

# Sistema de activação sem fios para dispositivos biomédicos implantáveis

Por

Nuno Miguel dos Santos Pinto da Silva

**Orientador:** Doutor Raul Manuel Pereira Morais dos Santos

**Co-orientador:** Doutor Manuel José Cabral dos Santos Reis

Dissertação submetida à

UNIVERSIDADE DE TRÁS-OS-MONTES E ALTO DOURO

para obtenção do grau de

MESTRE

em Engenharia Electrotécnica e de Computadores, de acordo com o disposto no

DR – I série–A, Decreto-Lei n.º 74/2006 de 24 de Março e no

Regulamento de Estudos Pós-Graduados da UTAD

DR, 2.ª série – Deliberação n.º 2391/2007



# Sistema de activação sem fios para dispositivos biomédicos implantáveis

Por

Nuno Miguel dos Santos Pinto da Silva

**Orientador:** Doutor Raul Manuel Pereira Morais dos Santos

**Co-orientador:** Doutor Manuel José Cabral dos Santos Reis

Dissertação submetida à

UNIVERSIDADE DE TRÁS-OS-MONTES E ALTO DOURO

para obtenção do grau de

MESTRE

em Engenharia Electrotécnica e de Computadores, de acordo com o disposto no

DR – I série–A, Decreto-Lei n.º 74/2006 de 24 de Março e no

Regulamento de Estudos Pós-Graduados da UTAD

DR, 2.ª série – Deliberação n.º 2391/2007



*Orientação Científica :*

**Doutor Raul Manuel Pereira Morais dos Santos**

Professor Auxiliar c/Agregação do  
Departamento de Engenharias da Escola de Ciências e Tecnologia  
Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

**Doutor Manuel José Cabral dos Santos Reis**

Professor Associado c/Agregação do  
Departamento de Engenharias da Escola de Ciências e Tecnologia  
Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro



*“O mais incompreensível do mundo é que ele seja compreensível”*

*Albert Einstein (1879 – 1955)*

*À minha mãe, Graciete*

*Aos meus irmãos Carlos e António.*



UNIVERSIDADE DE TRÁS-OS-MONTES E ALTO DOURO  
Mestrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores

Os membros do Júri recomendam à Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro a aceitação da dissertação intitulada “**Sistema de activação sem fios para dispositivos biomédicos implantáveis**” realizada por **Nuno Miguel dos Santos Pinto da Silva** para satisfação parcial dos requisitos do grau de **Mestre**.

Julho 2010

Presidente: **Doutor Salviano Filipe da Silva Pinto Soares,**  
Professor Auxiliar do Departamento de Engenharias da Escola de Ciências e Tecnologia da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

Vogais do Júri: **Doutor Jorge Augusto Fernandes Ferreira,**  
Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

**Doutor Raul Manuel Pereira Morais dos Santos,**  
Professor Auxiliar c/Agregação do Departamento de Engenharias da Escola de Ciências e Tecnologia da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

**Doutor Manuel José Cabral dos Santos Reis,**  
Professor Associado c/Agregação do Departamento de Engenharias da Escola de Ciências e Tecnologia da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro



# Sistema de activação sem fios para dispositivos biomédicos implantáveis

*Nuno Miguel Dos Santos Pinto da Silva*

Submetido na Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro  
para o preenchimento dos requisitos parciais para obtenção do grau de  
Mestre em Engenharia Electrotécnica e de Computadores

**Resumo** — Todos os sistemas eléctricos/electrónicos necessitam de ser alimentados com energia eléctrica; isto é um facto. Muitas vezes é dada pouca importância aos circuitos de alimentação, mas em certas aplicações a importância dos mesmos chega a ser equiparada com a função do sistema em si. A alimentação de dispositivos biomédicos implantáveis é um desses casos, assumindo aqui importância extrema por vários motivos sendo um dos principais o da segurança. Muitas das restrições, impostas a este tipo de dispositivos, como o espaço disponível e a sua localização, também contribuem para dificultar o desenvolvimento de um sistema de alimentação que permita a operação de tal sistema. Muitas soluções têm sido experimentadas mas, apesar de algumas terem atingido um elevado grau de funcionalidade, ainda apresentam algumas desvantagens e em alguns casos provaram ser de difícil ou mesmo impossível implementação. Nesta dissertação é apresentada uma nova abordagem à forma de alimentar sistemas implantáveis, cuja utilização não é ininterrupta, numa tentativa de eliminar ou minimizar algumas das desvantagens identificadas nos sistemas actuais. Este trabalho foi desenvolvido no âmbito dos projectos “Componente femoral da prótese da anca para aquisição de descolamento in vivo”, referência PTDC/EME-PME/70824/2006 e “Sistema de alimentação fisiológica para avaliação in vivo do comportamento de implantes ósseos”, referência PTDC/EME-PME/105465/2008.

**Palavras Chave:** Sistemas implantáveis, acoplamento indutivo, supercondensadores, baterias biocompatíveis, dispositivos biomédicos.



# Wireless activation system for biomedical implantable devices

*Nuno Miguel dos Santos Pinto da Silva*

Submitted to the University of Trás-os-Montes and Alto Douro  
in partial fulfillment of the requirements for the degree of  
Master of Science in Electrical and Computers Engineering

**Abstract** — All electric/electronic system needs to be electrically powered, that's a fact. Very often little importance is given to powering circuits but sometimes they acquire an importance that matches that of the powered system itself. Biomedical implantable systems powering is one good example where an extreme importance is admitted, being security one of the main reasons for such importance. Many restrictions as the available space and system's location also contribute to make the task even harder to implement. Many solutions have been explored but, even though some have reached high functionality, they still present some disadvantages and in some cases they proved difficult or impossible to implement. This dissertation presents a new approach to the way random usage implantable systems are powered, trying to eliminate or reduce some of the disadvantages encountered in the powering circuits of such systems. This work was developed under the projects “Hip femoral prosthesis for in-vivo loosening data acquisition”, reference PTDC/EME-PME/70824/2006 and “Physiologic supply system for in vivo evaluation of bone implants behavior”, reference PTDC/EME-PME/105465/2008.

**Key Words:** Implantable systems, inductive coupling, supercapacitors, biocompatible batteries.



# Agradecimentos

---

Institucionalmente, os meus agradecimentos ao Magnífico Reitor da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro, Professor Doutor Carlos Alberto Sequeira, bem como ao seu antecessor, Professor Doutor Armando Mascarenhas Ferreira e ao Director do Departamento de Engenharias Professor Doutor Luís Ramos, pelas facilidades concedidas e meios colocados à disposição para a realização deste trabalho.

Ao Professor Doutor Raul Manuel Pereira Morais dos Santos, orientador deste trabalho, pelas suas sugestões, ideias inovadoras, orientações e disponibilidade que permitiram a realização atempada deste trabalho.

Ao Professor Doutor Manuel José Cabral dos Santos Reis, na qualidade de co-orientador, pelo seu empenho, motivação e observações guiando este trabalho num rumo acertado.

Aos colegas Samuel Matos e Miguel Fernandes pela ajuda prestada na implementação prática de partes do trabalho, quando faltou a necessária destreza manual/visual para as executar.

À Quallion LLC (USA), na pessoa do Sr. Paul Beach, Presidente, Advogado e Conselheiro geral da Quallion LLC, por ter disponibilizado gentilmente um par de

baterias para implantes biomédicos após contactos com o mesmo, seguindo este o mesmo espírito de filantropia do Presidente do Conselho da Quallion LLC, o Sr. Alfred E. Mann.

À minha mãe Graciete Silva e irmãos Carlos Silva e António Silva pelo enorme apoio e incentivo e por me convencerem a avançar neste caminho.

A todos agradeço !

UTAD, Vila Real  
27 de Julho, 2010

Nuno Miguel dos Santos Pinto da Silva

# Índice geral

---

Resumo	xi
<i>Abstract</i>	xiii
Agradecimentos	xv
Índice de tabelas	xxi
Índice de figuras	xxiii
Glossário, acrónimos e abreviaturas	xxix
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Dispositivos biomédicos implantáveis . . . . .	2
1.2 Sistemas de alimentação . . . . .	5
1.2.1 Alimentação por implante percutâneo . . . . .	7
1.2.2 Baterias . . . . .	8
1.2.3 Indução electromagnética . . . . .	16
1.2.4 Recolha de energia do ambiente . . . . .	18
1.2.5 Fontes de energia alternativas . . . . .	23
1.2.6 Combinação de tecnologias . . . . .	27
1.3 Motivação e objectivos . . . . .	28
1.4 Organização da dissertação . . . . .	29

<b>2</b>	<b>Transmissão de energia e de dados em implantes biomédicos</b>	<b>31</b>
2.1	Fundamentos de indução electromagnética . . . . .	31
2.1.1	Princípio de funcionamento . . . . .	32
2.1.2	Eficiência e restrições na transferência de energia . . . . .	33
2.2	Ligação indutiva em próteses . . . . .	36
2.2.1	Configuração comum das antenas . . . . .	36
2.2.2	Vantagens e desvantagens . . . . .	38
2.2.3	Proposta de nova configuração das antenas . . . . .	40
2.3	Limitações de utilização numa prótese de anca . . . . .	43
2.3.1	Influência do material da prótese . . . . .	43
2.3.2	Influência do material biológico . . . . .	44
2.3.3	Gama da frequências sugerida . . . . .	46
2.4	Transferência de energia . . . . .	47
2.4.1	O sistema de emissão . . . . .	47
2.4.2	Recuperação de energia . . . . .	48
2.4.3	Análise crítica da ligação indutiva . . . . .	49
2.4.4	Armazenamento de energia . . . . .	53
2.5	Proposta de nova solução . . . . .	55
2.5.1	Circuito ressonante série . . . . .	56
2.5.2	Interação com recepção de dados . . . . .	58
<b>3</b>	<b>Activação de implantes biomédicos</b>	<b>61</b>
3.1	Implantes de utilização não ininterrupta . . . . .	61
3.2	Conceito de activação remota de implantes adormecidos . . . . .	62
3.3	Arquitectura de um sistema de interrupção de alimentação . . . . .	65
3.4	Interruptores de alimentação . . . . .	67
3.5	Sistema de controlo . . . . .	69
<b>4</b>	<b>Protótipo do sistema de activação sem fios</b>	<b>73</b>
4.1	Subsistema de recolha de energia . . . . .	73
4.1.1	Extracção e armazenamento de energia . . . . .	74
4.1.2	Regulação de tensão . . . . .	75
4.2	Transmissão de dados . . . . .	76
4.2.1	Modulação e codificação . . . . .	77
4.2.2	Frequências de operação . . . . .	78
4.2.3	Dimensionamento das antenas . . . . .	79
4.3	Subsistema de desmodulação e recuperação de dados . . . . .	82
4.3.1	Desmodulação dos sinais recebidos . . . . .	82
4.3.2	Descodificação das tramas de dados . . . . .	85
4.4	Subsistema de controlo dos interruptores . . . . .	86

4.4.1	Unidade de processamento . . . . .	86
4.4.2	Os interruptores . . . . .	87
4.4.3	Controlo dos interruptores de alimentação . . . . .	89
4.5	Implementação prática . . . . .	90
4.5.1	Circuito de excitação externa . . . . .	90
4.5.2	Circuito do sistema de activação . . . . .	93
<b>5</b>	<b>Resultados Experimentais e Discussão</b>	<b>97</b>
5.1	Avaliação experimental do sistema . . . . .	97
5.1.1	Recepção de energia . . . . .	97
5.1.2	Processo de activação . . . . .	101
5.1.3	Recepção de comandos . . . . .	103
5.1.4	Avaliação em termos de segurança . . . . .	105
5.2	Análise crítica do sistema de activação . . . . .	106
<b>6</b>	<b>Conclusões Finais e Trabalho futuro</b>	<b>109</b>
	<b>Referências bibliográficas</b>	<b>115</b>
<b>A</b>	<b>Efeito do metal sobre a transmissão de energia</b>	<b>123</b>
<b>B</b>	<b>Cálculo das bobinas do protótipo</b>	<b>131</b>
<b>C</b>	<b>Símbolos, constantes físicas e prefixos de unidades</b>	<b>135</b>



# Índice de tabelas

---

1.1	Aplicação típica de vários tipos de baterias. . . . .	13
1.2	Densidade de energia para vários tipos de tecnologias. . . . .	19
2.1	<i>Skin Depth</i> para vários materiais comuns. . . . .	45
3.1	Descrição resumida dos comandos e parâmetros a utilizar na configuração do dispositivo implantável. . . . .	70



# Índice de figuras

---

1.1	Implante no interior de um dente molar e esquema representativo de dois tipos de implantes que podem ser utilizados. . . . .	3
1.2	Exemplo de um implante BION FES. . . . .	4
1.3	Implante no interior de uma prótese de ombro. . . . .	5
1.4	Exemplos de pacemaker e implante auditivo. . . . .	5
1.5	Exemplo de um dos primeiros implantes percutâneos. . . . .	8
1.6	Exemplos de implantes percutâneos como tentativa de resolver os problemas de infecções e rejeições. . . . .	8
1.7	Implante percutâneo com princípio de infecção. . . . .	9
1.8	Primeira bateria de lítio ionizado utilizada com pacemakers cardíacos. . . . .	10
1.9	Exemplo de um dos primeiros sistemas de próteses inteligentes alimentado com bateria. . . . .	11
1.10	Micro bateria da EaglePicher. . . . .	12
1.11	Dimensões da bateria QL0003I da Quallion. . . . .	13
1.12	Exemplos de novas aplicações de estimuladores nervosos/musculares. . . . .	14
1.13	Cápsula endoscópica. . . . .	17
1.14	Sistema de indução electromagnética externo usado à volta do braço no caso de uma prótese de ombro. . . . .	17

1.15	Elementos piezoelétricos como geradores de energia numa prótese total de joelho. . . . .	19
1.16	PVDF enrolado à volta de uma artéria utilizando o movimento do sangue para produzir energia eléctrica. . . . .	20
1.17	Gerador electromagnético para utilização directa de energia de vibrações. . . . .	21
1.18	Conversor electromecânico capacitivo utilizando MEMS. . . . .	21
1.19	Princípio de funcionamento de um gerador termoelétrico. . . . .	22
1.20	Princípio de funcionamento de uma célula de combustível convencional. . . . .	24
1.21	Célula nuclear para pacemakers e fonte de energia da mesma. . . . .	26
1.22	Esquemático e protótipo de uma célula nuclear com semicondutor líquido. . . . .	27
2.1	Princípio de funcionamento da indução electromagnética. . . . .	32
2.2	Influência na variação da disposição entre as duas bobinas. . . . .	34
2.3	Máxima transferência de energia e problemas relacionados. . . . .	35
2.4	Cálculo optimizado do diâmetro da bobina externa. . . . .	36
2.5	Exemplo da forma habitual de alimentação de uma prótese. . . . .	37
2.6	Possível disposição das bobinas. . . . .	41
2.7	Modelo de prótese de anca em corte transversal realizada em prototipagem rápida no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro. . . . .	41
2.8	Formato da bobina interna à prótese e sua possível localização. . . . .	42
2.9	Parte metálica e não metálica de uma prótese de anca. . . . .	44
2.10	Configuração simplificada de um amplificador RF de classe E. . . . .	48
2.11	Circuito básico de alimentação de implantes, utilizando a ressonância paralela. . . . .	49
2.12	Circuito de testes de ressonância paralela no circuito secundário. . . . .	50
2.13	Energia induzida <i>versus</i> alimentação do transmissor. . . . .	50
2.14	Tensão induzida <i>versus</i> alimentação do transmissor. . . . .	51
2.15	Corrente induzida <i>versus</i> alimentação do transmissor. . . . .	51
2.16	Tensão, Corrente e potencial induzidos <i>versus</i> alimentação do transmissor, para o caso da bobina usada no protótipo. . . . .	52

2.17	Potenciais requeridos para a obtenção de 3,3 V à saída de um regulador de tensão de baixa queda de tensão. . . . .	54
2.18	Teste de carga de um supercondensador. . . . .	54
2.19	Teste de carga de um supercondensador com um circuito ressonante paralelo. . . . .	55
2.20	Circuito de recepção em configuração ressonante série. . . . .	56
2.21	Circuito de recepção de energia em configuração ressonante série. . . . .	57
2.22	Circuito de recepção de energia e dados. . . . .	58
3.1	Princípio de funcionamento do sistema de activação de dispositivos biomédicos implantáveis. . . . .	63
3.2	Sequência de acontecimentos durante o processo de activação. . . . .	64
3.3	Arquitectura do sistema de activação. . . . .	66
3.4	Princípio de funcionamento de interruptores implementados com transístores MOSFET. . . . .	67
3.5	Configuração sugerida dos interruptores. . . . .	68
3.6	Diagrama de blocos do sistema de controlo. . . . .	69
3.7	Descrição da trama de dados utilizada para o envio de comandos. . . . .	71
4.1	Circuito do módulo responsável pela extracção e armazenamento de energia. . . . .	74
4.2	Regulação do potencial armazenado nos supercondensadores. . . . .	75
4.3	Características físicas e eléctricas das bobinas utilizadas no protótipo. . . . .	79
4.4	Amplitude dos sinais recebidos dependem da distância entre as bobinas de transmissão e recepção. . . . .	83
4.5	Detector de envolvente e circuito desmodulador usados no protótipo. . . . .	84
4.6	Módulo responsável pela descodificação dos sinais recebidos. . . . .	86
4.7	Fluxograma da unidade de processamento. . . . .	88
4.8	Circuitos de controlo dos interruptores. . . . .	90
4.9	Amplificador RF em classe E como transmissor de energia e dados. . . . .	91
4.10	Protótipo do sistema de transmissão externa e circuitos auxiliares de teste. . . . .	93
4.11	Circuito final do protótipo do sistema de activação. . . . .	94

4.12	Protótipo do sistema de activação e circuitos auxiliares de teste. . . . .	95
4.13	Visão global do sistema já preparado para os testes a efectuar. . . . .	95
5.1	Processo de carga dos supercondensadores e saída obtida no regulador de tensão. . . . .	98
5.2	Processo de carga dos supercondensadores e saída obtida no regulador de tensão. . . . .	99
5.3	Trama fictícia para usar nos testes de recepção de comandos. . . . .	101
5.4	Sinais envolvidos no processo de activação. . . . .	102
5.5	Sinais dos interruptores vistos mais em pormenor. . . . .	103
5.6	Configuração de testes para maior facilidade de comprovação de sucesso de transmissão de comandos. . . . .	104
6.1	Gerador electromagnético como fonte de energia para carregar a bateria de lítio. . . . .	111
6.2	Um dos primeiros protótipos do gerador electromagnético. . . . .	112
6.3	Sinal medido numa carga de 1 K $\Omega$ aquando do caminhar de um ser humano. . . . .	113
A.1	Bobina de recepção em contacto directo com uma prótese de anca de Titânio. . . . .	124
A.2	Módulo de transmissão usado nos testes. . . . .	124
A.3	Circuitos de teste: a) carga linear, b) carga não linear. . . . .	125
A.4	Evolução da tensão no condensador de armazenamento para os casos da bobina sem prótese e bobina em contacto com a prótese. . . . .	126
A.5	Evolução da tensão e da corrente medidos numa carga linear <i>versus</i> distância entre as bobinas. . . . .	127
A.6	Evolução da tensão e da corrente medidos na carga não linear <i>versus</i> distância entre as bobinas. . . . .	127
A.7	Evolução da tensão no condensador de armazenamento para os casos da bobina sem prótese e bobina em contacto com a prótese. . . . .	128
A.8	Evolução da tensão e da corrente medidos aos terminais da carga linear. . . . .	128
A.9	Evolução da tensão e da corrente medidos aos terminais da carga não linear. . . . .	129

B.1	Características do fio de cobre utilizado no fabrico das bobinas utilizadas no protótipo. . . . .	132
B.2	Dimensões da bobina externa. . . . .	132
B.3	Dimensões da bobina interna. . . . .	134



# Glossário, acrónimos e abreviaturas

---

## Glossário de termos

**Bateria Primária** — Termo aplicado a baterias não recarregáveis, geralmente utilizadas como fonte de energia principal de um sistema, uma vez que possuem quase sempre maior capacidade que outros tipos de baterias.

**Bateria Secundária** — Termo aplicado a baterias recarregáveis geralmente utilizadas como fonte secundária (auxiliar) de um sistema.

**Bioglass** — Tipo de vidro bio-activo também conhecido por 45S5 sendo composto por  $SiO_2$ ,  $CaO$  e  $P_2O_5$ . A bio-compatibilidade destes vidros levaram a uma extensiva investigação para a sua utilização como implantes no corpo humano, principalmente na reparação ou substituição de ossos danificados.

**Energy Harvesting/Scavenging** — Processo pelo qual a energia é derivada de fontes externas, capturada e armazenada.

**Reader** — Falando em termos de tecnologia RFID um reader é o dispositivo que interroga uma tag RFID. É composto por uma antena que emite ondas de

rádio ficando à espera de uma resposta por parte da tag.

**Skin Depth** — Valor, medido em metros, que permite determinar a profundidade de penetração de uma onda electromagnética num objecto condutor.

**Supercondensador** — Condensadores electroquímicos que têm uma densidade de energia muito superior em comparação com condensadores comuns. A sua capacidade atinge também, para o mesmo volume, valores muito superiores a condensadores comuns, sendo esta da ordem das centenas de mF ou mesmo dezenas de Farads. Em sistemas de baixo consumo podem substituir as baterias com algumas vantagens tais como a teoricamente infinita quantidade de ciclos de carga/descarga.

**tag** — Dispositivo que em combinação com uma antena permite responder à interrogação feita por um Reader, geralmente retornando informações acerca do objecto à qual a mesma está ligada. Existem dois grandes grupos classificados de acordo com a forma de alimentação da mesma. As passivas não possuem fonte de energia própria utilizando somente a energia captada das ondas de rádio recebidas. As activas possuem fonte de energia própria e são geralmente mais complexas permitindo uma maior quantidade de funções.

**Thin Film Battery** — Baterias de alta densidade de energia podendo ser carregadas milhares de vezes atingindo espessuras de 10  $\mu\text{m}$ . Essencialmente podem ser construídas em qualquer tamanho e forma sendo apropriadas para as mais variadas aplicações tecnológicas.

## Lista de acrónimos

<b>Sigla</b>	<b>Expansão</b>
ASK	<i>Amplitude Shift Keying</i>
ESR	<i>Equivalent Series Resistance</i>
FES	<i>Functional Electrical Stimulation</i>
FSK	<i>Frequency Shift Keying</i>
HF	<i>High Frequency</i>
LDO	<i>Low Drop-Out</i>
MEMS	<i>Micro-Electro-Mechanical Systems</i>
MF	<i>Medium Frequency</i>
MOSFET	<i>Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor</i>
NRZ	<i>NonReturn to Zero</i>
OOK	<i>On-Off Keying</i>
PIC	<i>Peripheral Interface Controller</i>
PVDF	<i>PolyVinylidene Fluoride</i>
RF	<i>Radio Frequency (Rádio frequência)</i>
RFID	<i>Radio Frequency Identification</i>
RISC	<i>Reduced Instruction Set Computer</i>
SPDT	<i>Single Pole Double Throw</i>
SPST	<i>Single Pole Single Throw</i>

## Lista de abreviaturas

<b>Abreviatura</b>	<b>Significado(s)</b>
LNCAO	$Li - Ni_xCo_yAl_zO_2$





# Introdução

---

O avanço da tecnologia, nos mais variados campos, possibilitou o desenvolvimento de dispositivos biomédicos implantáveis (também referidos apenas como implantes em partes deste texto) que têm como missão melhorar a qualidade de vida das pessoas. Naturalmente não existem soluções para todos os casos, mas a ciência tem mostrado sempre uma resposta. A grande maioria, se não mesmo todos, destes dispositivos têm, contudo, uma característica em comum: necessitam ser alimentados electricamente. Naturalmente que a aplicação em si, ou seja, a função do implante, é considerada como sendo a parte mais importante de todo o sistema. Contudo, grandes dificuldades na implementação de soluções de alimentação de tais dispositivos têm motivado grandes discussões. Isto levou ao surgimento de uma área científica emergente, que muito embora possa ser considerada como uma subárea na área dos implantes, se encontra em pé de igualdade com o próprio implante, uma vez que a sua importância é tão grande como a da aplicação em si.

Até aos dias de hoje ainda não foi possível encontrar uma solução global para o sistema de alimentação destes dispositivos. Uma grande parte deles são específicos da aplicação para a qual foram criados e mesmo os que não são específicos têm uma quantidade limitada de aplicações onde podem ser utilizados. Algumas soluções apresentam uma boa funcionalidade, mas por vezes à custa de algumas

condicionantes que no melhor dos casos são incómodas para as pessoas.

De seguida são apresentadas as duas grandes áreas científicas, dando-se especial ênfase à área dos sistemas de alimentação. Uma vez que ambas contam, hoje em dia, com uma vasta quantidade de aplicações é impossível apresentar todos os trabalhos. Dar-se-á então uma visão global, apresentando com mais destaque alguns pontos considerados mais importantes ou que foram, ou ainda são, considerados marcos nas suas áreas.

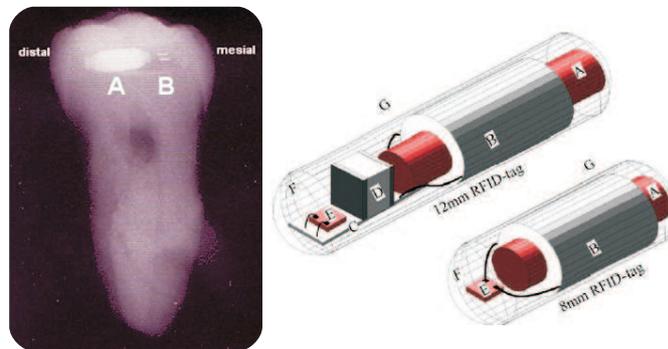
## 1.1 Dispositivos biomédicos implantáveis

Hoje em dia existe uma grande quantidade de dispositivos biomédicos implantáveis sendo os mesmos utilizados para as mais variadas funções tendo em conta a melhoria da qualidade de vida das pessoas. Alguns servem para medir parâmetros fisiológicos do corpo, outros para aferir quanto ao bom funcionamento de outros elementos como próteses, por exemplo, e finalmente existem aqueles que são utilizados para estimulação (muscular, nervosa, cerebral, etc.). Para ser possível a utilização destes dispositivos no interior do corpo humano, os mesmos têm que cumprir requisitos muito rígidos. Estes requisitos levam a que os mesmos tenham que possuir certas características. As que se podem considerar mais importantes para este projecto são as apontadas de seguida.

