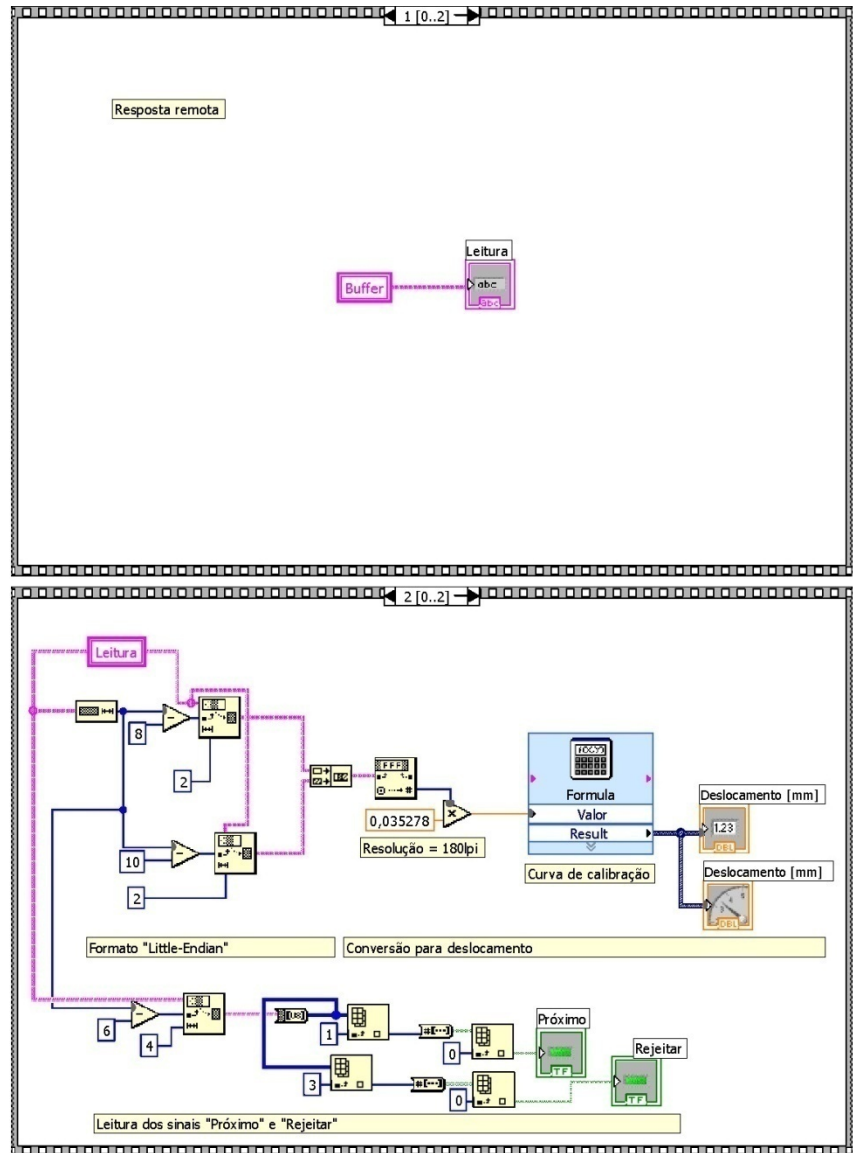


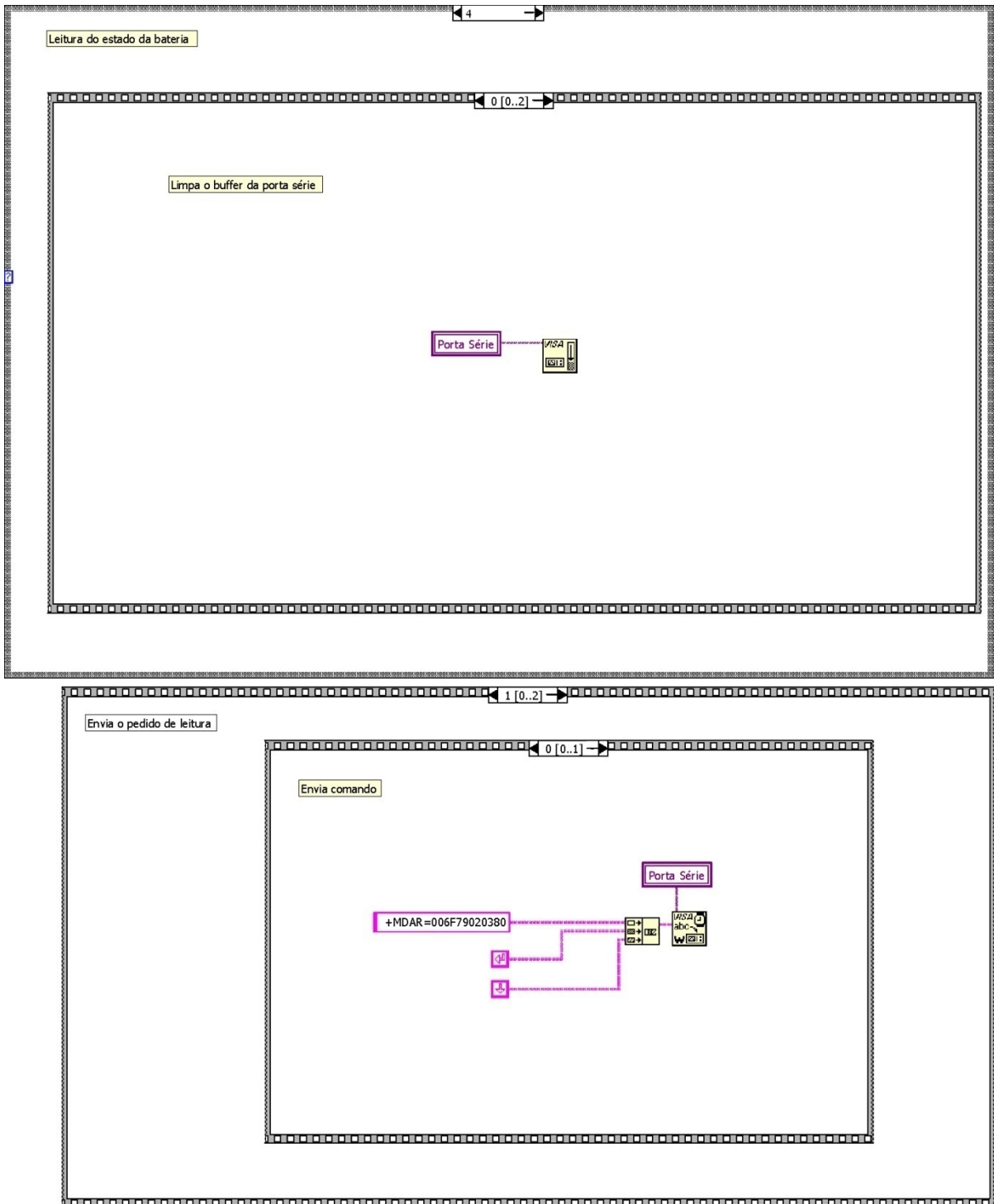


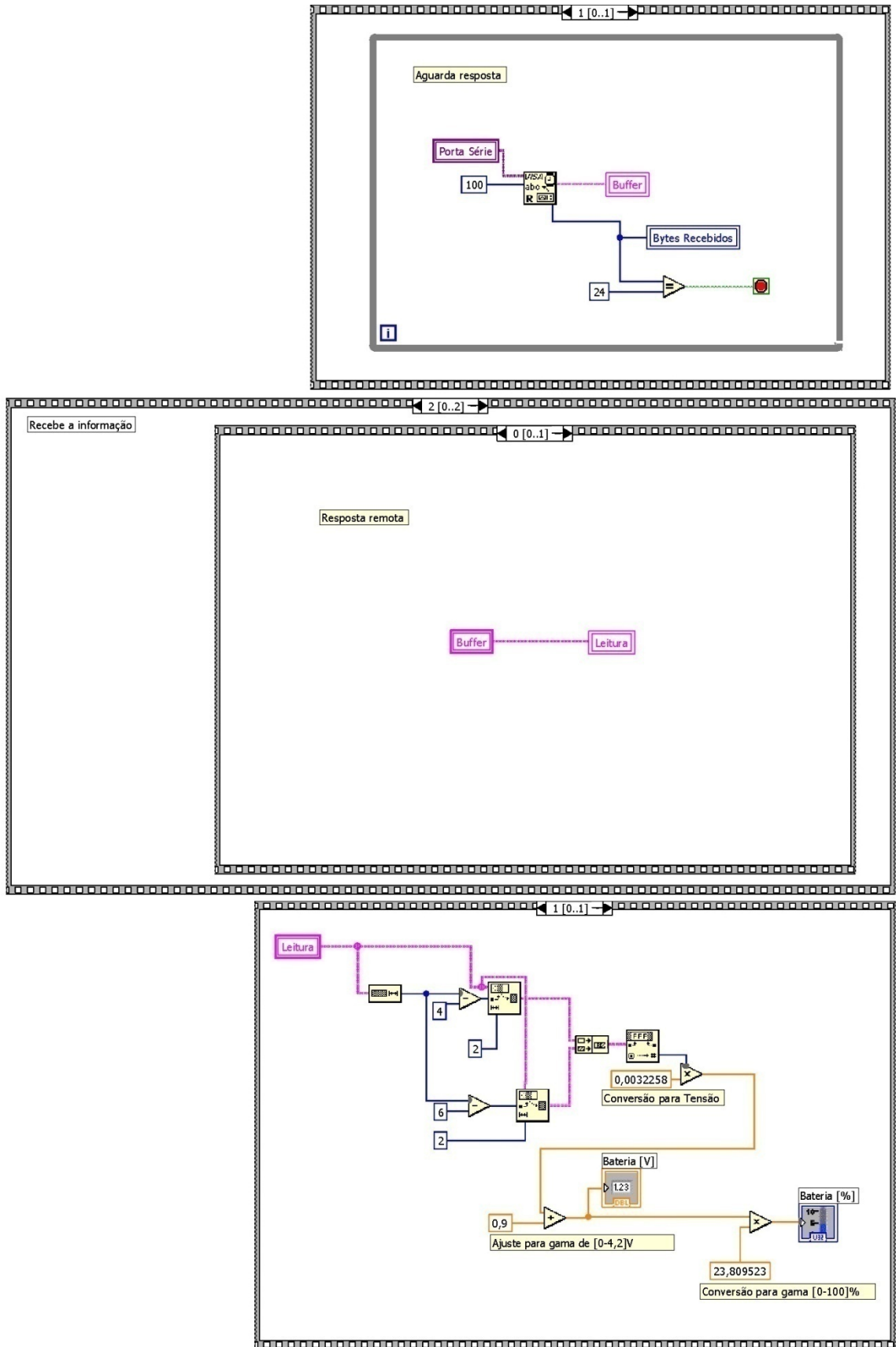












## **ANEXO E: Nova rotina de cálculo *LabVIEW***

liposoft.vi



<b>Método</b> Durnin / Womersley ▾	X1 [mm] 0	GC [%] 0	GC Brosek [%] 0	GC Siri [%] 0
<b>Sexo</b> Masculino ▾	X2 [mm] 0			
<b>Tipo de Prega</b> Tricipital ▾	X3 [mm] 0			
<b>Raça</b> Branco ▾	X4 [mm] 0			
<b>Estado</b> Pré-pubescente ▾	X5 [mm] 0			
<b>Idade</b> 0	X6 [mm] 0			
<b>Peso [kg]</b> 0	X7 [mm] 0			
<b>Altura [cm]</b> 0	X8 [mm] 0			
	Tricipital [mm] 0			
	Subescapular [mm] 0			
	Soma [mm] 0			

NATIONAL INSTRUMENTS  
LabVIEW™ Student Edition