- *Devem ter um tamanho reduzido para os tornar o menos invasivos possível,*
- *O tamanho está directamente relacionado com a localização do implante,*
- *Têm que ser encapsulados com material biocompatível para impedir a rejeição por parte do corpo a um elemento estranho.*

Um bom exemplo de um implante com estas características é descrito por Thevissen et al. (2006). Conforme se pode verificar no lado esquerdo da figura 1.1 o implante encontra-se no interior de um dente molar. Por razões óbvias o tamanho do implante tem que ser obrigatoriamente muito reduzido e está encapsulado com um material

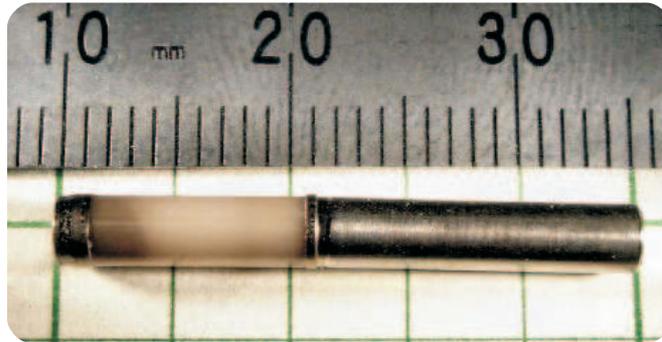
biocompatível. Neste caso específico, todo o circuito encontra-se no interior do que é designado como uma capsula de vidro biológico (Bioglass) sendo este último ainda revestido com Parylene<sup>1</sup>. Do lado direito da figura 1.1 encontra-se o esquema interno do implante, onde se pode ver claramente que o sistema de alimentação ocupa a quase totalidade do implante. Neste caso, o sistema de energia que se mostrou mais apropriado, ou mesmo o único possível, foi o de energia electromagnética. Sendo assim, uma grande parte do implante é composto pela bobina receptora de energia e por um cilindro de ferrite. O circuito electrónico do implante (letra E na figura 1.1) ocupa uma ínfima parte do implante.



**Figura 1.1** – Implante no interior de um dente molar e esquema representativo de dois tipos de implantes que podem ser utilizados (Thevisen et al., 2006).

Outro exemplo de implante é apresentado por Schulman et al. (2004). Trata-se de um dispositivo FES (Functional Electrical Stimulation) sendo a sua função a de promover a estimulação de órgãos ou membros de forma a restaurar a função dos mesmos. Quando a profundidade de implantação do dispositivo biomédico não permite uma utilização eficiente da indução electromagnética como fonte de energia, em sua substituição, são utilizadas baterias. Na figura 1.2 pode ter-se uma noção da configuração de um destes dispositivos. A bateria está encapsulada em Titânio, sendo este um material comprovadamente biocompatível. Os circuitos electrónicos estão também encapsulados num material biocompatível, neste caso um tipo de cerâmica. Mais uma vez se pode verificar que o sistema de alimentação (bateria no lado direito do implante, figura 1.2) ocupa uma grande percentagem do sistema.

<sup>1</sup>Parylene é um polímero protector utilizado para revestir uniformemente o material onde é aplicado. Estes polímeros são aplicados na forma de vapor, à temperatura ambiente, sendo usados



**Figura 1.2** – Exemplo de um implante BION FES (Schulman et al., 2004).

No domínio específico das próteses, tem-se, por vezes, à disposição um pouco mais de espaço para o implante. Graichen et al. (2007) apresenta um exemplo de um implante colocado no interior de uma prótese de ombro. Para facilidade de visualização, uma imagem de um destes implantes foi incluída na figura 1.3. Mesmo estando no interior da prótese, o implante é também colocado dentro de um encapsulamento biocompatível. Para não fugir à regra, também neste caso se pode verificar que a grande maioria do espaço ocupado pelo implante fica a dever-se ao sistema de alimentação (*Power coil* e *AC-DC Circuit* na figura 1.3).

Além dos tipos de implantes apresentados, existem muitos outros, sendo os mais conhecidos os Pacemakers (Wessels, 2002; Sanders e Lee, 1996; Haddad et al., 2006) e os implantes auditivos (Zeng et al., 2008). Também estes seguem os requisitos atrás mencionados e, uma vez mais, o sistema de alimentação ocupa uma grande parte do dispositivo.

Com estes exemplos verifica-se que a implementação de sistemas de alimentação em implantes não só tem que seguir as mesmas regras de implementação destes últimos, como também dependem do meio ambiente onde vão ser inseridos e do tamanho que pode alcançar todo o sistema a implantar. A tecnologia a utilizar no sistema de alimentação também é ditada por algumas destas características, algo também verificado nos exemplos apresentados. Tudo isto mostra que o projecto de sistemas de alimentação de dispositivos biomédicos implantáveis está longe de ser uma operação trivial.

---

como barreira contra a humidade e como isoladores eléctricos.

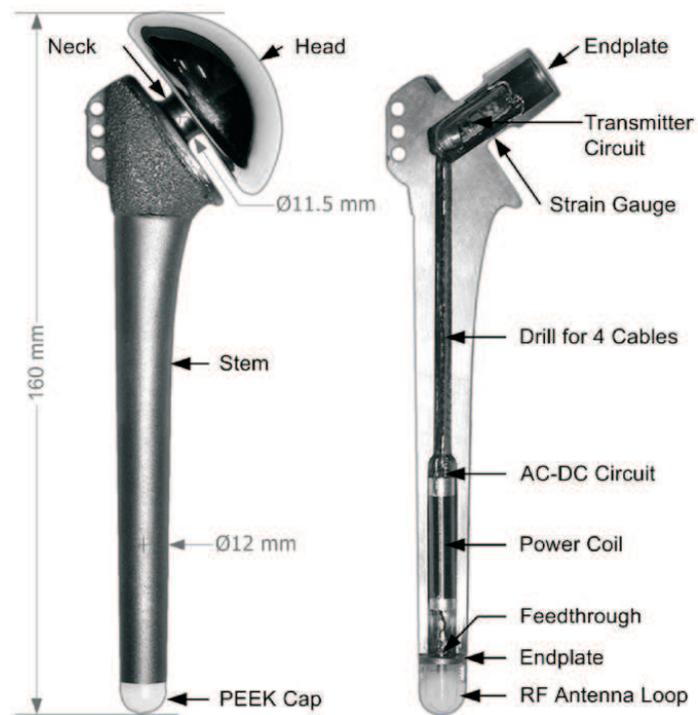


Figura 1.3 – Implante no interior de uma prótese de ombro (Graichen et al., 2007).

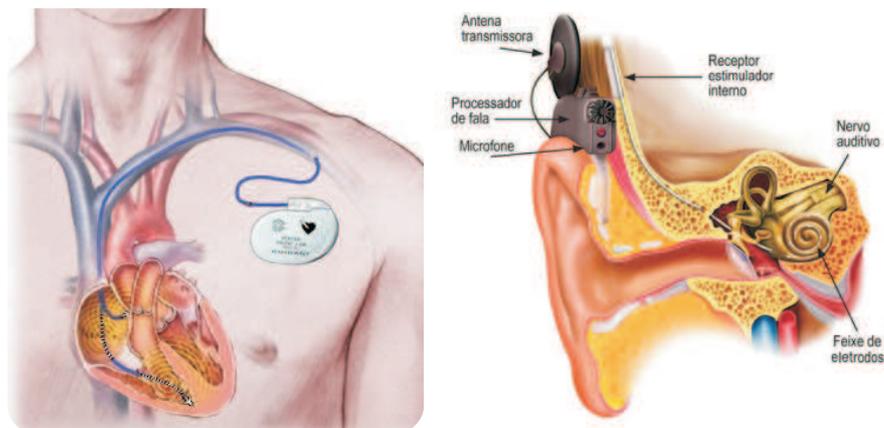


Figura 1.4 – Exemplos de pacemaker e implante auditivo.

## 1.2 Sistemas de alimentação

“A *necessidade aguça o engenho*” é um provérbio que ao longo dos tempos se tem mostrado verdadeiro no campo da ciência. A necessidade de encontrar sistemas de

alimentação mais adequados para o fornecimento de energia a implantes levou ao desenvolvimento de soluções por vezes audazes.

A alimentação de dispositivos biomédicos implantáveis foi sempre uma tarefa dificultada pelas mais variadas razões. A localização de tais dispositivos no interior de um ser vivo pode ser uma das principais razões para essa dificuldade, sendo ainda mais agravada quanto mais profundamente o implante é aplicado. O tamanho do próprio implante também dificulta esta tarefa, podendo impedir a implementação de algumas soluções. A segurança representa possivelmente a maior dificuldade, uma vez que têm que ser garantidos requisitos de origem legal, médica e/ou biológica e ética. As necessidades energéticas dos dispositivos implantáveis, bem como o tipo de materiais utilizados na construção do próprio implante, também contribuem para a escolha do sistema de alimentação a utilizar.

Longe de ser uma tarefa simples, a alimentação destes dispositivos trouxe muitas propostas e soluções inovadoras. Embora algumas delas tenham conseguido um sucesso considerável, todas elas apresentam alguns inconvenientes que, em alguns casos, impossibilitam a sua utilização generalizada.

Num dispositivo de utilização esporádica, alimentado a bateria, pode ter-se ainda o problema do consumo indevido de energia quando o mesmo se encontra num estado de latência. Se o mesmo não está a ser utilizado, a energia consumida está a ser deliberadamente desperdiçada, reduzindo em muito o tempo de vida do implante.

De seguida será então apresentado um resumo do que já foi feito neste campo e o que hoje em dia se encontra em uso.

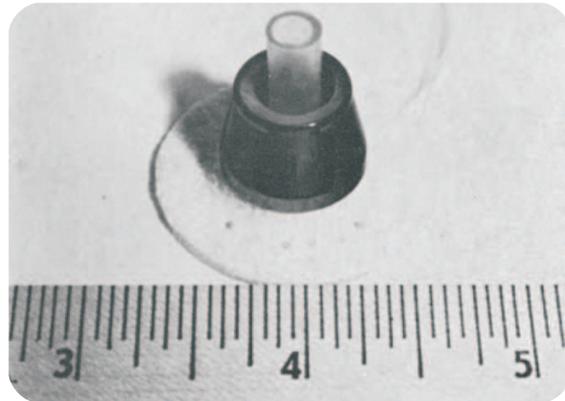
### 1.2.1 Alimentação por implante percutâneo

Os grandes consumos de energia dos circuitos electrónicos utilizados nos primórdios do aparecimento de implantes, aliados à não existência de baterias biocompatíveis ou ao grande volume das mesmas, levaram a que os primeiros sistemas implantáveis utilizassem implantes percutâneos<sup>2</sup> como forma de levar alimentação eléctrica aos circuitos eléctricos/electrónicos dos implantes propriamente ditos. Este dispositivo pode ser visto como uma interface com o interior do corpo humano. O mesmo é implantado de forma a ter-se acesso à zona pretendida do corpo ou, no caso de alimentação de implantes, ter acesso no exterior, aos fios eléctricos de alimentação (e por vezes de dados) do implante propriamente dito. A hemodiálise, a alimentação eléctrica de implantes, o carregamento de pacemakers cardíacos, a estimulação neurológica de nervos ou músculos, a ligação de membros artificiais e próteses dentárias são exemplos de aplicações para as quais este tipo de dispositivos foram desenvolvidos. Na figura 1.5 pode ser vista uma das primeiras versões destes implantes, permitindo ter uma noção da profundidade de penetração que os mesmos permitem alcançar. Na figura 1.6 podem ser vistos novos desenvolvimentos, na tentativa de resolver os problemas de rejeição ou infecções graves que foram verificados com os modelos anteriores. Muito embora tenha sido alcançado algum sucesso, mesmo com as novas soluções, existe ainda uma grande probabilidade de aparecerem infecções.

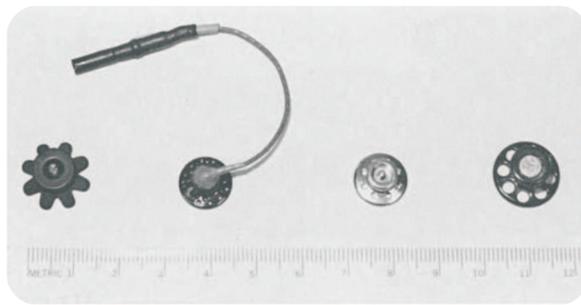
Um estudo apresentado por Mooney et al. (1977) chegou à conclusão que a principal causa das infecções fica a dever-se a forças mecânicas na zona do interface. O stress mecânico provocado pela manipulação de cabos, fichas ou outros elementos pode levar a uma inflamação gradual na zona da pele onde se encontra o implante percutâneo, podendo chegar a infecções graves mesmo com tratamento das mesmas. Algumas bactérias podem criar uma forte resistência aos antibióticos como descrito por Pitkin et al. (2006) (figura 1.7). Devido a estes problemas, por vezes graves, a utilização destes implantes foi restringida a um caso diminuto de aplicações, nomeadamente em implantes dentários e na ligação de membros artificiais. Portanto,

---

<sup>2</sup>Implante percutâneo é um objecto estranho ao corpo, colocado através da pele criando um defeito permanente.



**Figura 1.5** – Exemplo de um dos primeiros implantes percutâneos (Mooney et al., 1977).

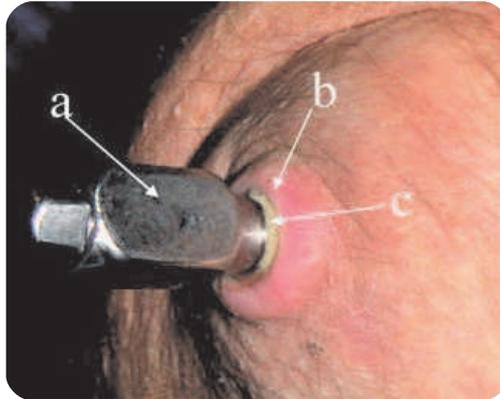


**Figura 1.6** – Exemplos de implantes percutâneos como tentativa de resolver os problemas de infecções e rejeições (Mooney et al., 1977).

a aplicação destes implantes percutâneos como forma de alimentação de dispositivos biomédicos implantáveis foi descontinuada, pelo menos em implantes aplicados em seres humanos.

### 1.2.2 Baterias

De uma forma geral as baterias são divididas em dois grupos, as primárias e as secundárias. As primárias são baterias não recarregáveis e muitas vezes utilizadas como fonte de energia principal de um sistema uma vez que possuem capacidades elevadas. As secundárias por seu turno são baterias recarregáveis e eram inicialmente usadas como fonte secundária de um sistema, derivando daqui o seu nome. Hoje em dia, o aumento da capacidade destas últimas, aliado à redução do volume das



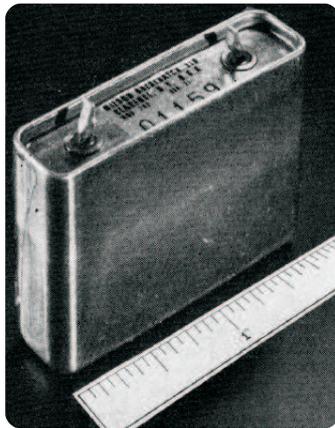
**Figura 1.7** – Implante percutâneo com princípio de infecção. No ponto C verifica-se a criação de pus (Pitkin et al., 2006).

mesmas, proporcionou a sua utilização como fonte de energia principal. Contudo, para chegar ao nível encontrado hoje em dia, ainda estava muito para ser investigado e desenvolvido.

Em 1971 foi apresentada à comunidade científica a primeira bateria de Lítio (Greatbatch et al., 1971) com o fim de ser utilizada na alimentação de pacemakers cardíacos. A mesma surge como resposta às fracas características apresentadas pelas baterias de mercúrio (*Mallory mercuric oxide-zinc cells*) utilizadas até então. Estas novas baterias permitiam que os pacemakers funcionassem por mais de 10 anos, sendo este tempo cinco vezes superior ao possível de atingir com as baterias de mercúrio. Na figura 1.8 pode ver-se um exemplo de uma dessas baterias, contando com características como, uma capacidade de carga de 4 Ah, uma tensão em vazio de 2,8 V, um peso de apenas 39 gramas e um volume de 22,45 cm<sup>3</sup>. Comparando estas características com as de quatro baterias de mercúrio ligadas em série (Greatbatch et al., 1971) verifica-se o grande avanço alcançado. Esta bateria pode ser considerada como aquela que impulsionou os maiores desenvolvimentos na construção de baterias para aplicações médicas.

Wilson Greatbatch foi um dos autores desta proeza, tendo sido também indicado como um dos inventores do pacemaker cardíaco. Ele fundou ainda a empresa que leva o seu nome (*Greatbatch Inc.*), sendo hoje em dia uma das principais empresas no sector de sistemas de alimentação de implantes biomédicos, contando não apenas

com baterias mas com muitos outros componentes, entre eles os supercondensadores, como possíveis alternativas às baterias em aplicações específicas.

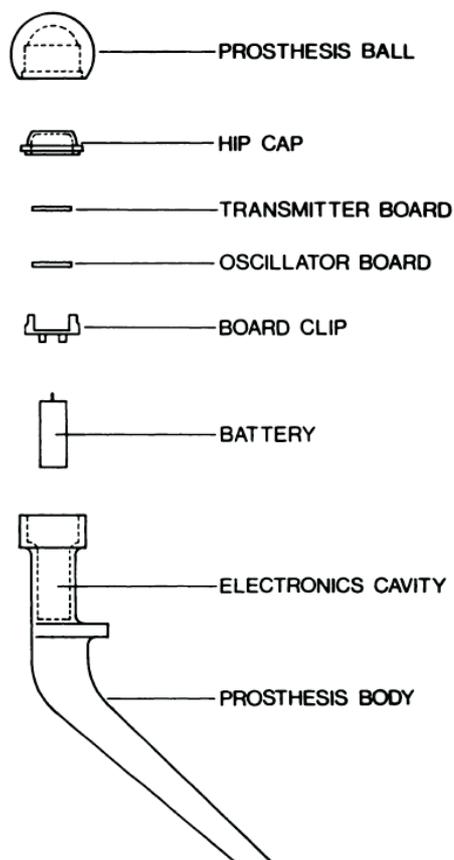


**Figura 1.8** – Primeira bateria de lítio ionizado a utilizar com pacemakers cardíacos (Greatbatch et al., 1971).

O grande volume das baterias era algo que impedia a sua utilização em alguns tipos de dispositivos biomédicos implantáveis. Contudo, as mesmas podiam já ser utilizadas em próteses, uma vez que estas últimas possuíam espaço suficiente no seu interior. Um exemplo pode ser visto na figura 1.9, tratando-se de um sistema desenvolvido por volta de 1988 por Davy et al. (1988). Era utilizada uma bateria idêntica às utilizadas nos pacemakers da altura. Para activar o sistema era utilizado um interruptor reed accionado por um íman externo.

De forma a levar esta forma de alimentação a outros tipos de dispositivos implantáveis muita investigação seria ainda necessária. Seria necessário reduzir o seu volume, aumentar a sua capacidade de carga, dar garantias de segurança contra riscos de contaminação, entre outras.

Foi nesta última década que se verificou um grande avanço no desenvolvimento de novas soluções para baterias. Algumas empresas criaram departamentos com o propósito específico de criar baterias biocompatíveis para as mais variadas áreas da medicina, incluindo obviamente os implantes biomédicos. Entre estas empresas tem-se a EaglePicher (EaglePicher, 2009), a Quallion (Quallion, 2009), a Greatbatch (Greatbatch, 2009), a Saft (Saft, 2009), entre outras, sendo as duas primeiras as

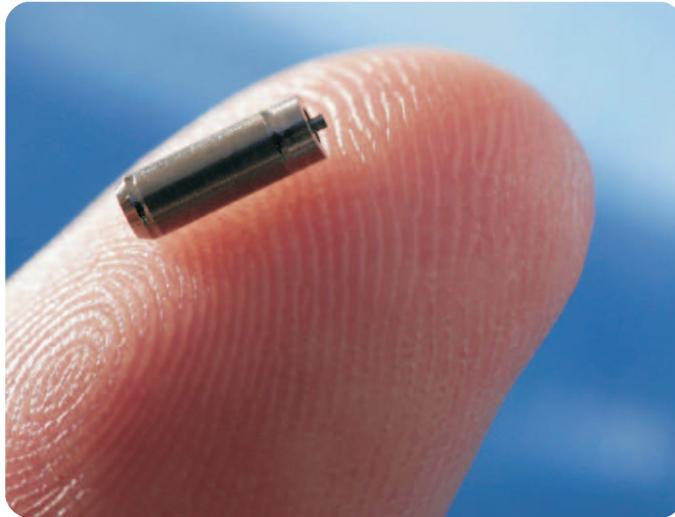


**Figura 1.9** – Exemplo de um dos primeiros sistemas de próteses inteligentes alimentado com bateria (Davy et al., 1988).

que mais avanços alcançaram na área da alimentação de implantes.

A 5 de Março de 2007 a EaglePicher apresentou ao mundo aquela que é considerada como a bateria mais pequena do mundo. Na figura 1.10 pode ver-se perfeitamente a justificação de tal afirmação por parte da empresa. As suas dimensões são de apenas 0,26" (0,6604 cm) de comprimento e 0,09" (0,2286 cm) de diâmetro pesando cerca de 90 mg. A capacidade final excedeu o valor esperado levando a um tempo máximo teórico de 15 anos de alimentação dos dispositivos a que se destina (cateteres neurológicos, monitorização cardiovascular, e próteses neurais, tais como implantes de retina e implantes auditivos). O seu tamanho diminuto permite ainda a introdução do implante através de cateteres, ao invés da habitual cirurgia. Até ao momento da finalização desta dissertação não foi possível ter acesso a informação

quanto à química utilizada nesta bateria nem à capacidade da mesma. Tendo em conta que todas as outras baterias produzidas por esta empresa se baseiam em Lítio é de se esperar que esta bateria também o seja.



**Figura 1.10** – Micro bateria da EaglePicher (EaglePicher, 2009).

A Quallion apresenta, por seu turno, a bateria QL0003I, cujas características são igualmente surpreendentes. Tem 1,19 cm de comprimento e 0,29 cm de diâmetro, pesa 0,2 g e tem uma capacidade de 3 mAH. É hermeticamente selada sendo encapsulada em titânio, é biocompatível, foi preparada para poder funcionar a elevadas temperaturas e a sua corrente de auto descarga é baixa, mesmo quando funcionando a temperaturas altas. Foi também utilizada a tecnologia proprietária Zero-Volt<sup>TM</sup> que permite que a tensão da bateria possa atingir os 0 V e mesmo assim ser recuperada (recarregada) com uma perda mínima da sua capacidade (Nagata et al., 2005). Ao contrário de outras baterias de lítio esta permite ser desconectada da carga (ficando a funcionar em vazio) sem provocar efeitos adversos no interior do corpo humano. A química utilizada na bateria, abreviadamente designada por LNCA0, implica a dopagem com alumínio e tal como é reportado por Chen et al. (2004), permite estabilizar a impedância das células ao longo do tempo, melhorando o desempenho da bateria em relação à potência fornecida. Recentemente novos desenvolvimentos levaram à criação de uma nova química, designada 5A2, cujos testes indicam um tempo de vida de funcionamento no interior do corpo humano de 25

anos. Embora esta química não seja usada na QL0003I, a empresa está a fazer todos os esforços para que seja incluída numa nova versão da mesma. Na figura 1.11 pode-se ver um exemplo desta bateria.



**Figura 1.11** – Dimensões da bateria QL0003I da Quallion.

As baterias em utilização hoje em dia podem conter as mais variadas químicas, mas as mais utilizadas são compostas pela combinação de **Lítio** com outro composto químico. Aliás, a utilização do lítio no fabrico de baterias foi um passo importante no avanço da tecnologia de alimentação de implantes. Na tabela 1.1 é apresentada uma descrição geral do campo de utilização para cada uma das químicas utilizadas no fabrico de baterias produzidas pelas empresas acima mencionadas.

**Tabela 1.1** – Aplicação típica de vários tipos de baterias.

Química	Tipo <sup>1</sup>	Aplicações típicas
Li-Ion	Lithium Ion, Secundária	Neuroestimulação, Implantes auditivos, Bombas de medicação e fluídos corporais, Dispositivos de assistência ventricular, Coração artificial total e Monitorização.
Li/M <sub>n</sub> O <sub>2</sub>	Lithium Manganese Dioxide, Primária	Desfibrilador cardioversor implantável (ICD), Micro dispositivos e Monitorização.
Li/CF <sub>x</sub>	Lithium Carbon Monofluoride, Primária	Pacemakers, ICD, Monitorização, Neuroestimulação, Neuromodulação e Bombas de medicação e fluídos corporais.

*(continua na página seguinte)*

(continuação)

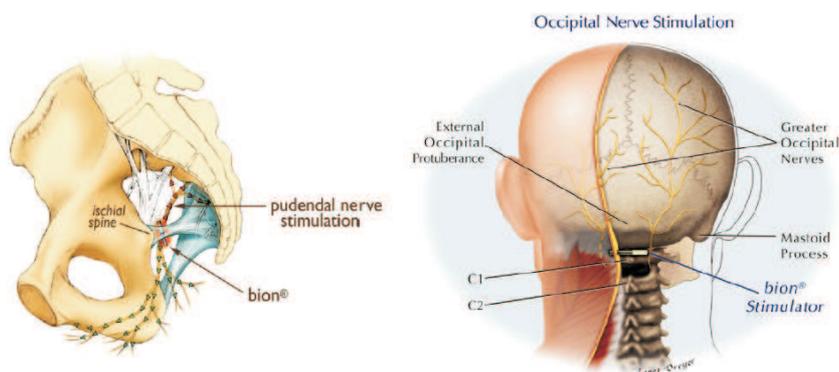
Química	Tipo <sup>1</sup>	Aplicações típicas
Li/SOCl <sub>2</sub>	Lithium Thionyl Chloride, Primária	Neuroestimulação, Monitorização e Bombas de medicação e fluídos corporais.
LNCAO <sup>2,3</sup>	Aluminium-doped Lithium Nickel Cobalt Oxide, Secundária	Implantes médicos, sensores e aplicações médicas externas tais como cadeiras de rodas.
LNCAO/LiC <sub>6</sub> <sup>4</sup>	Secundária	Dispositivos médicos não vitais, estimuladores e implantes auditivos.
Li/SVO <sup>5</sup>	Lithium / Silver Vanadium Oxide, Primária	ICD.

<sup>1</sup> Bateria Primária — Não recarregável; Bateria Secundária — Recarregável

<sup>2</sup> Abreviatura da fórmula química (Li-Ni<sub>x</sub>Co<sub>y</sub>Al<sub>z</sub>O<sub>2</sub>); <sup>3</sup> Química utilizada pela **Quallion**

<sup>4</sup> Química utilizada pela **Saft**; <sup>5</sup> Bateria inventada pela **Greatbatch**

Estas novas baterias possibilitaram, por exemplo, a utilização mais confortável ou pelo menos não totalmente invasiva de novos estimuladores nervosos ou musculares. A figura 1.12 permite dar uma ideia do porquê da necessidade de se desenvolverem baterias cada vez mais pequenas. Com as baterias anteriores poderia até ser impossível a utilização destes estimuladores, visto que o volume das mesmas seria proibitivo.



**Figura 1.12** – Exemplos de novas aplicações de estimuladores nervosos/musculares, possíveis de realizar com o avanço verificado no desenvolvimento de baterias (Carbunaru et al., 2004).

Verifica-se então que as baterias têm sofrido grandes avanços e alguns realmente surpreendentes. Contudo, mesmo assim, elas continuam a sofrer de alguns dos

problemas já antes associados às mesmas. O seu tempo de vida continua baixo, principalmente quando existem implantes cujo funcionamento deve perdurar por mais de 15-20 anos. A possibilidade de utilizar baterias secundárias, como a QL0003I da Quallion, veio melhorar este aspecto, mas criou-se um novo problema pois é necessário acrescentar aos circuitos do implante um sistema de carga da bateria e recolher energia em quantidade suficiente para tal. Por outro lado, em implantes cujo funcionamento não é contínuo existe um gasto indevido da energia, levando à diminuição do tempo de vida útil do próprio implante. As mesmas podem também ser potencialmente perigosas se fracturadas, uma vez que pode haver libertação de substâncias químicas perigosas no interior do corpo humano e para as substituir é necessária nova cirurgia.

No campo das próteses de anca, uma vez que as mesmas devem ser preferencialmente compostas por um material metálico como o titânio, a libertação de substâncias químicas poderá não ser uma questão tão problemática, uma vez que a mesma se dará possivelmente no interior da prótese. Isto acontece se a prótese tiver toda a electrónica embutida e se não houver qualquer ligação física com o exterior. Caso o problema seja mais grave poderá existir a necessidade de uma cirurgia que envolve a remoção da prótese e a sua substituição por uma nova, sendo este procedimento designado por *Revisão da Prótese de Anca*. Comparando com a artroplastia da anca a cirurgia de revisão é muito mais complexa e tecnicamente de mais difícil execução, tal como reportado por Huddleston (2010). A remoção da prótese original costuma ser a parte mais complicada da intervenção, havendo a possibilidade de levar à fractura do osso do fémur ou a promoção da sua fragilidade. Existe sempre a possibilidade de a perna ficar mais curta ou mais longa uma vez que a nova prótese deverá ser escolhida de forma a encaixar perfeitamente no espaço disponível após a remoção da anterior. A amplitude dos movimentos poderá ser mais reduzida e as probabilidades de haver um deslocamento nos primeiros meses é maior. O tempo de recuperação é normalmente superior e o paciente deve contar com dores mais agudas durante a recuperação. Existe também uma maior probabilidade de se desenvolverem coágulos no sangue e existirem infecções. Tendo em conta todos estes aspectos, caso a libertação de substâncias químicas não tenha qualquer influência na saúde do paciente, e não exista qualquer problema com a prótese, a cirurgia

de revisão não se dará. O inconveniente, minimizado quando comparado com a alternativa, será a perda das funções do sistema inteligente.

Assim sendo, a utilização de baterias em sistemas inteligentes no interior de próteses, ou no geral, em qualquer tipo de dispositivo implantável, deve ser muito bem ponderada. Os últimos avanços verificados no campo de baterias biocompatíveis deram uma nova perspectiva em termos de segurança, levando a que cada vez mais se confie nas mesmas.

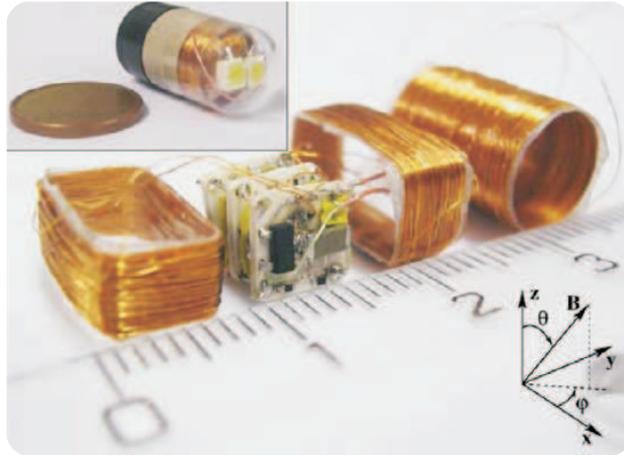
Para tentar fazer face a alguns dos problemas apontados às baterias, desde há muito tempo que uma tecnologia, já antes conhecida, entrou no campo dos implantes — a indução electromagnética.

### 1.2.3 Indução electromagnética

Para tentar combater tanto os problemas criados pela alimentação através de implantes percutâneos como os das baterias, a investigação virou-se para a já muito conhecida técnica de indução electromagnética. Uma das grandes vantagens desta técnica é a de permitir a alimentação continuada, a distâncias curtas, de um implante.

Já em 1974 esta técnica era usada em implantes no interior de próteses (Carlson et al., 1974). A técnica também é usada em implantes mais recentes como os de retina (Bashirullah et al., 2003) ou mesmo em cápsulas endoscópicas (Lenaerts e Puers, 2007) (ver figura 1.13 ) mostrando a sua grande versatilidade. Muitos outros exemplos podem ser encontrados na literatura científica (Puers et al., 2000; Catrysse et al., 2004; Thevissen et al., 2006; Sauer et al., 2004; Bergmann et al., 2007) dando testemunho de como a indução electromagnética é uma tecnologia muito bem estabelecida e claramente uma das eleitas pela comunidade científica.

Apesar do que foi dito, esta tecnologia tem como desvantagem o facto de ser necessária a colocação de uma bobina externa, e muitas vezes também o sistema associado à mesma, na proximidade imediata da bobina interna ao implante. Quando se trata de próteses de ombro, anca, joelho, etc., o paciente tem que colocar



**Figura 1.13** – Cápsula endoscópica desmontada de forma a poder ver-se a forma como as antenas internas são ligadas umas com as outras (Lenaerts e Puers, 2007).

o sistema externo à volta do braço ou da perna na localização certa, dependendo do tipo de prótese. Além de incómodo para a pessoa, pode também levar a que o paciente faça movimentos não muito naturais, podendo inclusive invalidar os testes efectuados aquando da aferição do bom, ou mau, funcionamento da prótese. Na figura 1.14 pode ser visto um exemplo de como estes sistemas costumam ser utilizados.



**Figura 1.14** – Sistema de indução electromagnética externo usado à volta do braço no caso de uma prótese de ombro (Bergmann et al., 2007).

A utilização destes sistemas pode ser considerado um incómodo e por vezes é também considerado como cosmeticamente não atraente. O problema mais apontado é o facto de o sistema externo poder ser facilmente danificado.

No caso dos seres humanos pode ser considerado incómodo, por vezes tolerável, mas quando se passa para o caso dos animais a utilização destes sistemas pode chegar a ser impossível. Estes últimos não costumam ser cooperantes relativamente a ter aparelhagem aplicada sobre os mesmos.

Relativamente à utilização de ondas electromagnéticas a atravessar tecido biológico é necessário também ter em conta normas de segurança, muito rígidas. Algumas dessas normas podem ser encontradas no standard IEEE/ANSI c95.1 (Chou, 1999).

A transmissão de energia sem fios, mesmo na área dos implantes biomédicos, conta já com uma vasta colecção de estudos. Tendo em conta que esta tecnologia será utilizada para transmitir energia e comandos ao sistema de activação sem fios, a mesma vai ser estudada com mais pormenor no capítulo 2 desta dissertação.

#### 1.2.4 Recolha de energia do ambiente

Com a redução de consumos e miniaturização da electrónica, as técnicas de *Energy Harvesting* emergiram naturalmente como formas de recolher energia do ambiente onde se encontra inserida a aplicação. Na maior parte dos casos essa recolha de energia está directamente relacionada com a aplicação em si, com a sua localização e com as fontes de energia disponíveis.

A tecnologia de recolha de energia pode ser dividida em vários ramos, dependendo esta divisão da forma como essa energia é captada. As mais conhecidas e relatadas são a energia obtida de células solares, de sensores piezoeléctricos, de sensores de vibração, de sensores termoeléctricos e de ruído acústico cujas densidades de energia médias estão dispostas na tabela 1.2. Em estudos publicados (Platt et al., 2005; Lewandowski et al., 2007; Beeby et al., 2006; Stark, 2006) são descritos alguns sistemas de recolha de energia, poucos dos quais têm utilização directa em implantes, muito embora esforços estejam a ser feitos para que tal seja possível num futuro próximo.

O trabalho apresentado por Platt et al. (2005) descreve a utilização de elementos piezoeléctricos numa prótese total de joelho (ver figura 1.15) servindo como exemplo

Tabela 1.2 – Densidade de energia para vários tipos de tecnologias (Kim et al., 2008).

Tecnologia	Densidade de potência
Células solares	15 mW/cm <sup>2</sup>
Piezoelétricos	330 μW/cm <sup>3</sup>
Vibração	116 μW/cm <sup>3</sup>
Termoelétrica	40 μW/cm <sup>3</sup>
Ruído acústico	960 nW/cm <sup>2</sup>

de uma tentativa válida da utilização de recolha de energia para alimentar circuitos electrónicos de implantes. Os autores afirmam que é possível recolher energia em quantidade suficiente para alimentar microcontroladores de muito baixo consumo e também sensores utilizados em aplicações de diagnóstico e monitorização. Foi possível obter uma potência contínua e regulada de 850 μW (327 μA e 2,6 V).

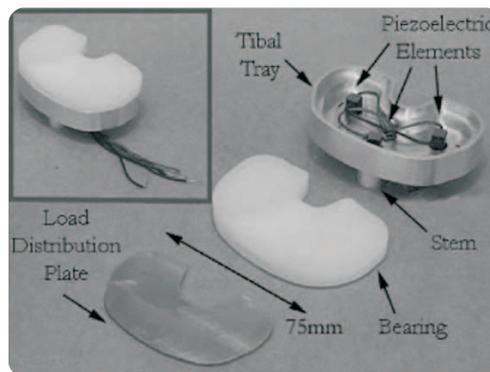
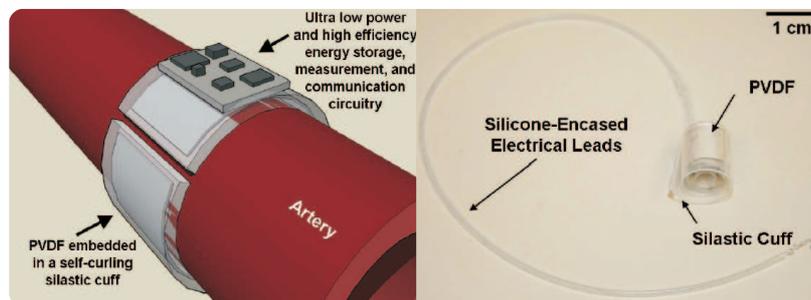


Figura 1.15 – Elementos piezoelétricos como geradores de energia numa prótese total de joelho (Platt et al., 2005).

Os elementos piezoelétricos têm um grande leque de possibilidades de utilização no campo dos implantes, mas alguns conseguem ser muito arrojados, tal como o apresentado por Potkay e Brooks (2008). Tal como se pode ver no lado esquerdo da figura 1.16, um elemento piezoelétrico de filme fino do tipo PVDF (*PolyVinylidene Fluoride*) é enrolado à volta de uma artéria. De forma a permitir o movimento do mesmo, com a passagem do sangue, deve ser deixada uma determinada folga entre as duas pontas do PVDF. Foi medida uma potência de 16 nW com o gerador

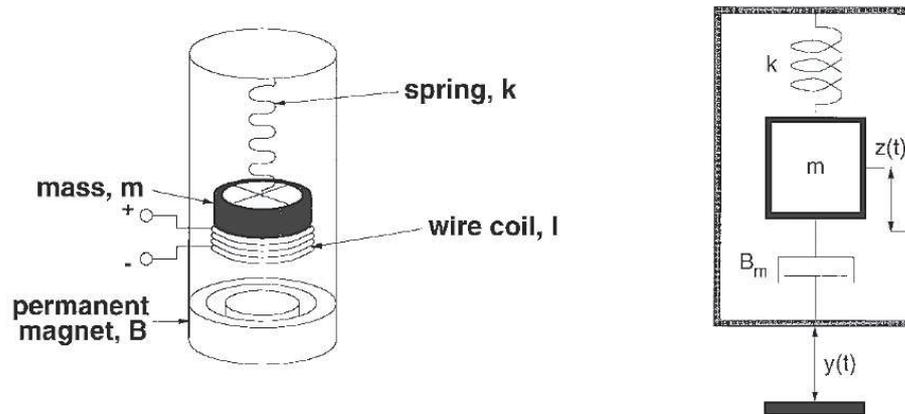
apresentado na figura 1.16, contudo, os autores esperam vir a atingir  $1 \mu\text{W}$ .



**Figura 1.16** – PVDF enrolado à volta de uma artéria utilizando o movimento do sangue para produzir energia eléctrica. No lado esquerdo da figura é apresentado um modelo (Potkay e Brooks, 2008).

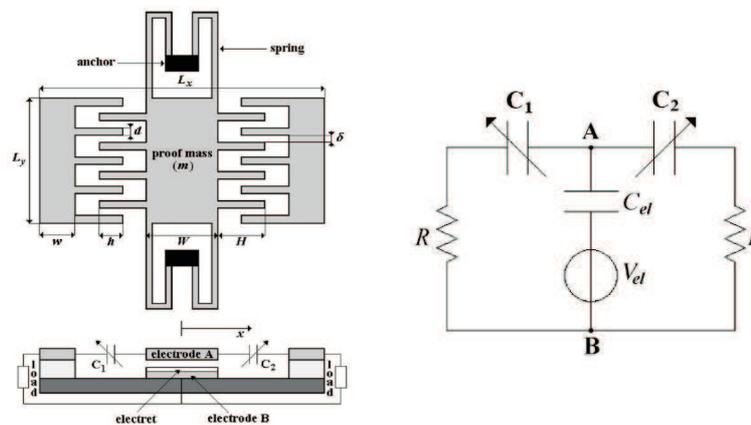
A obtenção de energia eléctrica através de vibrações é uma das áreas com maior potencial no que diz respeito a recolha de energia em sistemas implantáveis. Seja a andar ou a movimentar os braços, existe sempre o potencial de se produzir energia mecânica de vibração. Uma possibilidade de utilização directa desta energia passa pela utilização combinada de molas, ímanes e bobinas, tal como é sugerido no lado esquerdo da figura 1.17, dando origem a um gerador electromagnético como o apresentado por Amirtharajah e Chandrakasan (1998). O movimento da mola promove a alteração do fluxo do campo magnético sentido pela bobina devido ao movimento da mesma relativamente à posição de um íman permanente. Isto leva ao aparecimento de uma força electromotriz aos seus terminais, devido à corrente induzida na mesma. No sistema aqui apresentado foi calculada uma potência gerada de  $400 \mu\text{W}$ .

Os MEMS (*Micro-Electro-Mechanical Systems*) são outra forma de utilizar a energia de vibrações para gerar energia eléctrica. Esta tecnologia permite a fabricação de conversores electromecânicos do tipo capacitivo. A sua importância fixa-se principalmente no facto de ter um elevado potencial de integração, podendo vir a ser uma das melhores apostas na alimentação de implantes. Um dos maiores inconvenientes é o facto deste tipo de conversores geralmente necessitar de um potencial de polarização para o colocar em funcionamento. Contudo já existem aplicações, como a apresentada por Peano e Tambosso (2005), onde tal potencial já não é necessário. A figura 1.18 permite visualizar um exemplo de um destes



**Figura 1.17** – Gerador electromagnético para utilização directa de energia de vibrações. Do lado direito encontra-se o modelo mecânico do gerador (Amirtharajah e Chandrakasan, 1998).

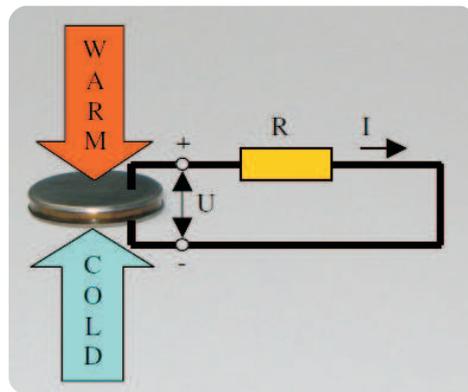
conversores. São formados condensadores pela combinação de placas estáticas e móveis. Estas últimas estão associadas a uma massa que promove o movimento das placas móveis, utilizando molas, alterando a capacidade dos condensadores. Isto permite a criação de um fluxo de cargas entre um eléctrodo fixo e os condensadores variáveis.



**Figura 1.18** – Conversor electromecânico capacitivo utilizando MEMS. No lado direito da figura encontra-se o circuito eléctrico equivalente (Peano e Tambosso, 2005).

A geração de energia através de energia termoeléctrica não tem muitos seguidores, uma vez que as densidades de energias possíveis de obter são muito baixas, quando comparadas com outras formas de energia. Deve existir um considerável diferencial

de temperatura entre as duas faces de um gerador termoelétrico, tal como sugerido na figura 1.19, de forma a se poder gerar energia nos seus terminais. Ora, no interior do corpo humano tal diferencial de temperatura não é fácil de obter. No trabalho apresentado por Stark (2006) é apontada uma potência de aproximadamente  $30 \mu\text{W}$  para uma diferença de 5 graus kelvin entre as faces do gerador, obtendo-se um potencial de 3 V.



**Figura 1.19** – Princípio de funcionamento de um gerador termoelétrico (Stark, 2006).

Outro exemplo digno de nota é a utilização de fluídos biológicos como fonte de energia. Wang et al. (2007) apresenta um nano-gerador que pode utilizar o fluxo de sangue, e não só, para gerar energia, sendo possível obter tensões da ordem das décimas de mV e correntes que podem atingir 35 nA.

Conforme se observa na tabela 1.2, as densidades de energia possíveis de obter, hoje, são relativamente baixas dificultando de algum modo a pretensão de recolha de energia suficiente para alimentar circuitos electrónicos, mas é possível. A tecnologia electrónica evoluiu muito e hoje em dia já é possível criar componentes electrónicos cujas necessidades energéticas são muito reduzidas, tornando a recolha de energia numa possibilidade real. Contudo, não convém esquecer que o campo dos implantes implica, quase invariavelmente, espaços reduzidos, prevendo-se que as densidades de energia sejam ainda mais reduzidas do que aquelas dispostas na tabela 1.2. De qualquer forma, numa primeira abordagem, espera-se utilizar essa energia para carregar baterias/condensadores que funcionam como reservatórios, sendo estes últimos as fontes de energia principais do sistema.

Esta tecnologia visa, no futuro, fazer frente aos problemas relacionados com as baterias (fonte de energia temporária) e com os sistemas de indução electromagnética (libertação da necessidade de utilização de aparelhagem externa e redução dos possíveis perigos relacionados com radiação electromagnética de uso prolongado). É pretendido então criar sistemas de energia auto-suficientes, que produzam energia em quantidades suficientes para alimentar o dispositivo em causa e durante o tempo de vida de utilização do mesmo. De qualquer forma ainda se está longe de alcançar esse objectivo e novos avanços são necessários nos campos que se encontram actualmente em utilização.

### 1.2.5 Fontes de energia alternativas

As fontes de energia apresentadas nesta secção podiam ser incluídas na categoria do *Energy Harvesting*, mas as mesmas são consideradas como pertencendo a uma categoria à parte, devido à forma como obtêm energia.

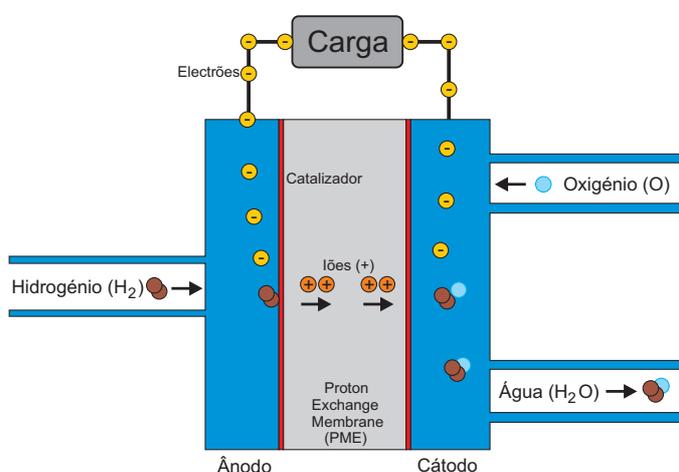
#### Células de combustível biológico

As células de combustível biológico (*Biofuel Cells*) constituem outra forma possível de alimentação de implantes biomédicos, podendo ser divididas basicamente em três tipos, de acordo com o tipo de componente biológico envolvido no processo de geração de energia.

As enzimáticas possuem uma elevada especificidade dos reagentes, permitindo o desenho de células simples. No entanto o seu tempo de vida útil é reduzido e a sua esterilização é muito difícil de alcançar. As microbianas possuem maior tempo de vida útil e têm capacidade de auto-regeneração, mas não se recomenda a sua utilização em sistemas implantáveis devido à sua natureza infecciosa. Finalmente tem-se à disposição as células que utilizam directamente a glucose. Estas possuem uma boa longevidade, são mais facilmente esterilizadas e são biocompatíveis.

A produção de energia eléctrica segue um processo muito similar ao encontrado em células de combustível convencionais (Justin et al., 2005), podendo o mesmo ser

visualizado na figura 1.20. Uma célula é composta por um ânodo, um cátodo e uma membrana com a designação de Proton Exchange Membrane (PME) possuindo esta última uma superfície catalisadora. O combustível é fornecido ao ânodo onde, em contacto com o catalisador, as moléculas do mesmo são separadas em protões e electrões. Os protões atravessam a membrana do catalisador até que, ao alcançarem o cátodo, reagem com o oxigénio fornecido a este último, formando-se água. Como os electrões não podem atravessar a membrana do catalisador os mesmos são transportados entre o ânodo e o cátodo através do circuito que se pretende alimentar.



**Figura 1.20** – Princípio de funcionamento de uma célula de combustível convencional.

Nas células convencionais o combustível existe, geralmente, na forma de hidrogénio. Nas células de combustível biológico esse combustível pode existir de várias formas, de acordo com os componentes utilizados no processo.

Os glóbulos brancos e as bactérias *Escherichia coli* são os dois componentes que mais investigação têm sofrido (Justin et al., 2004, 2005, 2006). Até este momento a célula microbiana tem demonstrado maior potencial para futura utilização. Foram reportadas densidades de corrente de  $24,9 \mu\text{A}/\text{cm}^2$  quando utilizadas bactérias *Escherichia coli*, embora a mesma desça para  $3,58 \mu\text{A}/\text{cm}^2$  ao fim de duas horas. No caso dos glóbulos brancos as densidades de corrente estão compreendidas entre os  $1,4 \mu\text{A}/\text{cm}^2$  e  $2,7 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ , dependendo do tipo de células utilizadas, mas é possível que as mesmas sejam mais estáveis ao longo do tempo.

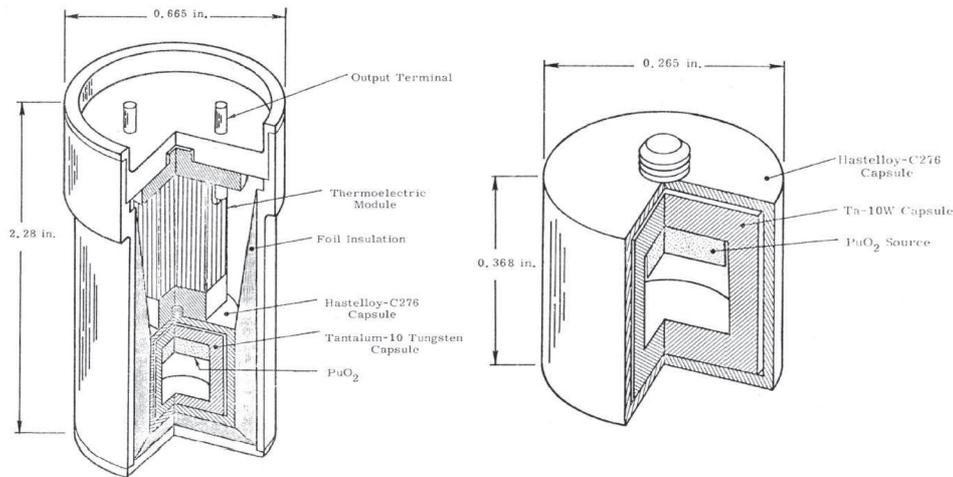
As propriedades de combustível biológico da glucose (Ravariu et al., 2009) também estão a ser analisadas como método alternativo, tendo principalmente em conta que, tal como o oxigénio, também a glucose se encontra em abundância no corpo humano. Neste caso foi reportada uma densidade de potência da ordem dos  $850 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ .

Tal como outros sistemas de *Energy Harvesting*, estas densidades de energia são relativamente baixas, não sendo ainda considerada a sua utilização como fonte principal ou única de um sistema implantável.

### Células Nucleares

Outra alternativa que tem vindo a mostrar novo potencial passa pela utilização de células nucleares. É natural haver alguma desconfiança quando se ouve falar em energia nuclear, mas as mesmas são consideradas seguras. Desde 1970 que existem modelos de pacemakers que utilizam a mesma “*bateria*” nuclear utilizada na sonda espacial *Voyager 2*. São consideradas como altamente eficientes, muito raramente existem falhas e cerca de 90% delas continuam a funcionar depois de passados 19 anos, sendo este um tempo superior ao verificado com outros modelos de pacemakers.

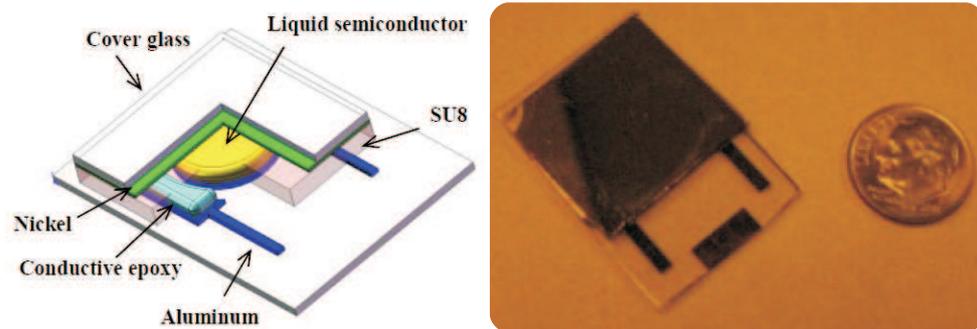
Em 1973 foi apresentada a primeira célula a energia nuclear, para pacemakers, desenvolvida privadamente por Greatbatch e Bustard (1973), sem qualquer ajuda do governo americano. O rádio-isótopo plutónio-238 ( $\text{Pu}^{238}\text{O}_2$ ) constitui a fonte de energia desta célula. Um semiconductor converte a queda de energia do  $\text{Pu}^{238}$  directamente em energia eléctrica através do estabelecimento de um diferencial de temperatura entre termopares. Na figura 1.21 estão representadas a própria célula (do lado esquerdo) e a fonte de energia da mesma (do lado direito). O plutónio-238 é encapsulado em primeiro lugar num recipiente produzido com uma liga refractária de alta resistência com um ponto de fusão de  $5495^\circ\text{F}$  ( $3035^\circ\text{C}$ ) designada Tantalum-10 Tungsten (TA-10W). Esta cápsula é por sua vez embutida num segundo recipiente produzido com uma super-liga designada Hastelloy-C276. Esta super-liga é altamente resistente à corrosão e oxidação possuindo um ponto de fusão de  $2400^\circ\text{F}$  ( $1316^\circ\text{C}$ ). Toda esta protecção tem como objectivo impedir qualquer fuga de plutónio-238.



**Figura 1.21** – Célula nuclear para pacemakers e fonte de energia da mesma (Greatbatch e Bustard, 1973).

Esta célula pode fornecer  $350 \mu\text{W}$  de uma forma continuada, atingindo-se um potencial de 0,3 V. Em conjunto com um conversor DC/DC foi considerado, e comprovado, que era possível alimentar um pacemaker. Contudo, estas células sofrem de um problema. A energia do rádio-isótopo pode introduzir impurezas num semicondutor sólido, degradando o mesmo (Wacharasindhu et al., 2009). Os defeitos provocados no semicondutor podem reduzir a eficiência, o desempenho e o tempo de vida destas células.

Estão a ser feitos estudos para tentar encontrar uma solução para a potencial degradação do semicondutor sólido utilizado nas células antigas. No estudo publicado por Wacharasindhu et al. (2009) a utilização de um semicondutor líquido deu resultados promissores. Estes semicondutores não sofrem do mesmo problema de degradação como o seu congénere sólido. Neste estudo foi utilizado o Selénio como material semicondutor devido às suas propriedades únicas (Greuter, 1985). Como material radioactivo foi utilizado o rádio-isótopo **sulfur-35** uma vez que o mesmo é uma fonte de emissão beta puro não tendo qualquer emissão gama. Na figura 1.22 é possível visualizar um esquema da célula desenvolvida, sendo também apresentada uma fotografia de um protótipo da mesma.



**Figura 1.22** – Esquemático e protótipo de uma célula nuclear com semicondutor líquido (Wacharasindhu et al., 2009).

Foi desenvolvido um díodo Schottky com o semicondutor líquido de forma a alcançar-se a conversão de energia. Foram obtidos 16,2 nW, medindo-se um potencial em circuito aberto de 899 mV e uma corrente de curto-circuito de  $0,107 \mu A$ . Naturalmente que ainda existe muito trabalho a desenvolver para se obterem resultados mais consideráveis. Além de resolver o problema encontrado com os semicondutores sólidos, espera-se também reduzir o tamanho destas células.

### 1.2.6 Combinação de tecnologias

Uma análise ao que foi exposto em secções anteriores levou a considerar-se que o melhor caminho para se alcançar uma boa solução de alimentação de implantes biomédicos de utilização esporádica, possa passar pela combinação de algumas das tecnologias apresentadas. Como fonte de energia principal do sistema considera-se a utilização de uma bateria recarregável, ou várias baterias. De forma a reduzir o consumo da bateria, ela deverá ser desconectada do sistema quando o mesmo não se encontra em funcionamento. Para tal é necessário encontrar uma forma de se poder conectar/desconectar a bateria sempre que necessário. Neste caso entra em acção a indução electromagnética como meio de transmissão de comandos. Um sistema de activação remota, responsável por conectar/desconectar a bateria, necessita de energia para funcionar, sendo esta transmitida pela mesma ligação indutiva. No entanto, a transmissão de dados e energia através da indução electromagnética deve ser alcançada de forma não incómoda para a pessoa. Finalmente, como será

necessário carregar um sistema de armazenamento de energia quando esta se esgota, e não se equaciona a utilização da indução electromagnética para tal função, a recolha de energia do ambiente circundante ao sistema (*Energy Harvesting*) surge como uma solução possível e favorável. Descarta-se a indução electromagnética para esta última função, uma vez que as baterias recarregáveis podem demorar várias horas a carregar e é pretendido reduzir ou mesmo eliminar o incómodo provocado na pessoa que vai utilizar o dispositivo implantável.

### 1.3 Motivação e objectivos

Conforme foi verificado na secção anterior, existem hoje em dia três vertentes principais relativamente à alimentação de dispositivos biomédicos implantáveis, cada uma das quais com as suas variantes. Os implantes podem ser alimentados através de baterias, pela utilização da indução electromagnética ou, mais recentemente, recorrendo a técnicas de *Energy Harvesting*, embora estes últimos sejam considerados, neste trabalho, como complemento de energia do sistema de alimentação principal.

Muito embora alguns destes sistemas, e nos seus casos particulares de aplicação, tenham demonstrado uma boa funcionalidade, ainda existem muitos problemas a resolver. Estando este trabalho inserido no projecto “Componente femoral da prótese da anca para aquisição de descolamento in vivo”, referência PTDC/EME-PME/70824/2006 e considerando que as técnicas habituais de alimentação destes sistemas não são as mais adequadas a este caso, sentiu-se a necessidade de se desenvolver um novo sistema de alimentação.

O objectivo principal deste trabalho é o de se desenvolver um sistema que permita proceder à activação/desactivação, sem fios, de um sistema de telemetria implantado numa prótese de anca. Aproveitando as características próprias de um sistema deste tipo, deverá ser também possível a transmissão de dados para o interior do implante através de técnicas de ligação indutiva.

Este trabalho pretende ainda dar um contributo no desenvolvimento de sistemas de alimentação de implantes de utilização não ininterrupta, como o caso da prótese

da anca, numa tentativa de reduzir ou mesmo eliminar os problemas associados à utilização de baterias e da energia electromagnética. Por um lado pretende reduzir-se o problema do consumo indevido da energia das baterias quando o implante não está em utilização, aumentando-se o tempo de vida útil da bateria com o conseqüente aumento do tempo de vida do próprio implante. Finalmente pretende-se eliminar a necessidade de se utilizar aparelhagem colocada à volta de membros como braços, pernas e outras localizações, quando se utiliza a energia electromagnética.

## 1.4 Organização da dissertação

Esta dissertação é composta por seis capítulos. No presente capítulo, foi feito um resumo generalizado dos sistemas de alimentação usados no campo dos dispositivos biomédicos implantáveis, mostrando-se a necessidade de desenvolver novas soluções, ou melhorar as existentes. No capítulo 2 apresenta-se a indução electromagnética como solução para se atingir o objectivo de se transmitir energia e dados para o interior do implante, mas atingindo esse objectivo de uma forma não intrusiva, ao contrário do que acontece normalmente com estes sistemas. São descritos os problemas que lhe são mais característicos ou associados, tecendo algumas considerações para a resolução dos mesmos. No capítulo 3 é descrito o princípio de funcionamento do sistema de activação sem fios. No capítulo 4 apresenta-se um protótipo funcional do sistema de activação desenvolvido, tendo em vista a aplicação na qual este trabalho se insere, ou seja, uma prótese de anca. No capítulo 5 apresentam-se alguns resultados importantes bem como a discussão qualitativa e quantitativa acerca dos mesmos. Finalmente no capítulo 6 apresentam-se as conclusões finais bem como algumas perspectivas de trabalho futuro.



# 2

## Transmissão de energia e de dados em implantes biomédicos

---

Apesar dos constrangimentos apontados no capítulo 1, a indução electromagnética é ainda a tecnologia que se apresenta como a melhor solução para se atingir o objectivo de recuperação de energia para alimentar um sistema de activação, sem fios, de dispositivos biomédicos implantáveis. A mesma ligação indutiva pode também ser utilizada para a transmissão e recepção de comandos. Neste capítulo vai ser apresentada, em forma de resumo, a teoria por trás desta tecnologia sendo apontadas as vantagens e desvantagens da sua utilização neste trabalho em particular. Depois é apresentada uma proposta de uma nova abordagem, como tentativa de fazer face aos problemas encontrados com a forma habitual de se proceder.

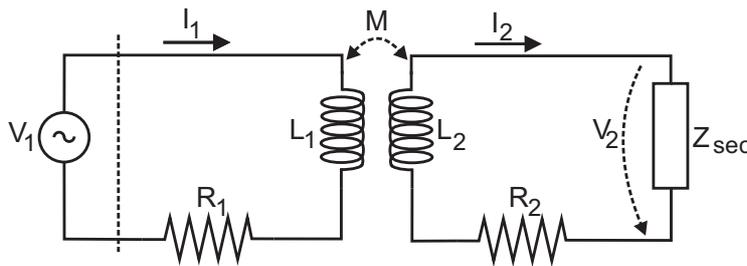
### 2.1 Fundamentos de indução electromagnética

A transferência de energia através de indução electromagnética é algo que já se encontra vastamente descrita em documentação técnica e científica (Catrysse et al., 2004; Puers et al., 2000; Zierhofer e Hochmair, 1996). De qualquer forma serão apontados alguns aspectos considerados importantes para o restante discurso.

### 2.1.1 Princípio de funcionamento

O princípio de funcionamento pode ser equiparado com o de um transformador simples, tendo em conta algumas condicionantes. A passagem de uma corrente alternada através da bobina primária induz o aparecimento de um campo magnético na sua vizinhança. Por seu lado, este campo induz o aparecimento de uma corrente, também ela alternada, numa bobina secundária que se encontre na proximidade da bobina primária.

A sua representação mais básica pode ser visualizada no modelo da figura 2.1, onde se incluem as indutâncias puras dos circuitos do primário e do secundário ( $L_1$  e  $L_2$ ) e as resistências dos seus enrolamentos ( $R_1$  e  $R_2$ ).  $Z_{\text{sec}}$  representa a impedância de carga do circuito secundário.



**Figura 2.1** – Princípio de funcionamento da indução electromagnética.

Com base no circuito da figura 2.1 obtêm-se as equações (2.1) a partir das quais se pode descrever o funcionamento do sistema.  $M$  representa a indutância mútua entre as duas bobinas,  $L_1$  e  $L_2$ .

$$\begin{aligned} V_1 &= j\omega L_1 I_1 + R_1 I_1 + j\omega M I_2 \\ V_2 &= -j\omega L_2 I_2 - R_2 I_2 + j\omega M I_1 \end{aligned} \quad (2.1)$$

A função de transferência do circuito e o rendimento do acoplamento indutivo são dois dos elementos que podem ser obtidos através das equações (2.1). Para tornar mais completo este resumo inicial, as mesmas são apresentadas através das equações (2.2) e (2.3), respectivamente.  $R_{\text{sec}}$  e  $X_{\text{sec}}$  são a parte real e imaginária de  $Z_{\text{sec}}$ . Estas equações, e muitas outras, podem ser obtidas em Catrysse et al. (2004).

$$\frac{V_2}{V_1} = \frac{j\omega M Z_{sec}}{\omega^2(M^2 - L_1 L_2) + j\omega(L_1 R_2 + L_2 R_1 + L_1 Z_{sec}) + R_1 R_2 + R_1 Z_{sec}} \quad (2.2)$$

$$\eta = \frac{\omega^2 M^2 R_{sec}}{R_1 [(R_2 + R_{sec})^2 + (\omega L_2 + X_{sec})^2] + \omega^2 M^2 (R_2 + R_{sec})} \quad (2.3)$$

A análise das equações revela que a transferência de energia está, até certo ponto, influenciada pela impedância da carga aplicada ao circuito secundário. De forma a tentar-se melhorar a transferência de energia a melhor abordagem passa pela colocação de um condensador, sintonizado, em paralelo com a carga. Escolhendo um condensador  $C_1$  que, para a frequência utilizada, permita obter um  $X_{C_1} = \omega L_2 = -X_{sec}$  a parcela  $(\omega L_2 + X_{sec})^2$  da expressão do rendimento é eliminada, resultando num aumento deste último.

Não obstante este melhoramento na eficiência na transferência de energia, a mesma é afectada de várias restrições, as quais serão analisadas de seguida. O conhecimento destas restrições é de importância vital para o desenvolvimento de sistemas de transferência de energia por indução electromagnética e mesmo para sistemas de transmissão de dados.

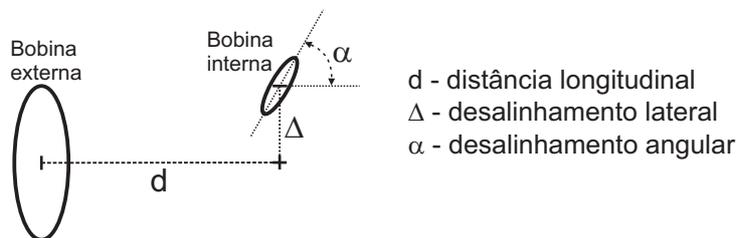
### 2.1.2 Eficiência e restrições na transferência de energia

Um dos problemas associados a estes sistemas é o facto de o rendimento na transferência de energia ser muito baixo. Mesmo após optimização, a eficiência anda perto dos 0,43 %, como reportado por Puers et al. (2000), considerando-se apenas o *link* indutivo. Tendo em conta todo o sistema secundário, a eficiência pode descer até aos 0,25 %. Estes valores são uma indicação clara de que o circuito externo (primário) deve dispendir muita potência para se poder receber umas poucas décimas de mW no circuito secundário.

De forma a optimizar a transferência de energia é normal utilizar-se um condensador, usualmente em paralelo com a bobina, de forma a atingir-se a ressonância para a frequência escolhida, obtendo-se o factor de qualidade óptimo. Ao atingir-se a

ressonância está-se a elevar o factor de qualidade  $Q$  do circuito. Quanto maior for o factor de qualidade  $Q$  do circuito ressonante maior será ainda a eficiência na transferência de energia. Estas considerações têm uma influência directa não só nos valores escolhidos para os componentes, mas também no material utilizado na concepção dos mesmos. O aumento do factor de qualidade pode contudo não ser uma vantagem em todos os sistemas. Quanto maior for o factor  $Q$ , mais estreita será a largura de banda do sistema e mais dificultada será a sintonia no circuito secundário. Quando se pretende simplificar este último circuito por motivos de maior integração do mesmo e redução do seu consumo de energia, deve encontrar-se um compromisso entre o factor  $Q$  e a simplicidade dos circuitos de sintonia.

O rendimento é também afectado pela distância entre as bobinas e pelo desalinhamento entre elas. Este aspecto pode ser visualizado na figura 2.2 (Catrysse et al., 2004; Zierhofer e Hochmair, 1996; Soma et al., 1987). Pelo esquema apresentado vê-se que quando se fala de desalinhamento entre bobinas, está-se a referir a dois tipos distintos, estando indicados na figura 2.2 como  $\alpha$  e  $\Delta$ .  $\alpha$  refere-se ao desalinhamento angular e  $\Delta$  ao desalinhamento lateral.

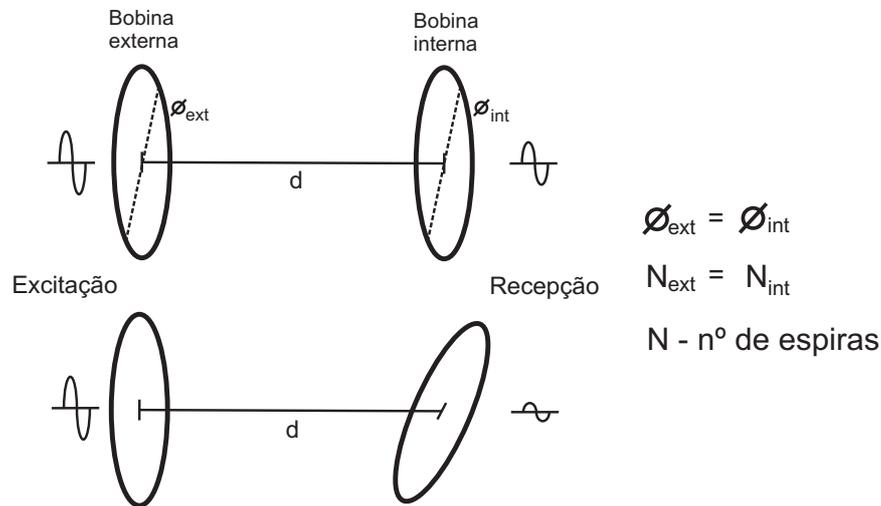


**Figura 2.2** – Influência na variação da disposição entre as duas bobinas.

Um estudo publicado por Catrysse et al. (2004) demonstra a forma como a transferência de energia é afectada quando a distância e os dois desalinhamentos são alterados em poucos centímetros.

Para uma maior transferência de energia a melhor abordagem é utilizar bobinas idênticas, ou seja, o diâmetro e número de espiras devem ser iguais. Contudo, isto trás desde logo dois problemas. Por um lado esta maior transferência de energia dá-se até uma determinada distância entre bobinas, estando esta distância de certa forma relacionada com o diâmetro das mesmas. Por outro lado esta configuração

fica muito mais susceptível ao desalinhamento angular ( $\alpha$ ) entre as bobinas. Tal facto é ilustrado na figura 2.3.



**Figura 2.3** – Máxima transferência de energia e problemas relacionados.

De forma a conseguir-se um compromisso entre uma boa transferência de energia e alguma tolerância ao desalinhamento angular ( $\alpha$ ) é necessário que exista uma diferença de tamanho entre as bobinas (Hochmair, 1984). Normalmente dá-se à bobina externa, responsável pela transmissão de energia, um diâmetro maior estando este diâmetro directamente relacionado com a distância a que as bobinas se devem localizar durante o funcionamento do sistema. Não existe propriamente um consenso quanto à forma de calcular o diâmetro da bobina externa, mas na maioria dos casos considera-se que tal diâmetro deverá ser duas vezes superior (ver figura 2.4) à distância entre as duas bobinas (Catrysse et al., 2004). Servindo simplesmente de apontamento, nos sistemas de identificação por radiofrequência (RFID), à bobina do leitor (*Reader*) é dado um raio  $\sqrt{2}$  vezes superior à distância que se pretende utilizar entre as bobinas do leitor e da *tag*. Isto leva naturalmente a um diâmetro  $2\sqrt{2}$  vezes superior à dita distância (Lee, 2003).

Considera-se concluída a análise do sistema de indução electromagnética de um ponto de vista geral, frisando os aspectos considerados importantes para o restante discurso. De seguida analisar-se-à o funcionamento destes sistemas tendo em conta o campo de utilização a abordar neste trabalho, ou seja, no campo das próteses.

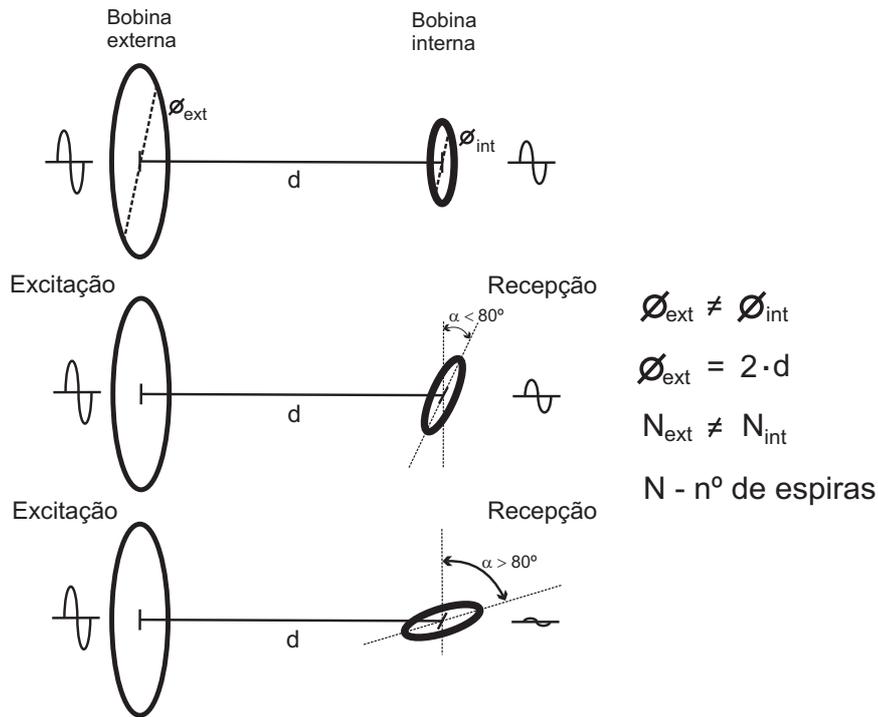


Figura 2.4 – Cálculo otimizado do diâmetro da bobina externa.

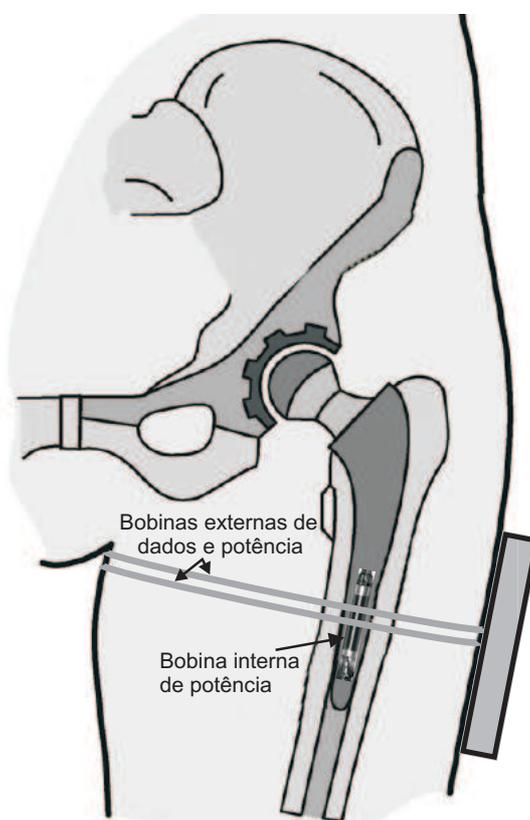
## 2.2 Ligação indutiva em próteses

Quando se entra no campo das próteses outros problemas emergem dos anteriormente referidos. De seguida é feita uma análise ao que se tem feito neste campo, apontando as suas vantagens e as suas desvantagens. Finaliza-se esta secção com a proposta de uma nova abordagem, na tentativa de se atingir o objectivo de libertar os movimentos do paciente e ainda assim poder recolher energia em quantidade suficiente para alimentar o sistema de activação e poder receber comandos utilizando a mesma ligação indutiva.

### 2.2.1 Configuração comum das antenas

Quando se passa para o caso particular de implantes no interior de próteses, em especial nos membros inferiores, surge outra questão. Conforme é típico nestes sistemas, tal como se pode visualizar na figura 2.5, a bobina externa tem um

diâmetro muito superior ao da bobina interna. Este diâmetro está directamente relacionado com o membro ao qual a mesma deve estar ligada. A necessidade de se utilizar uma bobina externa com um diâmetro tão grande, fica a dever-se principalmente ao formato, como que imposto, da bobina interna à prótese e ao posicionamento desta última no interior da prótese. De forma a tentar minimizar-se as perdas associadas, em grande escala, é conveniente que ambas as bobinas estejam o mais próximo possível uma da outra. Não havendo outra possibilidade, a única forma de as aproximar o mais possível implica a utilização da bobina externa em torno do membro ou área onde se encontra a bobina interna.



**Figura 2.5** – Exemplo da forma habitual de alimentação de uma prótese.

Como forma de se tentar melhorar a transferência de energia, e por motivos da geometria das próteses e do espaço disponível no interior das mesmas, o formato da bobina interna tem uma configuração diferente (ver figura 1.3) daquela descrita na secção anterior (por exemplo na figura 2.3). O diâmetro da mesma é reduzido e

como tal, para melhorar a recepção de energia, através do aumento do número de espiras, o único caminho a seguir é aumentar o comprimento da mesma.

Como também se pode ver na figura 2.5, tipicamente, estes sistemas dispõem de uma segunda bobina externa, cuja função é a de receber dados vindos do interior da prótese (Puers et al., 2000). Naturalmente que é necessário ter em conta a proximidade entre as bobinas externas e garantir que ambas não se influenciem negativamente. O mesmo se passa no interior da prótese onde o conjunto de bobinas utilizado deve ser implementado de forma a que não se influenciem negativamente.

Esta configuração de bobinas vem acompanhada de algumas vantagens, mas também traz consigo algumas desvantagens ou inconvenientes.

### **2.2.2 Vantagens e desvantagens**

O princípio de funcionamento da indução electromagnética ainda se verifica, uma vez que as bobinas se encontram na proximidade uma da outra e estão concêntricas uma com a outra. Este último aspecto implica desde já que não deverão haver problemas de maior relativamente ao desalinhamento entre elas. O desalinhamento lateral ( $\Delta$  na figura 2.2) nunca acontecerá uma vez que a localização das duas bobinas pode ser considerada como estática. O desalinhamento angular ( $\alpha$  na figura 2.2) por seu turno não deverá acontecer, pelo menos em grande medida, uma vez que o sistema externo é geralmente desenvolvido de forma a minimizar o mesmo. Naturalmente, como é um sistema externo e, como tal, removível, poderá nem sempre ser colocado da melhor forma. De qualquer forma, como visto anteriormente, o facto de a bobina externa possuir um diâmetro muito maior do que o da bobina interna, torna esta configuração como que insensível ao deslocamento angular.

Neste caso particular, tem-se ainda a vantagem de se poder controlar a distância longitudinal entre as mesmas, sendo neste caso, e teoricamente, considerada nula. Naturalmente que o comprimento da bobina interna levará a uma certa distância de separação entre as suas extremidades e a localização da bobina externa, mas o tamanho desta última e o campo electromagnético gerado por ela deverão ser

suficientes para minimizar de certa forma esta separação.

Muito embora os problemas apontados na secção anterior pareçam estar minimizados, principalmente devido à localização das bobinas e ao facto de as mesmas poderem ser consideradas posicionalmente estáticas, o facto de a bobina externa possuir um diâmetro muito superior relativamente ao diâmetro da bobina interna leva a uma redução significativa na eficiência da recepção de energia (Puers et al., 2000). A implicação deste facto é o de levar à utilização de uma energia considerável no circuito de transmissão externa de potência de forma a poder-se recolher umas poucas décimas de mW no circuito interno.

De qualquer forma, o pobre acoplamento entre as bobinas torna a bobina externa de potência como que insensível aos sinais produzidos no circuito interno à prótese. Considerando que estes sinais, na forma de dados, são transmitidos para o exterior a uma frequência diferente daquela à qual a bobina de potência externa está sintonizada, menor ainda é a influência que esses sinais exercem sobre ela. Sem existir a necessidade de implementar circuitos de compensação é possível simplificar os circuitos de transmissão interna e os de recepção externa.

Verifica-se também que esta configuração de bobinas não parece estar preparada para a transmissão de comandos e/ou dados para o interior da prótese, pois parece indicar que, para que tal acontecesse, seria necessário um terceiro conjunto de bobinas interna e externa. Como seguimento, seria necessário mais um conjunto de circuitos, interno e externo, para fazer face a mais esta função.

Para finalizar, volta a apontar-se o facto desta configuração de bobinas ser incómoda para o paciente. Além de também inestética, esta configuração é muito mais sensível ao dano, conduzindo a inconvenientes óbvios. Por seu turno, o incómodo provocado pode indicar também que o paciente não irá fazer movimentos muito naturais quando os testes à prótese são efectuados. Isto poderá até certo ponto invalidar o resultado desses testes.

Surge assim a necessidade de se encontrar uma nova configuração que permita a transferência de energia e transmissão/recepção de comandos e/ou dados de forma não intrusiva e incómoda.

### 2.2.3 Proposta de nova configuração das antenas

Pelo que foi descrito em secções anteriores, alcançar uma solução mais cómoda para o paciente parece ser uma tarefa algo difícil de cumprir. No entanto após algum estudo foi possível encontrar uma configuração de bobinas que permite alcançar o pretendido. Tendo em conta o projecto ao qual este trabalho está ligado, este estudo teve como base a solução para uma prótese de anca. Contudo, o mesmo pode ser utilizado com outros sistemas, procedendo-se às adaptações julgadas necessárias.

A questão que se põe é: qual o posicionamento óptimo das bobinas de forma a libertar o paciente de aparelhagem a ele amarrada? Uma solução que demonstrou algum potencial, e possivelmente a mais óbvia, pode ser visualizada na figura 2.6. A bobina interna deverá ter um formato não muito comum como se verá de seguida. A bobina externa por seu turno terá um diâmetro relativamente inferior ao da bobina externa, vista na figura 2.5, com as eventuais vantagens de tal arranjo.

Antes de se poderem tecer considerações acerca da bobina interna à prótese é igualmente necessário conhecer-se o ambiente onde a mesma vai ser utilizada, ou seja, o interior da prótese. A figura 2.7 permite visualizar o espaço de manobra possível de obter com a prótese escolhida para o desenvolvimento do projecto (Simões e Marques, 2005; Simões et al., 2000). Para que a prótese tenha a consistência requerida a um funcionamento real é necessário que a espessura da mesma tenha um mínimo de 2,0 mm. O volume à disposição pode ser considerado suficiente, tendo em conta o espaço disponível noutros implantes. Mesmo assim, a geometria da prótese vai influenciar a geometria da bobina.

O ideal seria que a bobina interna tivesse um formato circular, como visto anteriormente, mas para tal ser possível, o diâmetro desta teria de ser demasiado pequeno. Mesmo considerando ser possível a recepção de energia, a mesma teria de possuir um número considerável de espiras, não sendo tal aconselhável, ou mesmo possível, devido ao espaço reduzido disponível no interior da prótese. Assim sendo, a alternativa em vista é a utilização de uma configuração em forma de elipse, tal como se vê na figura 2.8. Esta imagem deve ser interpretada como mera representação da geometria da bobina bem como a localização da mesma no interior da prótese.

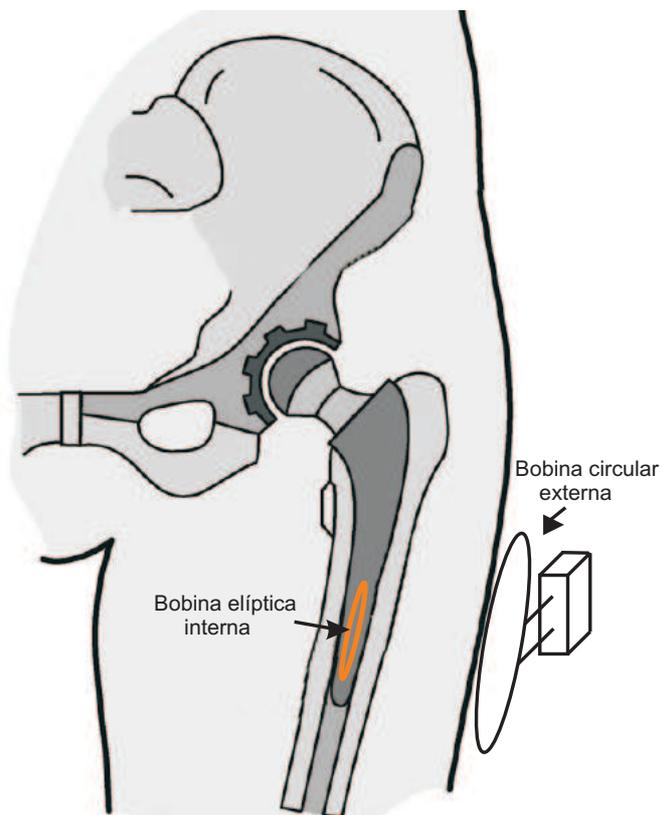
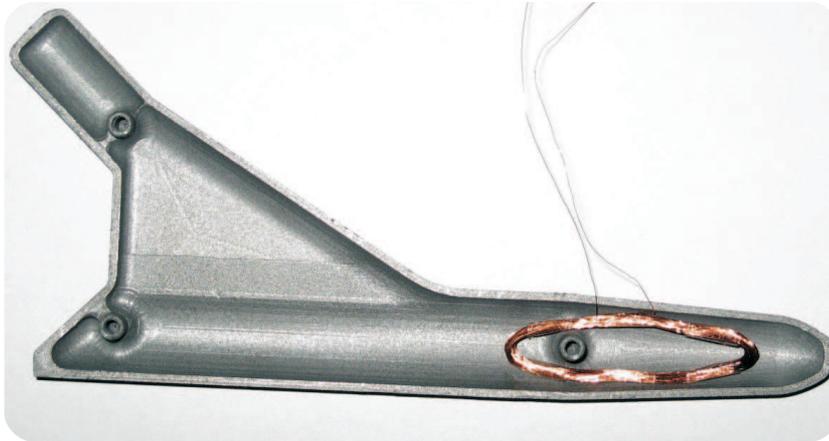


Figura 2.6 – Possível disposição das bobinas.



Figura 2.7 – Modelo de prótese de anca em corte transversal realizada em prototipagem rápida no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

Esta configuração de antenas pode ser considerada como uma aplicação directa do princípio de funcionamento da indução electromagnética. O facto de a bobina



**Figura 2.8** – Formato da bobina interna à prótese e sua possível localização.

interna ser elíptica não deverá ter implicações muito acentuadas na recepção de energia e/ou dados, desde que a mesma não seja muito fechada, ou seja, exista uma determinada distância mínima entre os dois lados que se encontram a menor distância um do outro. A bobina externa por seu turno terá um diâmetro superior ao da bobina interna, de forma a maximizar o alcance do campo electromagnético e de forma a diminuir o efeito do desalinhamento angular que poderá existir aquando do seu manuseamento pelo pessoal médico. O seu maior diâmetro deverá possibilitar também alguma folga quanto ao desalinhamento lateral. Não se considera como vantajoso, neste estágio, dotar a bobina externa de um formato elíptico, sendo assim mantido o formato circular.

Tendo em conta a localização da prótese de anca e, dentro desta, a localização da bobina interna, consideram-se 3 cm como a distância mínima entre as bobinas. Sendo assim, o sistema de transferência de energia/dados deve funcionar pelo menos até esta distância. Uma vez escolhida a disposição e localização das bobinas é necessário definir algumas das suas características e verificar outros aspectos de igual importância.

## 2.3 Limitações de utilização numa prótese de anca

Muito embora seja considerado que a proposta de nova configuração de antenas seja desejável e provida de algumas vantagens em relação ao que é normal encontrar-se nestes sistemas, também neste caso devem ser tidas em conta as várias limitações de ordem física e de materiais, de forma a poder-se aferir quanto à sua possibilidade real de implementação.

### 2.3.1 Influência do material da prótese

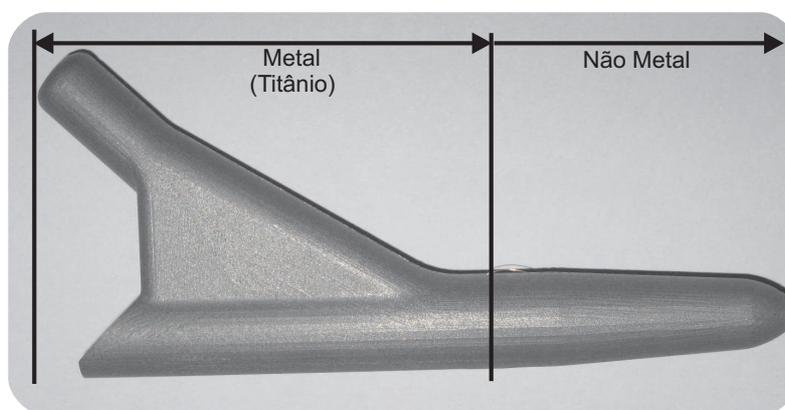
Uma vez escolhida uma nova configuração e localização da bobina interna à prótese, uma questão deve ser tratada. O titânio e outros tipos de metais são comuns na composição das próteses mais modernas (Simões et al., 2000; Simões e Marques, 2005). Qual a influência do metal sobre a transmissão de energia?

De forma a conseguir-se transmitir energia para o interior de uma prótese metálica é necessário utilizar uma frequência muito baixa. São utilizadas frequências na ordem das unidades de KHz, como por exemplo, os 4 KHz utilizados no trabalho apresentado por Graichen et al. (2007).

Como um dos objectivos deste trabalho é o de se transmitir dados, esta frequência é inadequada para tal função. Aumentando a frequência para os 125 KHz, foi estudada a influência da proximidade entre o metal e a bobina. Este estudo encontra-se documentado no Anexo A desta dissertação. Chegou-se à conclusão de que a transmissão de energia fica aquém do necessário para alimentar todo o sistema implantado, mesmo para os 3 cm de distância mínima considerada.

Tendo em conta o exposto, de forma a poder transmitir-se dados e energia, utilizando a mesma bobina receptora, é absolutamente necessário que a zona da prótese onde a bobina interna se encontra localizada não seja composta de material metálico. Para que a rigidez mecânica do implante esteja garantida, a parte superior da prótese e uma parte da haste devem ser impreterivelmente compostas de metal. Contudo

desde esse ponto até à ponta da haste, outro tipo de material pode ser utilizado, desde que seja utilizado material biocompatível e com a dureza requerida. A figura 2.9 permite dar uma ideia do que foi descrito. Até ao momento da finalização desta dissertação, não foi possível obter as dimensões concretas das partes metálica e não metálica da prótese a utilizar, uma vez que é necessário que os parceiros do projecto no qual este trabalho se inclui, responsáveis pelo desenvolvimento da prótese em si, efectuem estudos elaborados de forma a determinar essas dimensões para que a prótese esteja dentro das normas requeridas à sua construção, nomeadamente os necessários testes de fadiga.



**Figura 2.9** – Parte metálica e não metálica de uma prótese de anca.

Além do metal da prótese, o material biológico (tecido humano), no qual esta última é introduzida exerce a sua influência negativa sobre a permeabilidade às ondas electromagnéticas.

### 2.3.2 Influência do material biológico

Foi verificado que as ondas electromagnéticas são afectadas quando estas atravessam tecido biológico. À falta de uma melhor forma de se determinar esta afectação é utilizado o conceito de *Skin Depth*. A *Skin Depth* define, em metros, a profundidade de penetração de uma onda electromagnética num objecto condutor. Sendo os tecidos humanos constituídos, em grande percentagem, por água, considera-se que este índice pode ser aplicado sobre os mesmos. A *Skin Depth*,  $\delta$  (m), é calculada

tendo em conta a frequência,  $f$  (Hz), a permeabilidade magnética do meio,  $\mu = \mu_0\mu_r$  ( $\text{N}\cdot\text{A}^{-2}$ ), e a condutividade eléctrica,  $\sigma$  (mho/m), do objecto a atravessar. A mesma pode ser calculada com recurso à equação (2.4).

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{\pi\mu\sigma f}} \quad (2.4)$$

A tabela 2.1 apresenta valores de *Skin Depth* medidos para alguns materiais e para algumas das frequências mais comuns em sistema RFID. É verificado que a frequência de 125 KHz é aquela que menos é afectada para os vários materiais testados. O caso de maior interesse é o facto de se notar que tecidos biológicos parecem não ter grande efeito sobre esta frequência. Por este motivo, quando se fala de sistemas RFID de identificação de pessoas ou animais esta frequência é a mais utilizada (Dobkin, 2008).

**Tabela 2.1** – *Skin Depth* para vários materiais comuns.

Material	<i>Skin Depth</i>			
	125 KHz	13.56 MHz	900 MHz	2.4 GHz
Água	8 m	2 m	4 cm	8 mm
Tecido animal	2 m	60 cm	2 cm	8 mm
Alumínio	0,23 mm	71 $\mu$ m	2,7 $\mu$ m	1,6 $\mu$ m
Cobre	0,18 mm	55 $\mu$ m	2,1 $\mu$ m	1,3 $\mu$ m

Verifica-se assim que não é aconselhável ultrapassar um determinado valor de frequência, principalmente quando uma das tarefas em vistas é a de transmissão de energia. Em campo aberto pode considerar-se que quanto maior a frequência, maior a transferência de energia, para a mesma distância entre antenas. Mas quando o sistema se encontra envolvido por material biológico esse aumento de energia transferida já não se verifica. Mais uma vez utilizando a tabela 2.1, verifica-se que acima dos 13,56 MHz vai-se tornando muito menor o alcance do sistema, implicando que, mantendo sempre a mesma distância entre antenas, quanto maior for a frequência utilizada menor vai ser a energia recolhida pelo sistema secundário.

### 2.3.3 Gama da frequências sugerida

Tendo em conta todos os aspectos tratados até ao momento é de grande importância definir uma gama de frequências, não muito rígida, que permita a transferência de energia e transmissão de comandos e/ou dados através da indução electromagnética. A escolha dessa gama de frequências está directamente relacionada com vários aspectos e/ou condicionada pelos mesmos. A escolha recairá sobre aquela que permita o melhor compromisso de forma a ter em conta os seguintes aspectos.

- *Configuração de bobinas usadas no sistema,*
- *Transmissão de energia e dados devem utilizar as mesmas bobinas,*
- *Transmissão possível através de tecidos biológicos.*

A configuração de bobinas sugerida, inviabiliza (Dobkin, 2008) desde logo a utilização de frequências nas bandas acima da banda HF (*High frequency*)<sup>1</sup>, uma vez que não são adequadas para um funcionamento optimizado a essas frequências. Mesmo parte da banda MF (*Medium Frequency*)<sup>2</sup> não se adequa a um funcionamento optimizado com o tipo de configuração de bobinas escolhidas.

Por outro lado, sendo pretendida a transmissão de energia e dados, utilizando as mesmas bobinas, implica desde logo que a frequência a utilizar não pode ser demasiado baixa, tal como a requerida quando se pretende transmitir energia para um sistema envolvido por metal como o apresentado por Graichen et al. (2007).

Tendo em conta todos estes condicionalismos e as escolhas efectuadas em outros trabalhos (Carlson et al., 1974; Bashirullah et al., 2003; Lenaerts e Puers, 2007; Puers et al., 2000; Catrysse et al., 2004; Lehmann e Moghe, 2005) considera-se que a gama de frequências mais adequada a este trabalho se encontra entre a centena de KHz e a dezena de MHz. Não sendo de forma alguma uma gama rígida dir-se-ia que a mesma estará entre 0,1 e 10 MHz.

---

<sup>1</sup>Banda HF – 3MHz a 30MHz

<sup>2</sup>Banda MF – 300KHz a 3MHz

Uma vez tratados os vários aspectos relativos à utilização da indução electro-magnética no campo das próteses pode avançar-se para a análise dos sistemas de recolha de energia.

## 2.4 Transferência de energia

De forma a colocar em funcionamento o sistema de activação é necessário, em primeiro lugar, fornecer energia ao mesmo. Uma vez determinada uma nova disposição de antenas é necessário encontrar uma forma de recolher energia suficiente com as mesmas.

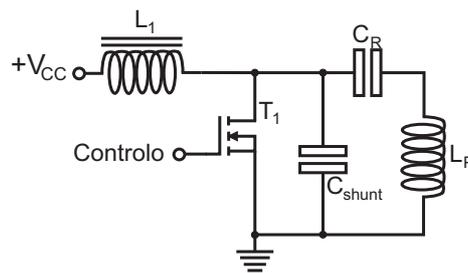
### 2.4.1 O sistema de emissão

Como visto anteriormente, é necessário fornecer uma potência considerável aos circuitos internos à prótese, de forma a conseguir-se recolher umas poucas unidades ou poucas dezenas de mW. É necessário então fazer passar uma corrente alternada, de certa forma elevada, pelo enrolamento da bobina externa para que se possa produzir um campo electromagnético com uma intensidade útil para este sistema.

Uma primeira abordagem passaria pela utilização de circuitos osciladores. No entanto estes circuitos não têm a capacidade de fornecer correntes elevadas, sem que os mesmos dispendam energias elevadas, com a desvantagem acrescida de perdas elevadas. Assim sendo, a outra possibilidade passa pela utilização de amplificadores RF de alta potência. De entre as várias classes de amplificadores disponíveis, as que permitem alcançar esta função e ainda assim atingir uma eficiência elevada são as classes D e E. Ambas as classes possuem uma eficiência teórica de 100 %, mas na prática a mesma é geralmente superior a 90 %. A escolha entre elas fica a dever-se a particularidades que em nada têm a ver com o sistema aqui estudado.

Tendo em conta que a configuração em classe E já foi vastamente testada nestes sistemas (Bashirullah et al., 2003; Lenaerts e Puers, 2007; Puers et al., 2000; Catrysse et al., 2004) é proposta a sua utilização também neste trabalho. De qualquer forma,

esta classe facilita a futura modulação de sinais, tal como será pretendido aquando da transmissão de comandos e/ou dados para o interior da prótese. Na figura 2.10 pode ser visualizada uma representação simplificada de um amplificador RF de classe E. No entanto o amplificador em classe E em si está representado na sua totalidade, faltando apenas os circuitos de apoio compostos pela alimentação e pelo controlo do transístor a funcionar como interruptor.



**Figura 2.10** – Configuração simplificada de um amplificador RF de classe E.

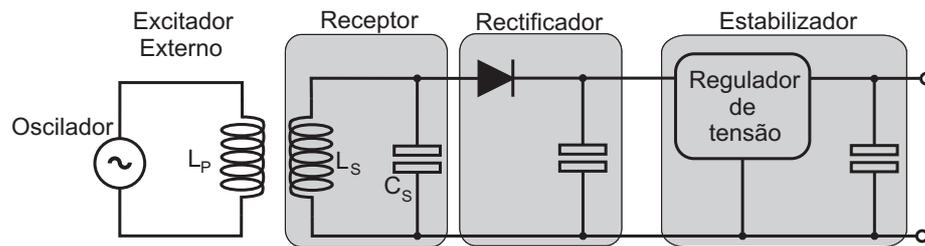
A elevada eficiência deste circuito fica a dever-se ao facto de que, quando a tensão entre dreno e fonte do transístor é máxima, a sua corrente é nula. Por outro lado, quando a sua corrente é máxima a tensão é nula. As únicas perdas verificadas ficam a dever-se ao facto de não se conseguirem anular completamente os dois componentes nos momentos precisos.

Dispondo de um emissor capaz de transmitir energia a um circuito secundário, pode passar-se à análise de implementações deste último.

### 2.4.2 Recuperação de energia

Nos sistemas de alimentação por indução electromagnética é usual utilizar-se a configuração de ressonância paralela como forma otimizada de obtenção de energia para alimentar a electrónica dos implantes. A figura 2.11 permite visualizar um esquema simplificado do que normalmente se pode encontrar em sistemas deste tipo.

Logo após o circuito ressonante, interno ao implante, é normal proceder-se, de imediato, à rectificação do sinal recebido. A rectificação é geralmente obtida por



**Figura 2.11** – Circuito básico de alimentação de implantes, utilizando a ressonância paralela.

um único díodo de germânio, ou equivalente, de forma a reduzir ao máximo a perda de potencial com esta função. No entanto, em alguns casos também são utilizadas pontes de díodos. Dependendo da necessidade de um potencial estável é normal utilizar-se também um regulador de tensão com baixa queda de tensão (*LDO*).

Muito embora esta seja a abordagem normalmente utilizada nestes sistemas, tem que se ter em conta que é pretendida a utilização de uma nova configuração de antenas. Assim sendo torna-se necessário analisar se a configuração de ressonância paralela continua a ser o caminho a seguir.

### 2.4.3 Análise crítica da ligação indutiva

De forma a testar a quantidade de energia possível de obter foram utilizados os circuitos presentes na figura 2.12. Por motivos de consistência foi utilizada a mesma bobina de recepção presente no estudo apresentado em anexo (Anexo A). Aumentando, por passos, a alimentação fornecida ao circuito de excitação externa ( $V_{CC}$ ), foi medida a potência entregue a uma carga, para uma distância de 3,5 cm entre bobinas. O resultado deste ensaio pode ser visualizado no gráfico apresentado na figura 2.13. Neste mesmo gráfico pode também ser visualizada a influência do metal da prótese sobre a energia possível de captar. Nas figuras 2.14 e 2.15 são apresentados os gráficos relativos à tensão e corrente obtidos, de forma a ter-se uma noção dos níveis que se podem esperar.

A análise destes gráficos permite, mais uma vez, chegar à conclusão que a utilização da bobina na proximidade directa com o metal da prótese não permite recuperar energia com níveis considerados úteis para o sistema em vista. No caso da utilização

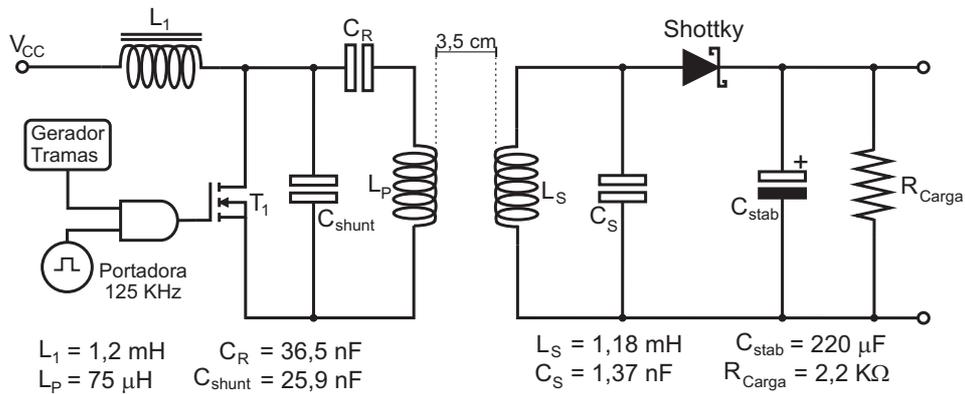


Figura 2.12 – Circuito de testes de ressonância paralela no circuito secundário.

da bobina livre de metal, ao aumentar o nível de alimentação do circuito de excitação externa verifica-se um aumento gradual no nível das várias grandezas físicas testadas. No caso da utilização da combinação bobina-prótese, além do nível dessas grandezas ter um aumento pouco significativo, os mesmos níveis parecem estagnar quando a alimentação externa atinge os +10 V. Atinge-se assim o que pode ser considerada a saturação da bobina.

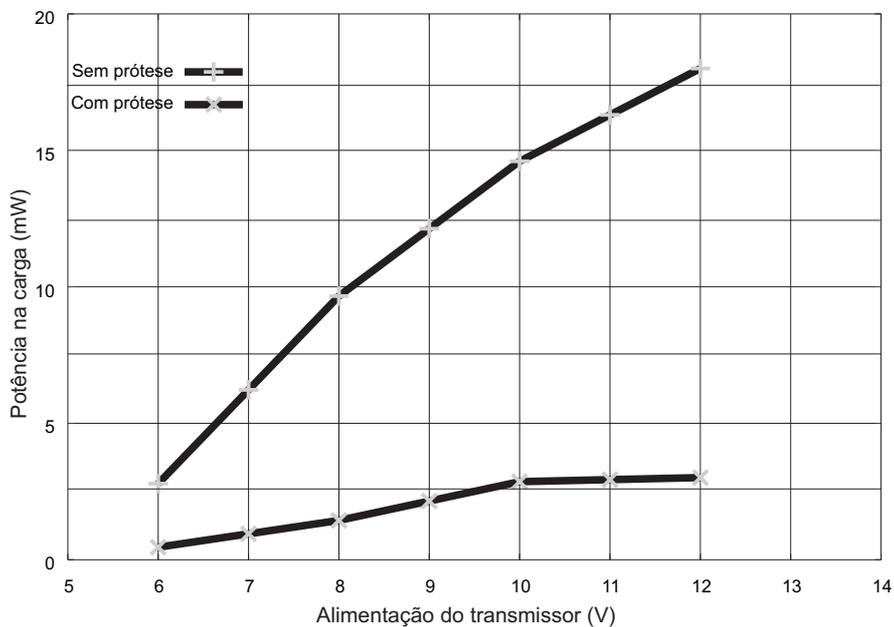


Figura 2.13 – Energia induzida versus alimentação do transmissor.

Para uma alimentação de +12 V mediu-se uma tensão um pouco acima de +6 V, na

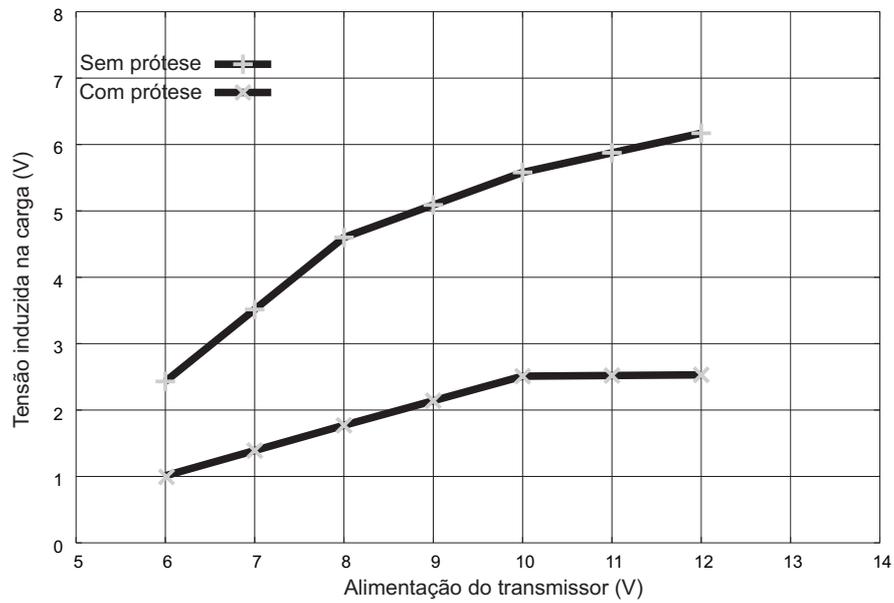


Figura 2.14 – Tensão induzida *versus* alimentação do transmissor.

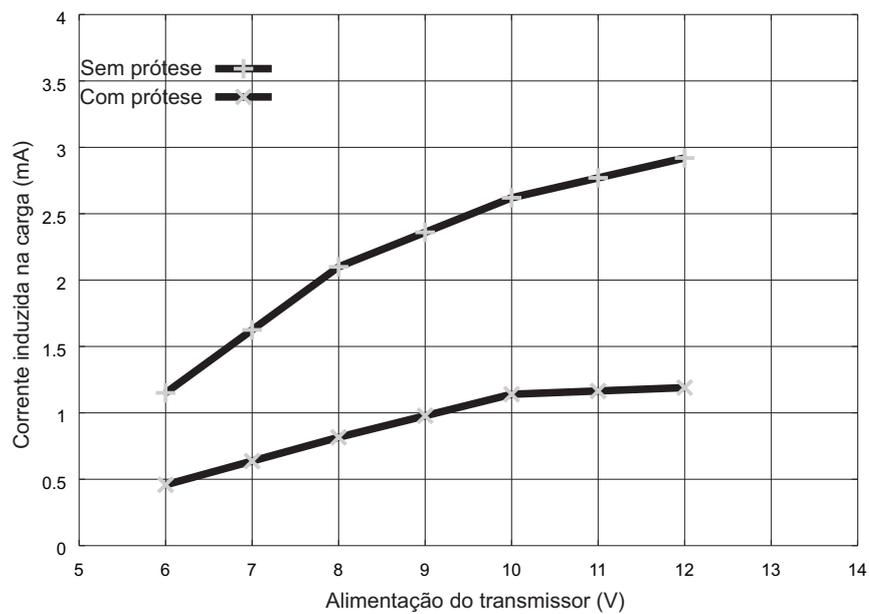
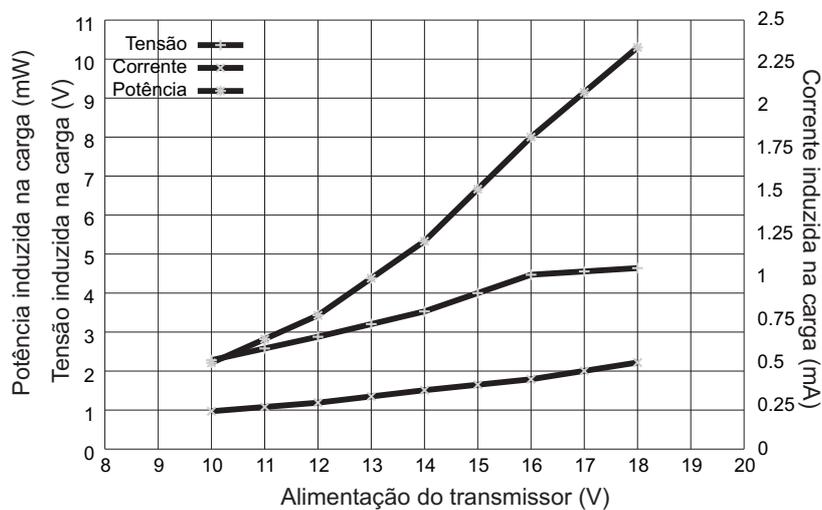


Figura 2.15 – Corrente induzida *versus* alimentação do transmissor.

carga, com uma corrente que se aproxima muito dos 3 mA. Estes valores podem ser considerados suficientes para alimentar um circuito electrónico de baixo consumo, mas a bobina utilizada no protótipo do activador tem cerca de metade do tamanho da utilizada nos testes anteriores. Assim sendo, o nível de energia possível de captar

vai ser naturalmente inferior. O gráfico da figura 2.16 permite verificar isto mesmo. Para este teste foi utilizado o mesmo circuito da figura 2.12 com a natural alteração do condensador em paralelo com a bobina utilizada no protótipo para que entrem em ressonância para a frequência escolhida. A bobina utilizada no protótipo tem uma indutância relativamente inferior da apresentada na figura 2.12. Neste último caso não foram considerados os efeitos do metal, uma vez que os mesmos já foram vastamente testados e chegou-se à conclusão que não pode haver metal em contacto directo com a bobina, ou mesmo à volta da mesma.



**Figura 2.16** – Tensão, Corrente e potencial induzidos versus alimentação do transmissor, para o caso da bobina usada no protótipo.

Mesmo para uma alimentação de 18 V no lado do transmissor, só foi possível induzir uma tensão de 4,64 V. A corrente obtida na carga foi de apenas 2,22 mA levando a uma potência, na mesma, de 10,30 mW. A alimentação de 18 V levou a um aquecimento exagerado da bobina do transmissor sendo considerado um valor demasiado elevado para ser considerado.

Na maioria das aplicações esta solução faz a sua função, mas no caso em estudo tal não é possível. O formato, tamanho e número de espiras possíveis de utilizar, bem como a distância a percorrer, não permitem a recepção de energia em quantidade considerada necessária para alimentar devidamente os circuitos do implante do sistema final. Isto não é de forma alguma o pretendido e, como tal, existe a

necessidade de uma nova abordagem.

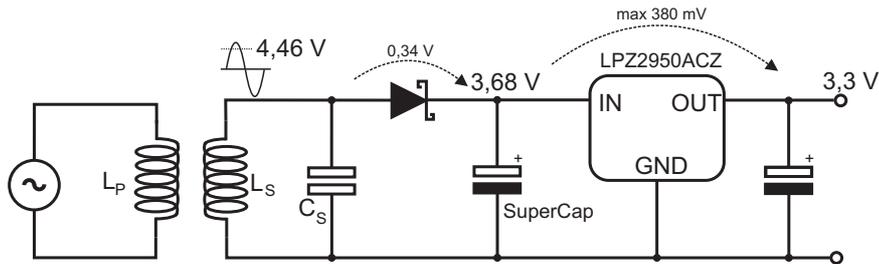
#### 2.4.4 Armazenamento de energia

A abordagem seguinte passa então pelo armazenamento de energia de forma a obter-se um potencial e corrente em níveis aceitáveis para alimentar os circuitos utilizados no activador. O elemento de armazenamento de energia deve poder entregar energia em quantidade suficiente e pelo tempo necessário para o activador entrar em funcionamento e executar a sua função.

Hoje em dia existem algumas possibilidades para o lugar de elemento armazenador de energia. Aqueles que apresentam características que se aproximam do pretendido são os condensadores designados como *supercondensadores* ou baterias designadas por *thin film battery* desenvolvidas pela empresa Cymbet (Cymbet, 2009). Os *supercondensadores* não têm uma capacidade de carga tão elevada como uma bateria, mas as suas características são superiores a um condensador normal, podem ser carregados de forma tão simples como um condensador de uso comum e o número de cargas/descargas é virtualmente infinito. Por outro lado, soluções como as *thin film battery* possuem características de uma bateria, mas exigem circuitos de carga algo complexos quando comparados com o necessário para carregar um *supercondensador* e ao contrário destes, têm um número de processos de carga/descarga finitos. Os elementos da Cymbet podem, contudo, ser carregados cerca de 5000 vezes o que é extraordinário quando comparado com outros tipos de baterias (Soykan, 2002). Tendo em conta as várias características, a escolha para elemento armazenador de energia recai sobre a utilização de um *supercondensador*.

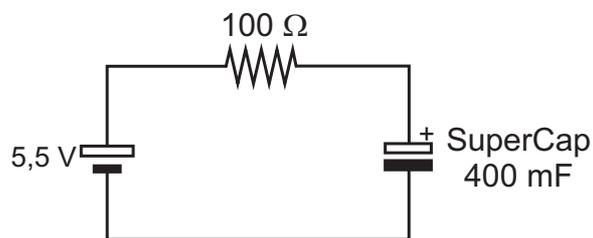
Por questões de estabilidade na tensão disponível para a electrónica foi decidido que será necessário utilizar um regulador de tensão, de forma a estabilizar o potencial a fornecer aos circuitos do activador. Tendo em conta o tipo de microcontrolador que se pretende usar, foi também deliberada a necessidade de se dispor de uma tensão regulada de 3,3V. Mesmo utilizando um regulador de tensão de baixa queda de tensão, como por exemplo o *LP2950ACZ* é necessário que ao mesmo sejam entregues, na pior das condições, 3,68 V na sua entrada. Isto implica que este potencial deve

estar disponível aos terminais do condensador. Mesmo considerando que é possível carregar o mesmo a 90 % do potencial que lhe é aplicado, seria necessário que este último fosse de, no mínimo, 4,46 V. Conta-se também uma queda de tensão máxima de 0,34 V no diodo Schottky rectificador. A figura 2.17 pretende mostrar os vários níveis de potencial requeridos, de forma a obterem-se 3,3 V regulados.



**Figura 2.17** – Potenciais requeridos para a obtenção de 3,3 V à saída de um regulador de tensão de baixa queda de tensão.

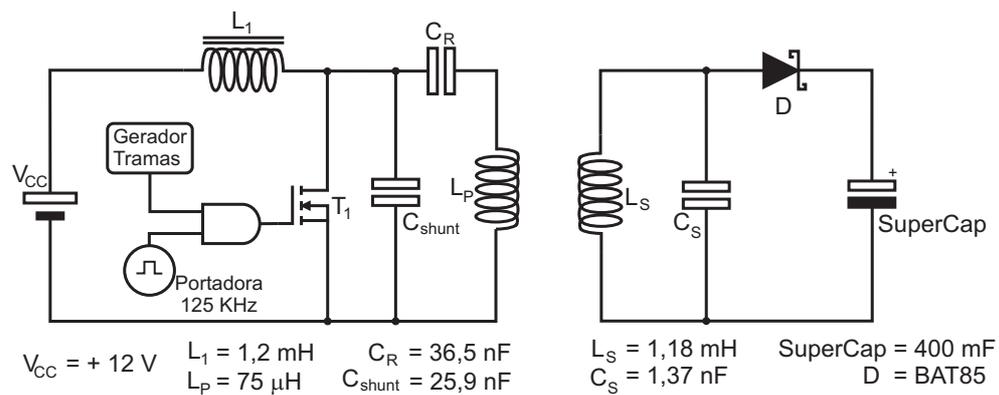
Os gráficos da figura 2.16 mostram dois problemas claros. Em primeiro lugar não se consegue obter o potencial requerido para carregar o condensador com 3,68 V, pelo menos para uma alimentação segura do lado do transmissor (+12 V). Em segundo lugar a corrente é extremamente baixa para carregar o condensador num tempo mínimo. Utilizando o circuito da figura 2.18 foi testado o tempo necessário para carregar um *supercondensador* de 400 mF, da empresa AVX, com a referência BZ025A404ZAB. Mesmo com uma corrente inicial de 55 mA foi apontado um tempo de 3 minutos e 27 segundos para carregar o *supercondensador* a 90 % do potencial a ele entregue.



**Figura 2.18** – Teste de carga de um supercondensador.

Para se ter uma noção mais perto do real foi utilizado o circuito presente na figura 2.19, onde é novamente utilizada a bobina do circuito da figura 2.12, uma

vez que foi possível obter um potencial de 6 V com a mesma. Foram necessários cerca de 74 minutos para se atingirem 4,5 V aos terminais do *supercondensador*, sem aplicar qualquer carga ao mesmo.



**Figura 2.19** – Teste de carga de um supercondensador com um circuito ressonante paralelo.

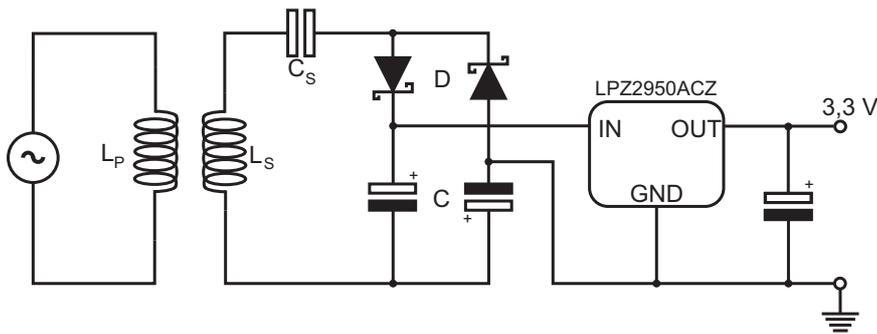
Tudo o que foi descrito até este ponto serve para provar que a configuração de ressonância paralela não permite atingir a carga, em tempo reduzido e quantidade necessária, do elemento armazenador de energia. Torna-se assim necessário encontrar uma outra solução para este problema.

## 2.5 Proposta de nova solução

Ficou provado, na secção precedente, que a indução electromagnética é a tecnologia a seguir para se alcançar o pretendido, ou seja, alimentar por breves instantes um circuito que permita activar o sistema de telemetria. Contudo, a configuração normalmente utilizada, de ressonância paralela, não se adequa à nova disposição de antenas que se pretende utilizar. Por outro lado foi verificado que o armazenamento da energia recebida é algo a perseguir. Surge assim a necessidade de se utilizar um novo sistema de recepção de energia que permita carregar de forma otimizada o elemento de armazenamento de energia. Esse sistema é apresentado de seguida.

### 2.5.1 Circuito ressonante série

A configuração de circuito ressonante paralelo no receptor é afectada por alguns problemas. O nível de tensão na indutância é severamente afectado de acordo com a impedância de carga apresentada ao secundário. Ao afectar a amplitude do sinal vai também dificultar a desmodulação dos sinais recebidos, levando à necessidade de realização de circuitos de desmodulação mais complexos. Por seu turno, a corrente entregue à carga é igualmente reduzida. A configuração de circuito ressonante série consegue atenuar estes problemas, mas para que seja possível atingir a diferença de potencial requerida, a apresentar ao regulador de tensão, é necessário recorrer a uma configuração algo diferente do que seria de esperar. A configuração apresentada na figura 2.20 é baseada no estudo apresentado por Sacristán-Riquelme et al. (2008).



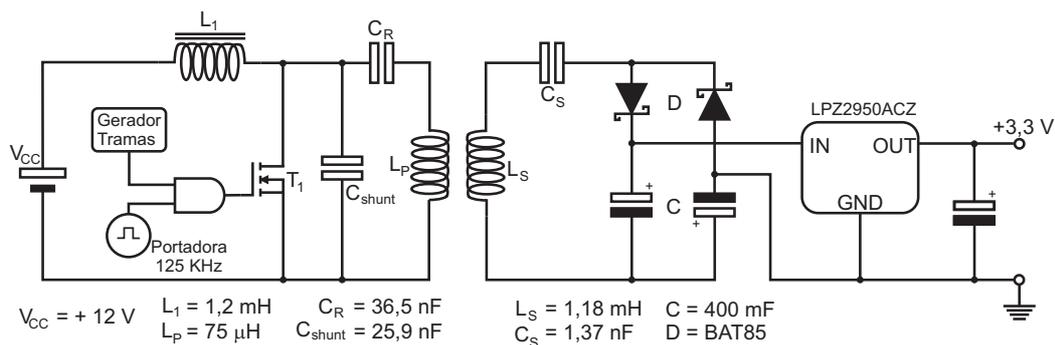
**Figura 2.20** – Circuito de recepção em configuração ressonante série.

Tal como se pode ver na figura 2.20, além do condensador de sintonia ( $C_s$  na figura) estão também em série com a bobina, os elementos de rectificação e filtragem do sinal. Cada semi-onda do sinal percorre um diodo de cada vez carregando o respectivo condensador. A tensão entre os condensadores constitui o sinal já rectificado e filtrado, a entregar ao regulador de tensão. O sinal induzido na bobina quase não é afectado pela carga apresentada. Por seu lado, desprezando algumas perdas, toda a corrente (energia) percorre os condensadores de filtragem ( $C$  na figura) possibilitando a sua carga num tempo mais reduzido e possibilitando chegar a tensões mais elevadas. O sinal, não sendo afectado, permite a utilização de um circuito de desmodulação mais simplificado. Em relação à configuração paralela a única desvantagem cinge-se ao facto de ser necessário o dobro dos elementos de

rectificação e filtragem.

É um requisito necessário para que esta configuração funcione que a capacidade dos condensadores  $C$  seja muito superior à capacidade do condensador de sintonia  $C_S$ . Neste caso não existe problema uma vez que é pretendida a utilização de *supercondensadores*, implicando desde logo numa capacidade da ordem dos mF, sendo muito superior à capacidade, da ordem das unidades de nF, do condensador de sintonia.

Surge agora a necessidade de se testar este circuito em relação ao tempo de carga dos condensadores, ou dito de outra forma, o tempo que demora até se poder dispor de 3,3 V à saída do regulador de tensão utilizado. Uma vez mais foi utilizada a bobina presente no Anexo A. Para este teste são utilizados os circuitos visualizados na figura 2.21.



**Figura 2.21** – Circuito de recepção de energia em configuração ressonante série.

Para se atingirem 3,3 V na saída do regulador de tensão foram necessários 2 minutos e 52 segundos. Pode-se considerar que foi obtida uma melhoria impressionante em relação aos 74 minutos obtidos no caso da configuração paralela utilizada na figura 2.19. Tanto neste último teste como no da figura 2.19 o gerador de tramas não foi utilizado, implicando que o transmissor se encontrava a transmitir ondas sinusoidais de uma forma continuada.

Naturalmente que 3 minutos é ainda um tempo um pouco elevado, apesar de se ter provado que esta configuração é promissora. Para reduzir ainda mais este tempo é necessário encontrar uma bobina mais apropriada e utilizar *supercondensadores*

com uma capacidade mais reduzida. O mais importante é garantir energia durante o tempo necessário para o activador executar a sua função, e que *supercondensadores* com uma capacidade inferior aos 400 mF possam executar esta tarefa. É também importante que o circuito de activação seja alimentado num tempo reduzido, de forma a tornar a sua função útil e libertadora de incómodo para o paciente.

### 2.5.2 Interação com recepção de dados

Além de permitir um armazenamento de energia mais rápido, este circuito pode de igual forma ser utilizado para a recepção de dados (Sacristán-Riquelme et al., 2008). Para tal basta dotar o circuito de mais um condensador que ligará o sinal presente na bobina ao circuito responsável pelo tratamento desses mesmos dados (desmodulação e decodificação). A figura 2.22 apresenta a forma como esse condensador deve ser aplicado. Para não afectar muito o circuito ressonante, o condensador  $C_D$  deve ser de menor valor relativamente ao condensador de sintonia  $C_S$ .

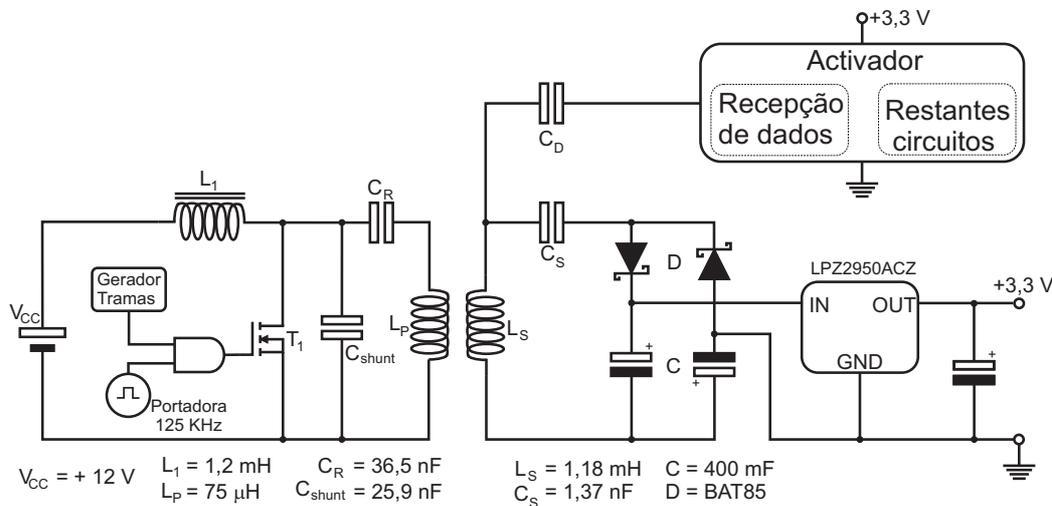


Figura 2.22 – Circuito de recepção de energia e dados.

Considera-se assim que foi encontrada uma forma de fornecer energia, mesmo que momentânea, a um circuito de activação sem provocar incómodo aos pacientes. Utilizando este sistema, no caso de dispositivos implantados em animais, tal como o reportado por Morais et al. (2006), eliminam-se muitos problemas associados à falta

de cooperação dos animais relativamente a ter aparelhagem “amarrada” neles.

Uma vez encontrada uma solução para um dos objectivos propostos, pode passar-se para a descrição do sistema de activação propriamente dito, sendo esta tarefa relegada para o próximo capítulo.



# 3

## Activação de implantes biomédicos

---

Antes de se avançar para a implementação de um sistema como o descrito nesta dissertação é necessário proceder à descrição do seu princípio de funcionamento. Este capítulo irá então abordar os vários constituintes do sistema de forma a que no final seja possível avançar para a construção de um protótipo.

Este trabalho, desenvolvido em parte durante os trabalhos de investigação do projecto “Componente femoral da prótese da anca para aquisição de descolamento in vivo”, referência PTDC/EME-PME/70824/2006, financiado pela Fundação para a Ciência e a Tecnologia (FCT), e no qual o mestrando desta dissertação se encontrava na posição de Bolseiro de investigação (BI), resultou na escrita de um artigo (Morais et al., 2009) intitulado, *An activation circuit for battery-powered biomedical implantable systems*, publicado na revista internacional, *Sensors and Actuators A: Physics* 2009 (indexada no JCR).

### 3.1 Implantes de utilização não ininterrupta

Existem implantes que, tendo em conta a sua função, não necessitam de estar permanentemente alimentados. O implante utilizado como base para este trabalho,

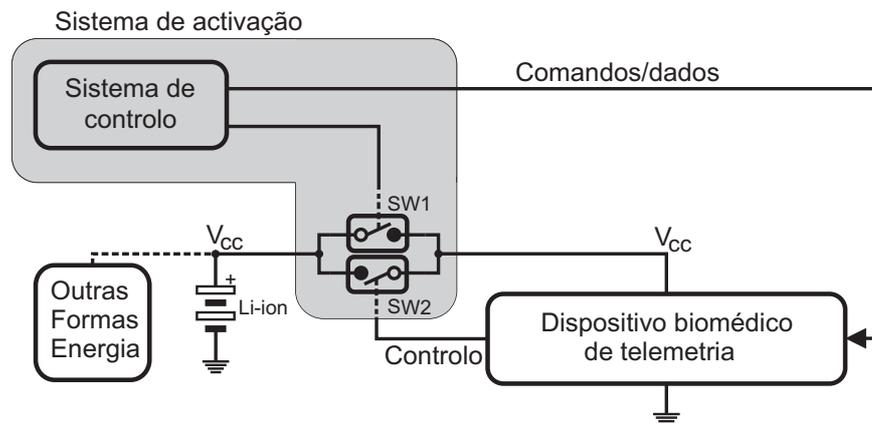
uma prótese de anca inteligente para detecção de descolamento in vivo, encontra-se nesta categoria. Não existe necessidade de se testar uma prótese de anca de uma forma continuada, uma vez que, caso se dê um descolamento, o mais importante centra-se na detecção desse estado e não propriamente do momento exacto em que o mesmo ocorreu.

Quando estes implantes são alimentados por baterias, a energia das mesmas é consumida indevidamente, resultando numa redução, por vezes considerável, do tempo de vida do próprio implante. Considera-se assim que a activação do implante, apenas quando o mesmo é necessário, é a melhor forma de se otimizar o consumo da bateria levando à extensão da vida do implante. Surge assim o conceito de activação remota de implantes.

## 3.2 Conceito de activação remota de implantes adormecidos

Um dos requisitos deste trabalho é o de que o dispositivo implantável esteja, não num estado dormente (*standby*), como acontece com muitos sistemas, mas num estado de total inactividade, implicando neste caso que a sua alimentação esteja completamente desligada. Assim sendo, antes de se proceder à dita activação é necessário, em primeiro lugar, conectar o sistema de alimentação interno ao mesmo. De forma a atingir-se esta acção será necessária a utilização de uma determinada configuração de interruptores, sendo estes internos ao implante, como é óbvio. A figura 3.1 pretende dar uma visão geral da configuração de interruptores a utilizar. Esta figura está simplificada para permitir uma explicação clara sobre o funcionamento dos interruptores.

A fonte de energia interna ao dispositivo biomédico implantável, seja ela obtida através de uma bateria ou de outra qualquer forma de energia, está ligada a uma das extremidades de cada um de dois interruptores independentes. A outra extremidade dos mesmos interruptores liga directamente à linha de alimentação do dispositivo a activar. Um primeiro interruptor, indicado como SW1 na figura 3.1, será



**Figura 3.1** – Princípio de funcionamento do sistema de activação de dispositivos biomédicos implantáveis.

exclusivamente controlado pelo **Sistema de controlo**. Um segundo interruptor, indicado como SW2 na figura 3.1, será controlado directamente pelo dispositivo implantável e indirectamente pelo **Sistema de controlo**.

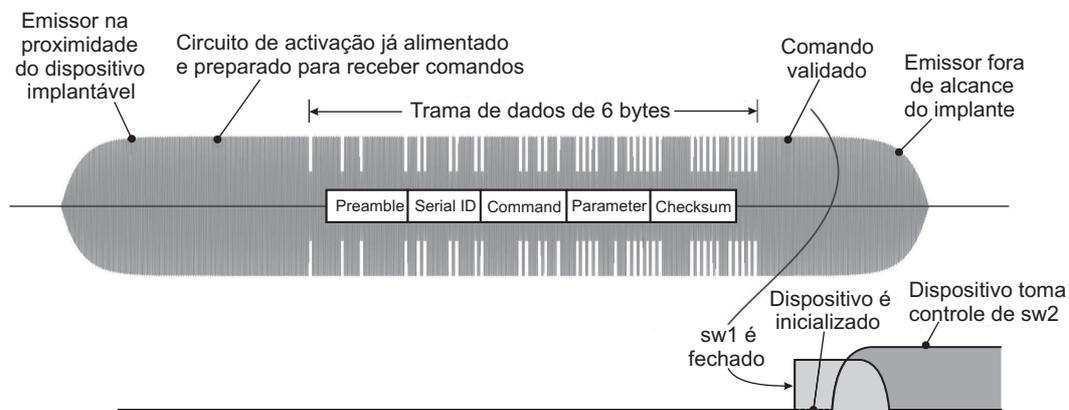
Inicialmente o dispositivo implantável considera-se desactivado e como tal não tem qualquer tipo de controlo sobre o seu interruptor. A única forma de se proceder à activação do dispositivo será através do **Sistema de controlo**, descrito posteriormente. Este sistema será responsável pelo controlo do primeiro interruptor (SW1) que irá estabelecer a ligação da fonte de energia ao dispositivo implantável. Uma vez que este sistema seja alimentado irá proceder à sua inicialização e uma das primeiras acções a executar será a de fechar o segundo interruptor (SW2), ficando responsável por garantir ele mesmo a sua alimentação. A partir deste momento o primeiro interruptor (SW1) poderá ser aberto, uma vez que já não é necessário. Sendo assim, o **Sistema de controlo** só necessita de estar alimentado durante o tempo necessário para que o dispositivo implantável assumo o controlo do segundo interruptor (SW2) e, por sua vez, da sua alimentação.

Agora que o dispositivo implantável se encontra em pleno funcionamento, duas situações podem ocorrer em relação ao funcionamento do segundo interruptor (SW2). O próprio dispositivo poderá emitir a ordem de abertura do interruptor SW2 ou o **Sistema de controlo** poderá transmitir ao dispositivo uma ordem de abertura do mesmo interruptor. Em ambos os casos o dispositivo implantável voltará ao estado

de inatividade total uma vez que a sua alimentação será desconectada.

Esta configuração de interruptores surge do facto de, por requisitos de funcionamento do sistema, o sistema de activação não ser alimentado senão por breves instantes. Mal o sistema de activação deixe de ser alimentado perde o controlo do interruptor SW1. Não existindo o segundo interruptor, então também o dispositivo implantável voltaria ao estado inactivo, não sendo esta a situação pretendida.

De forma a tornar ainda mais claro este conceito de activação remota de dispositivos biomédicos implantáveis recorre-se à figura 3.2, onde se apresenta a sequência de acontecimentos até que o dispositivo seja activado.



**Figura 3.2** – Sequência de acontecimentos durante o processo de activação de um dispositivo biomédico implantável. Sinais de interesse para este processo (Morais et al., 2009).

Quando a bobina do sistema externo de transmissão de dados se encontra na proximidade (no alcance) da bobina interna ao dispositivo, o sistema de captação de energia entra em funcionamento. Após uns breves instantes (poucos segundos) o sistema de activação possui energia suficiente para iniciar a sua função e como tal está preparado para receber comandos vindos do exterior. A trama de dados requerida (neste caso o comando de activação) é enviada e uma vez recebida e processada com sucesso é emitida a ordem de fecho do interruptor SW1. Esta última acção, como visto anteriormente, permite o fornecimento de energia ao dispositivo implantável procedendo o mesmo à sua inicialização. Após a inicialização, o mesmo toma controlo sobre a sua própria alimentação. A partir deste momento o sistema externo pode ser afastado, proporcionando novamente a liberdade de movimentos

do paciente tal como desejado.

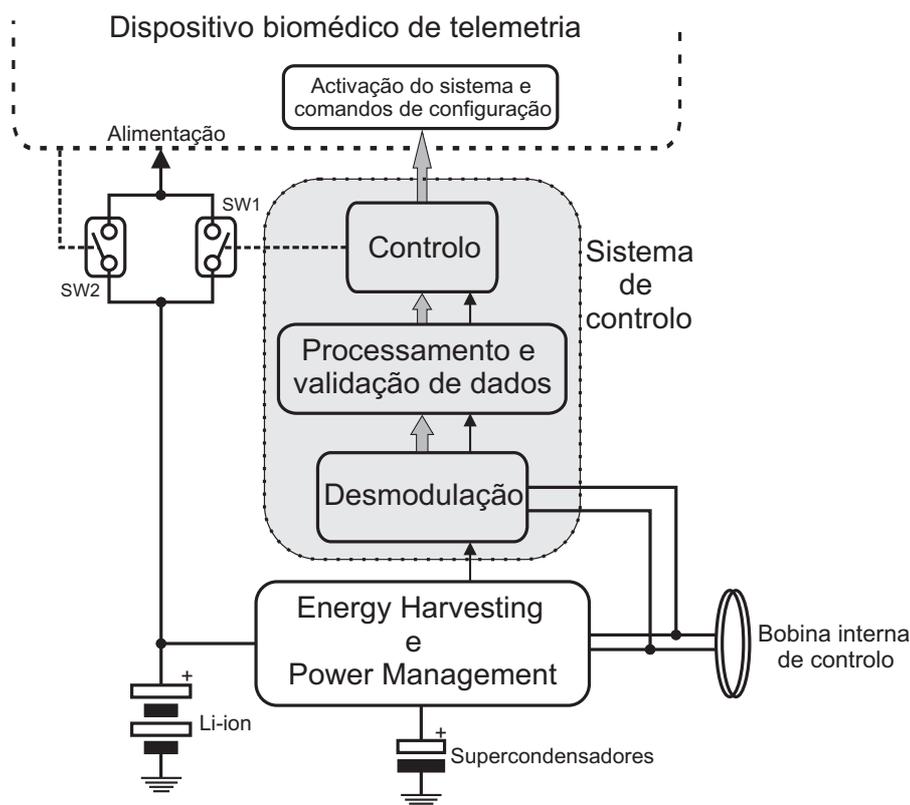
De forma a atingir-se este objectivo, torna-se necessário o desenvolvimento de uma arquitectura que leve, posteriormente, à implementação concreta de um sistema destes através da construção de um protótipo.

### 3.3 Arquitectura de um sistema de interrupção de alimentação

A figura 3.3 apresenta a arquitectura do sistema de activação na forma de blocos funcionais. O esquema é auto-explicativo tendo em conta também o texto apresentado anteriormente.

Tal como sugerido na figura 3.3 a bobina interna de controlo vai ser responsável por duas funções. Em primeiro lugar vai recolher energia de forma a que o sub-sistema de *Energy harvesting e Power management* possa prover o carregamento do dispositivo de armazenamento de energia; neste caso considerado como sendo um supercondensador de forma a ir ao encontro com o deliberado no capítulo anterior. Uma vez atingida esta função, o módulo *Energy harvesting e Power management* irá distribuir a alimentação pelos vários sub-sistemas constituintes do Sistema de Controlo, a sombreado na figura 3.3. Este último será descrito com mais pormenor numa das secções seguintes.

Uma vez alimentado o Sistema de activação, mais propriamente o *Sistema de Controlo*, a bobina poderá receber uma transmissão de dados do sistema externo de excitação. Quando é recebido um desses comandos o mesmo passa pelos vários sub-módulos do *Sistema de Controlo* onde, após processamento dos mesmos, o último sub-módulo, indicado como *Controlo*, fica responsável por uma de duas funções. Caso receba um comando de activação vai controlar directamente o fecho do interruptor SW1. Caso receba um comando de desactivação ou qualquer outro que não seja o comando de activação, este módulo faz passar esses comandos para o interior do sistema biomédico implantável, ficando este último responsável por



**Figura 3.3** – Arquitectura do sistema de activação remota de dispositivos biomédicos implantáveis (Morais et al., 2009).

processar e actuar de acordo com o comando recebido.

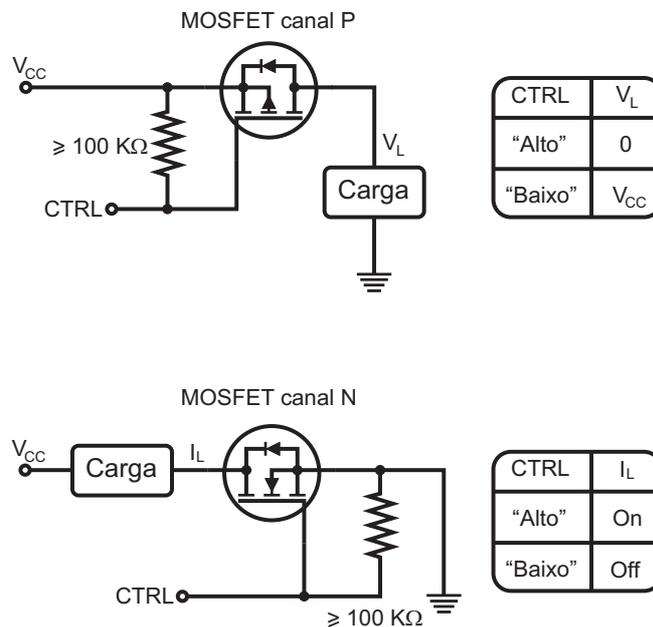
Verifica-se também que o segundo interruptor (SW2) será controlado pelo sistema biomédico implantável. É de apontar contudo que, mesmo que o controlo de SW2 seja perpetrado directamente por este último sistema, a ordem de desactivação poderá vir do sistema externo de excitação, através de um comando de desactivação.

Embora seja indicada uma bateria de Li-ion como fonte de energia principal do dispositivo biomédico implantável, tal não implica que seja definitivo. O módulo de recolha de energia pode vir a servir como substituto ou auxiliar da bateria de Li-ion e neste último caso ser a fonte de energia utilizada no carregamento da bateria.

Fica assim terminada a descrição da arquitectura do sistema de activação a desenvolver, considerando-se que a mesma se adequa às funções pretendidas.

### 3.4 Interruptores de alimentação

Uma vez que o sistema de activação se encontra alimentado apenas por breves instantes implica desde logo que a solução de implementação dos interruptores deve funcionar independentemente de existir ou não alimentação dos sistemas que os controlam. Uma possível solução passa pela utilização de transístores MOSFET, tal como apresentado na figura 3.4.



**Figura 3.4** – Princípio de funcionamento de interruptores implementados com transístores MOSFET.

No caso da utilização de MOSFETs de canal P, a fonte de alimentação é cortada da carga. No caso de MOSFETs de canal N é controlada a ligação entre a carga e a massa. Tendo em conta a função que se pretende alcançar, considera-se que a configuração de interruptor com transístor MOSFET de canal P é a mais adequada. Para se alcançar a função pretendida são necessários dois interruptores ligados em paralelo tal como ilustrado na figura 3.5.

A resistência entre a fonte e a porta dos transístores permite manter a bateria desconectada do dispositivo implantável, ou seja, o transístor no estado off, quando não existem sinais de controlo, indicados como CTRL1 e CTRL2 na figura 3.5.

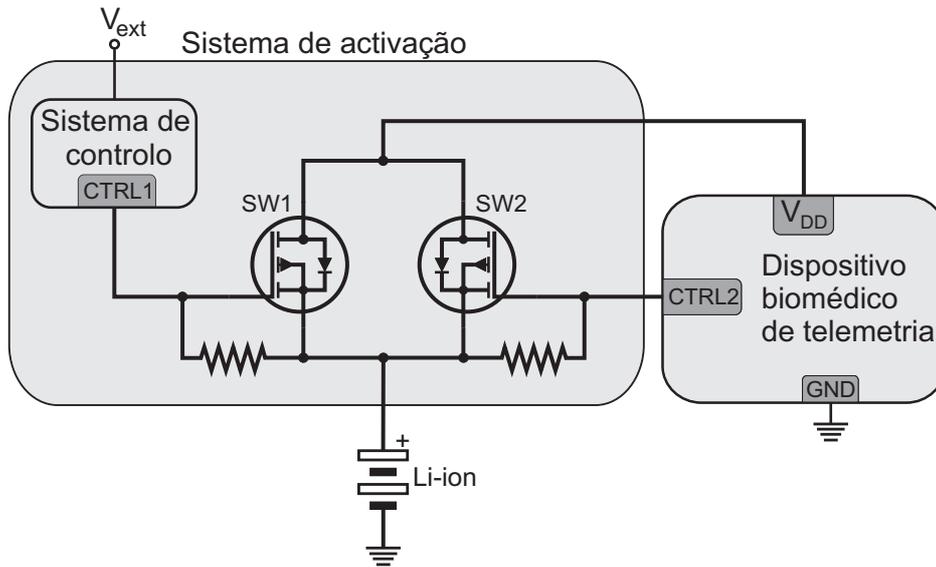


Figura 3.5 – Configuração sugerida dos interruptores.

Consegue-se assim contornar o problema que se daria nos casos em que, por exemplo, o sistema de controlo se encontra sem alimentação e, como consequência, não fornecendo um sinal de controlo estável. O mesmo problema poderia suceder do lado do dispositivo implantável, uma vez que o mesmo não se encontra alimentado continuamente.

Quando SW1 e SW2 se encontram abertos, a bateria fica apenas ligada às entradas dos interruptores. Existe ainda algum consumo de energia da bateria, mas este materializa-se na forma de correntes da ordem dos nA ou mesmo pA e na corrente de descarga própria. Em termos teóricos considera-se que não existe um consumo indevido da energia da bateria, sendo a sua energia consumida apenas quando é realmente necessária. Isto permite alcançar um ganho relativamente a outros dispositivos implantáveis alimentados por baterias, onde a sua energia é consumida mesmo durante os tempos de não funcionamento dos mesmos.

## 3.5 Sistema de controlo

O sistema de controlo é o elemento que vai, tal como o nome sugere, controlar todo o processo de activação, e não só, do dispositivo biomédico implantável. A figura 3.6 pretende mostrar os módulos constituintes deste sistema. Para maior facilidade de compreensão são apenas incluídos os elementos directamente relacionados com o mesmo.

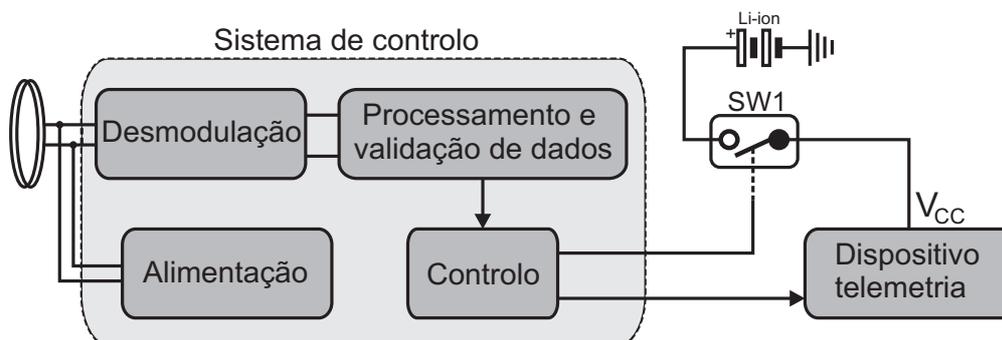


Figura 3.6 – Diagrama de blocos do sistema de controlo.

Este módulo tem basicamente três funções gerais. Em primeiro lugar ele é responsável pela desmodulação dos sinais transmitidos pelo sistema externo. Consequentemente, os dados recebidos são processados e finalmente é decidido qual o caminho a seguir. De acordo com o tipo de dados recebidos, este sistema controla o interruptor SW1 de forma a conectar a alimentação interna do sistema implantável e/ou envia/reencaminha comandos para o sistema implantável. Os dados são recebidos na forma de comandos, os quais se encontram descritos de forma resumida na tabela 3.1, para o caso específico do projecto da prótese de anca inteligente, no qual este trabalho se insere.

**Tabela 3.1** – Descrição resumida dos comandos e parâmetros a utilizar na configuração do dispositivo implantável (Morais et al., 2009).

Comando	Parâmetro	Pequena descrição
Wake-up	-	Activa o sistema implantável com a configuração por defeito;
Set Sensor Mask <sup>1</sup>	Mask	Define a configuração dos sensores (ou a matriz);
Set Sampling Rate <sup>1</sup>	Time	Define o período de amostragem dos sensores seleccionados;
Set Operation Limit <sup>1</sup>	Time	Define o tempo limite de operação do sistema;
Calibration Mode <sup>1</sup>	Mode	Entra no modo de calibração. Sistema corre rotinas internas;
Shutdown	-	Ordem de desactivação do sistema implantável;

<sup>1</sup>Comando específico usado no projecto da prótese de anca.

De maior interesse para este trabalho são os comandos *Wake-up* e *Shutdown*, uma vez que são independentes do sistema no qual vão ser utilizados. Todos os outros comandos são definidos tendo em conta as particularidades do sistema implantável em causa.

Não fugindo ao que normalmente se faz nestes casos, foi definida uma estrutura de trama para se poderem transmitir estes comandos. Cada comando é então encapsulado numa trama com 6 *bytes*, sendo composta pelos campos *Preamble*, *Command*, *Parameter* e *Checksum*. No caso do projecto da anca é acrescentado o campo designado por *Serial ID*. Na figura 3.7 pode ver-se claramente a distribuição dos campos, bem como os tamanhos atribuídos a cada um dos campos.

O *Preamble* permite a detecção do início da trama. *Checksum* proporciona a verificação de erros. *Command* transporta o código do comando pretendido e *Parameter* contém os parâmetros associados ao comando, muito embora nem todos os comandos necessitem de parâmetros. O campo *Serial ID* serve para diferenciar a prótese à qual é enviado o comando.

Com isto termina-se a apresentação do sistema de activação remota de dispositivos

Preamble	Serial ID	Command	Parameter	Checksum
1-B	2-B	1-B	1-B	1-B

**Figura 3.7** – Descrição da trama de dados utilizada para o envio de comandos (Morais et al., 2009).

biomédicos implantáveis podendo partir-se para o desenvolvimento de um protótipo macro que permita validar o funcionamento do mesmo.



# 4

## Protótipo do sistema de activação sem fios

---

Após a descrição do conceito proposto e apontadas soluções para alguns dos problemas encontrados, descreve-se neste capítulo o desenvolvimento de um protótipo de um sistema de activação para implantes biomédicos. Este protótipo será desenvolvido com base em componentes electrónicos de uso comum, não sendo portanto esperado que se atinja o desempenho requerido no sistema final. Este protótipo será desenvolvido tendo em conta a prótese de anca inteligente, projecto no qual este trabalho se insere. Outro requisito, perseguido no desenvolvimento deste protótipo, será a da implementação dos vários módulos constituintes do sistema nas suas versões mais simples desde que as mesmas consigam alcançar o objectivo inicialmente traçado. Esta simplicidade dos circuitos tem como objectivo final ajudar na implementação futura do sistema na forma integrada, onde a redução dos circuitos ao mínimo indispensável levará não só a uma possível redução do consumo dos mesmos bem como da desejada integração.

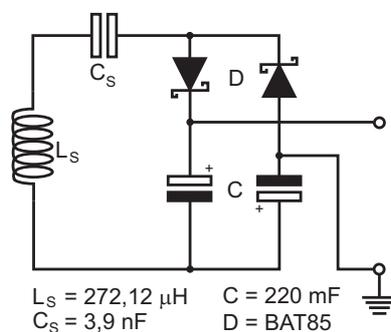
### 4.1 Subsistema de recolha de energia

Para colocar o sistema em funcionamento é necessário, em primeiro lugar, fornecer energia ao mesmo. De seguida serão então apresentados os módulos responsáveis

pela recolha de energia a fornecer a todo o sistema de activação.

### 4.1.1 Extracção e armazenamento de energia

Na figura 4.1 apresenta-se o circuito utilizado no protótipo, tendo em conta o sistema de recolha de energia apresentada no capítulo 2. Uma vez que este sistema foi amplamente descrito nesse capítulo, torna-se desnecessário voltar a explicar o seu funcionamento.



**Figura 4.1** – Circuito do módulo responsável pela extracção e armazenamento de energia.

A bobina  $L_S$  e o condensador  $C_S$  foram escolhidos de forma a entrarem em ressonância para a frequência de operação escolhida, levando ao aumento do factor de qualidade  $Q$  do circuito, maximizando a recolha de energia. A bobina foi escolhida como aquela que apresentou os melhores resultados nos vários ensaios efectuados, sendo as suas características apresentadas numa secção posterior. A capacidade dos supercondensadores, responsáveis pelo armazenamento de energia, foi reduzida para 0,22 F de forma a acelerar o processo de carga dos mesmos. Para o lugar dos díodos de rectificação foram escolhidos díodos Schottky uma vez que os mesmos possuem uma tensão directa máxima de 0,34 V sendo por isso ideais para reduzir as perdas de potencial nesta função.

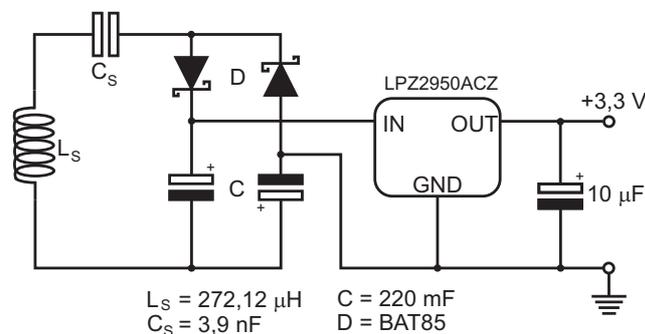
Os supercondensadores de 0,22 F (EECS0HD224V, Panasonic, Japão) têm uma tensão de funcionamento de 5,5V, o que poderá ser problemático caso a energia captada seja suficiente para carregar os mesmos além deste potencial. Testes efectuados mostraram que a carga de todo o circuito do sistema de activação e

a baixa amplitude média do sinal captado na bobina interna não permitem carregar os supercondensadores além da sua tensão máxima de serviço de 5,5 V, mesmo para uma distância nula entre as bobinas interna e externa. Assim sendo não se justifica a inclusão de circuitos de protecção contra sobretensões que iriam ser, naturalmente, mais um elemento consumidor da energia.

A diferença de potencial aos terminais dos supercondensadores constitui a tensão de alimentação do restante sistema. Contudo, uma vez que os elementos de armazenamento de energia são condensadores, torna-se necessário proceder à regulação de tensão antes desta ser aplicada nos restantes circuitos.

#### 4.1.2 Regulação de tensão

A figura 4.2 apresenta a solução final para o módulo de extracção ou recolha de energia, onde é incluída a solução escolhida para proceder à regulação da energia armazenada nos supercondensadores.



**Figura 4.2** – Regulação do potencial armazenado nos supercondensadores.

Foi verificado, através de ensaios, que a escolha de supercondensadores como elementos de armazenamento permite fornecer, em conjunto com um regulador linear de tensão, uma tensão estável pelo tempo necessário ao funcionamento do sistema de activação. Tendo em conta o exposto e o facto de se procurar uma solução simples e funcional, a escolha recaiu sobre um regulador linear de tensão, naturalmente com baixa queda de tensão. Mais propriamente, foi escolhido o componente LPZ2950CZ (National Semiconductor, USA) uma vez que o mesmo inclui características que vão

ao encontro do pretendido:

- Tensão de saída de alta precisão,
- Corrente de repouso extremamente baixa:  $75 \mu\text{A}$ ,
- Baixa queda de tensão (dependendo da carga): entre 40 a 380 mV,
- Coeficiente de temperatura muito baixo:  $50 \text{ ppm}/^\circ\text{C}$ ,
- Usado como regulador ou referência de tensão,
- Capacidade mínima na saída para estabilidade:  $(0,1 \mu\text{F}; I \leq 1 \text{ mA})$ ,
- Limitação em corrente e temperatura.

Quando as correntes envolvidas são baixas, conta-se com uma queda de tensão, entre a entrada e saída deste regulador, da ordem dos 40 mV. Também nestes casos torna-se desnecessária a utilização de um condensador à saída do mesmo. Muito embora na figura 4.2 este condensador esteja incluído (condensador de  $10 \mu\text{F}$ ), o mesmo pode ser removido sem prejudicar o funcionamento da função de regulação.

Uma vez obtida energia em quantidade suficiente para alimentar os restantes circuitos pode passar-se para a descrição dos mesmos, além de todas as considerações acerca das escolhas a nível de tecnologias a seguir.

## 4.2 Transmissão de dados

Tal como visto na apresentação da arquitectura do sistema de activação remota de dispositivos biomédicos implantáveis é necessário o envio de comandos para este sistema. Torna-se assim necessário definir os vários aspectos directamente relacionados com este requisito.

### 4.2.1 Modulação e codificação

Embora outros tipos de modulação possam ser utilizados foi definida a utilização da modulação OOK (*On Off Keying*), sendo esta um caso particular da modulação ASK *Amplitude Shift Keying*. Esta modulação justifica-se pela sua simplicidade, facilidade de implementação e por permitir a sua implementação com um número reduzido de componentes. Estas características são adequadas a este tipo de aplicações, pois implica quase invariavelmente num menor consumo de energia e num espaço mais reduzido na solução integrada do sistema. Por outro lado, este tipo de modulação está mais indicada quando se pretende maior transferência de energia (Sacristán-Riquelme et al., 2008). A modulação FSK *Frequency Shift Keying*, por exemplo, necessita de transmitir duas frequências diferentes, implicando desde logo a necessidade de uma largura de banda superior ao caso da modulação ASK. Este facto reduz o factor de qualidade ( $Q$ ) do circuito, reduzindo a eficiência na transmissão de energia.

A codificação do sinal pode ser obtida de várias formas, mas, mantendo a filosofia da simplicidade, tamanho reduzido e menor consumo possível, foi considerada a utilização da codificação NRZ (*No Return to Zero*) unipolar.

A codificação *Manchester* poderia ser uma alternativa à codificação escolhida, pois facilita o sincronismo entre transmissor e receptor, possui um esquema de detecção de erros mais elaborado e mais facilmente se detecta a falta de recepção de dados, uma vez que deixam de haver transições no centro do sinal de relógio. Permite também uma componente contínua nula. No caso da codificação NRZ unipolar, embora seja possível utilizar esquemas de sincronismo e seja possível a detecção de erros (bit de paridade), é difícil distinguir-se entre a falta de comunicação e uma sequência de níveis lógicos baixos. Por outro lado, não permite obter uma componente contínua nula. Tendo isto em conta seria de se esperar que a escolha recaísse sobre a codificação *Manchester*, mas ensaios efectuados numa primeira fase de selecção de tecnologias mostraram alguma dificuldade em obterem-se bons resultados, ou seja, tanto a recepção de energia como de sinais levaram a resultados inferiores quando comparados com a codificação NRZ unipolar e para as mesmas

distâncias. No caso da recepção de energia foram medidos níveis inferiores utilizando a codificação *Manchester*. No caso de recepção de sinais verificou-se uma maior quantidade de casos de erro na recuperação de dados quando utilizada a codificação *Manchester*, e por vezes nem sequer foi possível a recuperação de dados.

Outros tipos de codificação são considerados demasiadamente complexos de forma a não conseguirem preencher os requisitos pretendidos para este sistema e em concreto para este protótipo.

### 4.2.2 Frequências de operação

O estudo efectuado no capítulo 2 deste trabalho levou à escolha de uma determinada banda de frequências consideradas como óptimas para a função de transferência de energia e transmissão de dados com a utilização de uma única ligação indutiva, no caso da sua utilização com próteses. Essa banda foi definida como estando entre os 0,1 e 10 MHz não sendo de forma alguma uma definição rígida nem imposta.

Não se encontra definido nos objectivos nem nos requisitos do sistema apresentado, mas o sistema no qual este trabalho se enquadra poderá vir a funcionar em conjunto com sistemas de RFID, uma vez que esta tecnologia se encontra em grande expansão e tem dado provas de uma grande versatilidade em relação às suas áreas de actuação.

Tendo em consideração toda a informação aqui descrita, foi escolhida a utilização de 125 KHz como a frequência a utilizar na portadora dos sinais a enviar para o interior do dispositivo implantável.

Para o caso dos sinais a transmitir foi considerada a utilização de uma frequência de 4,8 KHz. Testes práticos mostraram que se podia chegar aos 12,5 KHz e mesmo um pouco mais. Além de não constituir uma vantagem, uma vez que a quantidade de dados a transmitir é diminuta, os 12,5 KHz não permitem uma tão boa recuperação de sinais como a possível com 4,8KHz.

A escolha da frequência da portadora serve de partida para a definição concreta das propriedades físicas das antenas, ou bobinas, a utilizar tanto no sistema externo de

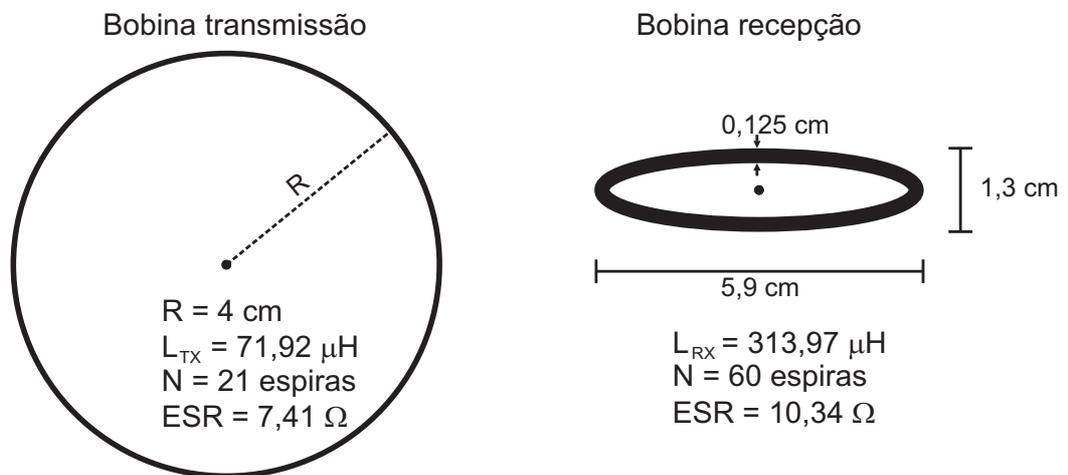
excitação como no sistema de recepção de energia e comandos internos à prótese.

### 4.2.3 Dimensionamento das antenas

A geometria das bobinas a utilizar como antenas foi imposta pelos requisitos do sistema e pela configuração da prótese utilizada. Uma vez definida essa geometria é necessário definir as suas características físicas e eléctricas.

#### Bobina interna ao implante

De seguida serão apresentadas as características da bobina de recepção interna ao dispositivo implantável em estudo tendo em conta aquela que, até ao momento da escrita desta dissertação, apresentou os melhores resultados, tanto para a extracção de energia como para recepção de comandos para a distância definida como mínima (3 cm). O lado direito da figura 4.3 permite a visualização de uma representação desta bobina.



**Figura 4.3** – Características físicas e eléctricas das bobinas utilizadas no protótipo. Do lado esquerdo, a bobina do transmissor externo. Do lado direito, a bobina interna ao implante com configuração específica para colocação no interior de uma prótese de anca.

A bobina foi obtida através de um molde cilíndrico com um raio de 1,92 cm. A mesma é composta por 60 espiras distribuídas por 6 camadas de 10 espiras cada,

sendo utilizado um fio de cobre com um diâmetro de  $125 \mu\text{m}$ . Cálculos minuciosos (anexo B) determinaram o valor de  $313,97 \mu\text{H}$  para a indutância e uma resistência série equivalente (ESR – *Equivalent Series Resistance*) de  $10,34 \Omega$ . Uma vez alterada a sua configuração para um formato elíptico poderá ser verificada uma pequena diminuição na sua indutância.

Tendo em conta a frequência ( $f$ ) de  $125 \text{ KHz}$ , tal como definida na secção anterior, a indutância ( $L$ ) da bobina e a sua resistência parasita ( $R$ ), pode ser calculado o factor de qualidade ( $Q$ ) desta bobina utilizando a equação (4.1), tendo sido obtido um  $Q$  igual a  $23,85$ .

$$Q = \frac{2\pi fL}{R} \quad (4.1)$$

Naturalmente que quanto maior for o factor de qualidade ( $Q$ ) maior será a transferência de energia. Por outro lado, um  $Q$  elevado leva a uma largura de banda mais estreita, dificultando a sintonia. Num trabalho publicado por Lenaerts e Puers (2005) é sugerido que o quociente entre a resistência série equivalente e o número de espiras ao quadrado ( $R/n^2$ , sendo  $n$  o número de espiras) deve ser o mais baixo possível, uma vez que tal leva a um factor de qualidade  $Q$  mais elevado. A expressão sugere que, para aumentar  $Q$  deve aumentar-se o número de espiras. Naturalmente que o aumento do número de espiras leva a um aumento na sua resistência série equivalente, mas a subida desta última é inferior, levando ao requerido aumento do factor de qualidade  $Q$ .

O facto de se aumentar o valor da resistência série equivalente da bobina implica uma menor capacidade de fornecimento de corrente à carga. Como é pretendido carregar supercondensadores, e o mais rápido possível, esta corrente não deve ser muito baixa. Assim sendo, as características da bobina a utilizar no protótipo foram encontradas de forma a poder-se dispor de um potencial elevado o suficiente para carregar os supercondensadores com o nível necessário para colocar em funcionamento o regulador de tensão, e de forma a poder-se dispor de uma corrente que possibilite o carregamento dos mesmos num tempo curto, na ordem dos segundos.

Muito embora alguns cálculos ajudem a encontrar tais características, a experimentação prática ainda constitui a forma mais adequada para se chegar à melhor solução, ou pelo menos a uma solução de compromisso. Muitos factores influenciam a eficiência do circuito, muitos dos quais não se conseguem calcular ou mesmo prever. Assim sendo, a bobina utilizada neste protótipo foi encontrada de forma experimental, partindo de alguns pressupostos, após o que as suas características foram calculadas.

Considerando a frequência de 125 KHz e a equação (4.2) pode facilmente ser calculada a capacidade do condensador a usar em conjunto com a bobina, de forma a que o conjunto entre em ressonância para esta frequência. Para tal basta usar a equação (4.3), derivada da equação (4.2). Foi obtido um valor teórico de 5,16 nF para este condensador.

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (4.2)$$

$$C = \frac{1}{4\pi^2 f^2 L} \quad (4.3)$$

Sendo mais demorado e/ou moroso proceder a alterações à bobina em teste, a sintonia será alcançada através da alteração do valor da capacidade usada. Naturalmente que tal só deve ser feito depois da configuração do circuito de transmissão estar preparada para o funcionamento à frequência escolhida.

### **Bobina do circuito excitador externo**

Para a maior transferência de energia é necessário que passe uma corrente considerável pela bobina de transmissão. Para que tal seja possível, a resistência série equivalente (ESR – Equivalent Series Resistance) da mesma deve ser baixa. Foi escolhida, como um bom compromisso encontrado após alguns testes, uma bobina com uma indutância de 71,92  $\mu\text{H}$  (valor teórico). Uma representação da mesma pode ser visualizada no lado esquerdo da figura 4.3. Para atingir a indutância pretendida

foram utilizadas 21 espiras sobre um molde cilíndrico com um diâmetro de 8 cm, tendo sido obtida uma ESR teórica de  $7,41 \Omega$ , calculando-se um factor de qualidade ( $Q$ ) de 7,62 (equação (4.1)). Foi utilizado o mesmo tipo de fio de cobre utilizado na manufactura da bobina de recepção. No Anexo B estão resumidos os cálculos utilizados na concepção desta bobina.

Utilizando a equação (4.3) calcula-se um valor de 22,50 nF para o valor de capacidade a utilizar, em série ou paralelo, com esta bobina para entrar em ressonância também para os 125 KHz. Naturalmente que esta informação só será importante para alguns tipos de amplificadores RF possíveis de utilizar no circuito externo de transmissão de sinais, como por exemplo um amplificador em classe D.

Ficam desta forma definidas as bobinas utilizadas no protótipo aqui descrito.

## 4.3 Subsistema de desmodulação e recuperação de dados

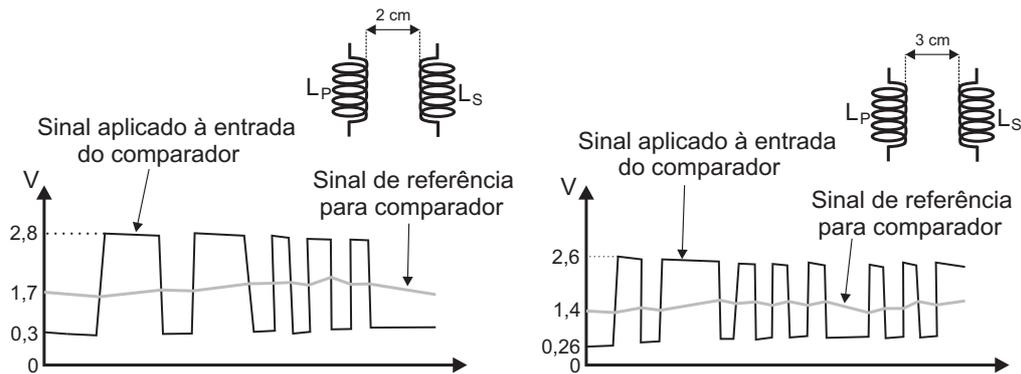
Uma vez definidos os vários aspectos relativos às propriedades dos sinais a receber passa-se para a descrição dos subsistemas responsáveis pela recuperação inteligente dos mesmos.

### 4.3.1 Desmodulação dos sinais recebidos

Sendo utilizada uma modulação em amplitude pode ser utilizado um simples detector de envolvente para se recuperar a forma de onda dos sinais modulantes. A modulação OOK ajuda nesta função, uma vez que permite uma grande variação entre o nível mínimo e máximo, levando a um índice de modulação muito próximo de 1, permitindo que se possa usar um simples comparador com histerese como desmodulador.

Para funcionar devidamente é necessário recorrer a uma tensão de referência, servindo como meio de distinção entre os dois níveis lógicos. Uma forma de obter

essa referência passa pela utilização do valor médio do sinal recebido. No entanto e dependendo da distância entre as bobinas também a amplitude dos sinais, bem como o seu valor médio, varia de valor. Os níveis mínimo e máximo do sinal, representando o nível lógico baixo e alto, respectivamente, também sofrem um deslocamento. Esta situação está representada na figura 4.4.



**Figura 4.4** – Amplitude dos sinais recebidos dependem da distância entre as bobinas de transmissão e recepção.

Para se resolver este problema, o nível de referência para a de comparação (valor médio do sinal) é obtido através de um filtro passa baixo. Para se poder compensar, nos casos de sequências de níveis lógicos altos ou baixos, foi necessário acrescentar um divisor de tensão.

Com esta configuração a melhor solução passa não pela utilização de um comparador, mas sim pela utilização de um amplificador operacional. Naturalmente este amplificador deve possuir algumas características acima do normalmente encontrado nos mais comuns. Entre essas características a mais importante passa por o mesmo poder fornecer sinais de saída muito próximos do seu nível de alimentação, ou seja, conhecido por *rail-to-rail* (Texas Instruments, USA). Também é importante o facto de a função de comparação poder funcionar para uma alimentação simples<sup>1</sup>. Finalmente, tendo em conta os 3,3 V obtidos no módulo anterior, o amplificador deve poder funcionar com este nível de potencial de alimentação. O amplificador operacional *TLV2771* (Texas Instruments) reúne todas estas características, além

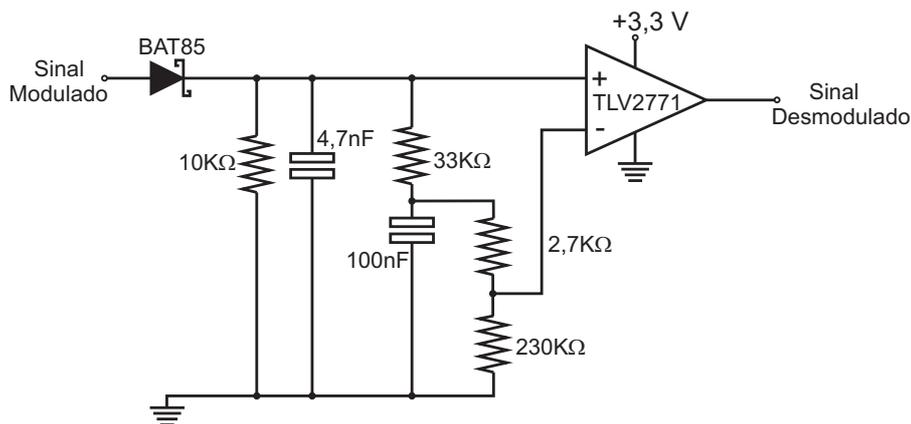
<sup>1</sup>Com alimentação simples quer dizer-se que o amplificador é alimentado com os níveis  $V_{CC}$  e 0V.

de outras que contribuem para um bom funcionamento. Entre elas destaca-se um consumo máximo de 1 mA, valor que não é atingido nesta aplicação:

- Razão de subida elevada:  $10,5 \text{ V}/\mu\text{s}$ ,
- Tensão de ruído na entrada :  $17 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ ,
- Tensão de alimentação: 2,5V a 5,5V,
- Tensão Offset de entrada:  $360 \mu\text{V}$ ,
- Corrente de polarização de entrada: 2 pA,
- Saída Rail-to-Rail.

Os sinais à saída deste amplificador, a funcionar como comparador, podem ser entregues directamente ao módulo responsável pelo processamento dos dados.

Uma vez tecidas todas as considerações sobre este módulo, o mesmo pode ser apresentado na figura 4.5. O diodo *Schottky* em conjunto com a resistência e condensador em paralelo são responsáveis pela detecção da envolvente do sinal recebido. Os restantes componentes são usados para a desmodulação do mesmo sinal, tal como explicado.



**Figura 4.5** – Detector de envolvente e circuito desmodulador usados no protótipo.

O sinal à saída do comparador já tem um formato digital, mas para se decodificar os sinais recebidos é necessário algum poder de processamento. Devido à qualidade dos

sinais medidos à saída do comparador, os mesmos podem ser entregues directamente a um microcontrolador ou outro sistema de processamento de dados.

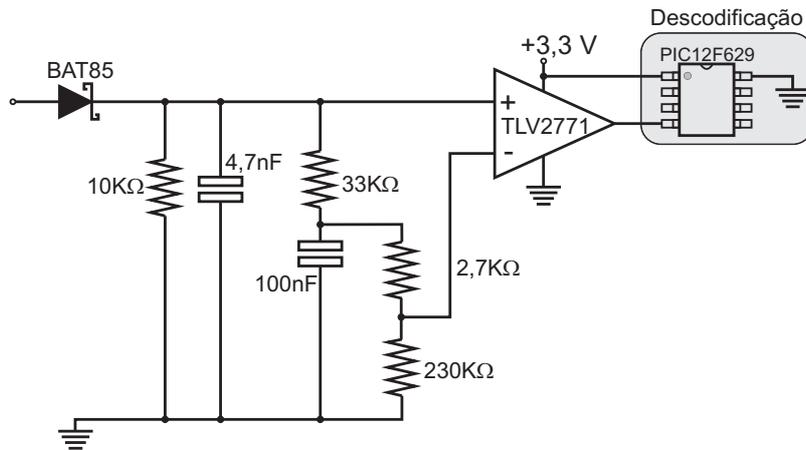
### 4.3.2 Descodificação das tramas de dados

Para a descodificação dos dados foi escolhido um dos elementos da família PIC (*Peripheral Interface Controller*). Neste caso específico a escolha recaiu sobre o elemento PIC12F629, uma vez que o mesmo apresenta características que se adequam, até certo ponto, ao pretendido neste trabalho. De seguida são apresentadas algumas das muitas características que justificam a sua escolha:

- *Alto desempenho com arquitectura RISC,*
- *Oscilador interno de 4 MHz, calibrado na fábrica para  $\pm 1\%$  ,*
- *Modo de poupança de energia (SLEEP Mode),*
- *5  $\mu$ s para acordar do SLEEP Mode ,*
- *Corrente em standby de apenas 1 nA para 2,0 V,*
- *Corrente em operação de apenas 100  $\mu$ A para 1 MHz e 2,0 V ,*
- *6 pinos de entrada/saída (I/O) configuráveis independentemente.*

O facto de possuir um oscilador interno permite simplificar ainda mais o circuito, uma vez que não são necessários componentes externos para esta função, acrescido do facto de se poder contar com uma oscilação de elevada precisão. No protótipo vai ser utilizada esta funcionalidade levando a um consumo previsto, em operação, de 400  $\mu$ A. Além das características apresentadas, o mesmo pode ser alimentado com os 3,3 V obtidos no processo de recepção de energia. Com este componente atinge-se mais uma vez o objectivo de simplificar os circuitos e reduzir o consumo dos mesmos. A figura 4.6 permite ver a interligação deste módulo com o da desmodulação.

Este módulo é responsável por detectar o início de uma trama de dados e ir guardando sequencialmente os bits recebidos. Após ser detectado o fim da trama,



**Figura 4.6** – Módulo responsável pela descodificação dos sinais recebidos pode ser visto na área a sombreado.

os bits recebidos são separados nas suas várias partes. Estando em posse desta informação a mesma pode ser processada de forma a serem executadas as funções associadas ao comando recebido. Estas ordens são executadas através do subsistema de controlo dos interruptores, como será descrito na secção seguinte.

## 4.4 Subsistema de controlo dos interruptores

Uma vez recebidos e descodificados os sinais, é necessário proceder ao processamento dos mesmos e actuar em conformidade com o comando recebido. Tratando-se de um sistema de activação remota, como já amplamente descrito, e tratando-se de um sistema que vai controlar interruptores, é necessário acrescentar mais um módulo que vai ser responsável pelo controlo desses interruptores.

### 4.4.1 Unidade de processamento

O microcontrolador PIC12F629 utilizado para a descodificação dos sinais tem capacidade de processamento suficiente para tratar os sinais recebidos. Assim sendo, para esta função não será necessário acrescentar mais nenhum componente. Como único inconveniente aponta-se o facto de este processamento extra elevar um pouco

o consumo deste componente. De qualquer forma, nos testes efectuados, a corrente pedida pelo mesmo nunca ultrapassou os  $400 \mu\text{A}$  já antes referidos.

A primeira função deste módulo será a de validar os dados recebidos. Para esta função o byte referente ao *Checksum* é utilizado como forma de comparação com o teste feito aos restantes bytes recebidos. Caso o resultado do teste não seja igual ao *Checksum* recebido é emitido um sinal de erro e a rotina de processamento é terminada. Neste caso é impedido o acesso ao sistema de controlo dos interruptores. Caso o teste seja igual ao *Checksum* passa-se para a função seguinte.

Uma vez os dados validados, a próxima função passa pela validação do código (*Serial ID*) da prótese em teste. Cada prótese vem associada a um código e de forma a ter-se acesso aos dados da mesma é necessário que o sistema externo de excitação tenha conhecimento do mesmo. Caso seja validado o código da prótese pode passar-se para a função final do sistema de processamento.

Uma vez passados os testes anteriores, o sistema de processamento vai determinar qual o comando recebido e, caso existam, quais os parâmetros associados ao mesmo. Ele vai então emitir a ordem apropriada ao sistema de controlo, cujas funções serão descritas mais à frente. Naturalmente que, com excepção do comando de activação, de forma a ser possível transferir comandos e/ou dados para o módulo de telemetria este já deve ter sido previamente activado.

O fluxograma apresentado na figura 4.7 descreve o funcionamento da unidade de processamento.

#### 4.4.2 Os interruptores

Tal como visto na figura 3.5 pretende-se controlar a ligação de uma bateria de Lítio ao dispositivo implantável. Quando em plena carga a mesma tem normalmente 3,6 V. Conforme a descarga da mesma, essa tensão desce até um mínimo de 2,7 V, que não deve ser ultrapassado. De forma a garantir que os MOSFETs sejam controlados é necessário que a tensão, entre a porta e a fonte ( $V_{GS(th)}$ ), que os coloca em condução, seja inferior a 2,7 V.

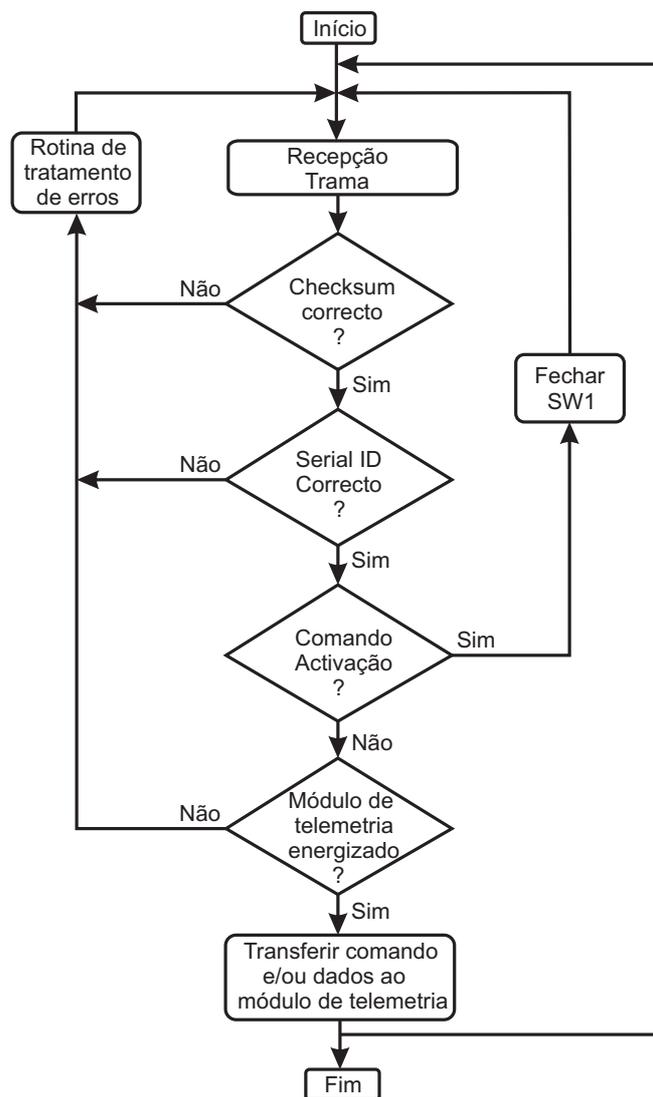


Figura 4.7 – Fluxograma da unidade de processamento.

Por outro lado, a sua resistência quando no estado fechado (*ON*) deve ser muito baixa para reduzir ao máximo as perdas de energia da bateria quando esta se encontra a alimentar o dispositivo implantável. No estado aberto (*OFF*), por sua vez, deve impedir a passagem de corrente no maior grau possível, de forma a reduzir as perdas. É considerada óptima uma corrente de fugas da ordem dos nA ou mesmo pA.

A escolha recaiu sobre um transistor MOSFET de canal P STS6PF30L. Este

transístor é possuidor de características que se adequam à função pretendida:

- Baixa resistência  $R_{DS,ON}$ :  $< 0,030 \Omega$ ,
- Tensão de limiar,  $V_{GS(th)}$  máxima: 2,5 V,
- Tensão de limiar,  $V_{GS(th)}$  típica: 1,6 V.

Na figura 3.5 foi indicada a utilização de resistências entre a fonte e a porta de cada um dos transístores. Estas resistências devem ter um valor relativamente elevado, na ordem dos 100 K $\Omega$ . Quando os sinais de controlo não são estáveis, estas resistências permitem manter os transístores cortados. Tendo em conta que estes transístores são controlados por tensão e o facto de se utilizarem resistências de valor elevado considera-se que não existe consumo da bateria com esta configuração.

#### 4.4.3 Controlo dos interruptores de alimentação

Todas as escolhas anteriores permitiram simplificar muito a forma como os interruptores serão controlados. O microcontrolador PIC12F629 consegue fornecer o potencial necessário ao controlo dos interruptores e assim sendo, mais uma vez, um novo módulo não implica no aumento do número de componentes utilizados no circuito.

Como já foi descrito, um dos interruptores é controlado directamente pelo sistema de activação ou, mais especificamente, pelo sistema de controlo aqui apresentado. O outro interruptor deve ser controlado pelo sistema de controlo associado ao dispositivo biomédico implantável. Como, no momento da escrita desta dissertação, tal sistema ainda não se encontrava desenvolvido na totalidade, um segundo microcontrolador PIC12F629 foi utilizado como emulador do sistema inteligente do dispositivo e respectivo sistema de controlo. Como resultado, o controlo dos interruptores utilizados no processo de activação remota é alcançado da forma verificada na figura 4.8.

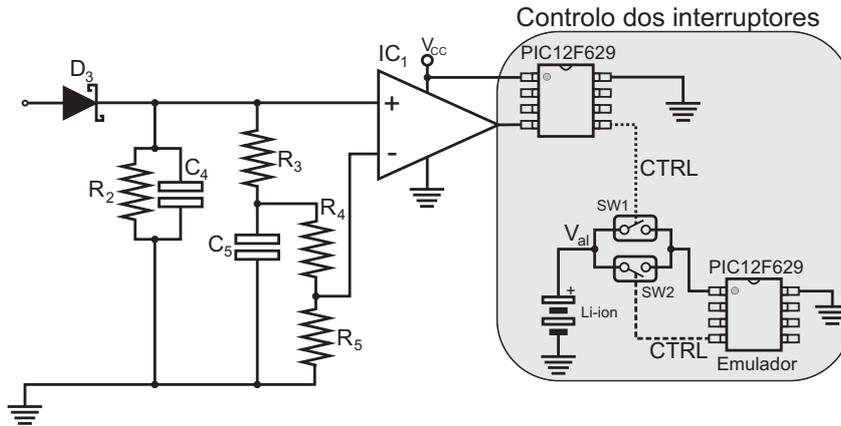


Figura 4.8 – Circuitos de controlo dos interruptores.

Fica assim concluída a definição de todos os módulos do sistema de activação remoto de dispositivos biomédicos implantados, podendo partir-se para a implementação prática dos mesmos.

## 4.5 Implementação prática

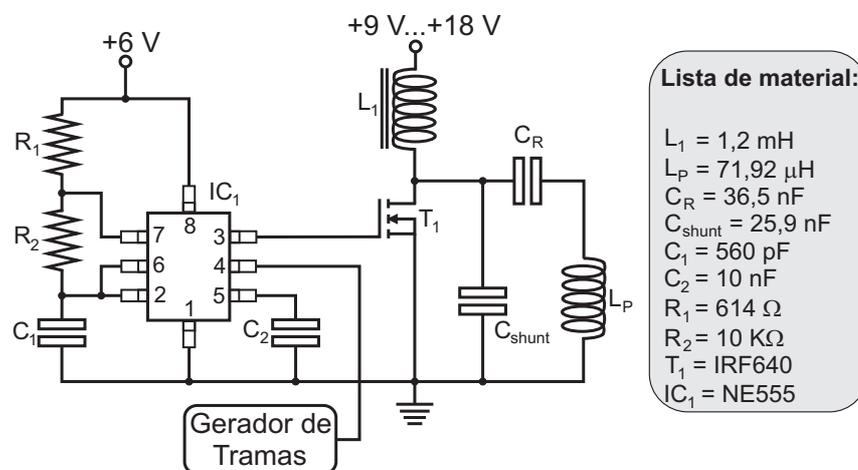
Concluída a escolha dos componentes necessários à implementação do protótipo bem como os circuitos dos módulos que ainda não tinham sido abordados construiu-se um protótipo a utilizar nos testes de validação deste sistema.

### 4.5.1 Circuito de excitação externa

De forma a avaliar o funcionamento do sistema de activação é necessário recorrer a um circuito excitador externo que permita a transmissão de energia e dados para tal sistema. Embora a escolha possa ser de alguma forma alargada, a mesma recaiu sobre um amplificador RF em classe E. A escolha fica a dever-se principalmente à sua elevada eficiência de operação (teoricamente de 100 %). Muitos estudos foram feitos sobre este tipo de amplificadores servindo os mesmos como base para o desenvolvimento de circuitos eficientes (Sokal e Sokal, 1975; Ziaie et al., 2001; Kazimierczuk e Puczko, 1987; Raab, 1977; Kessler e Kazimierczuk, 2001).

Na generalidade dos casos este tipo de amplificador é usado em sistemas de transmissão envolvendo frequências na zona dos MHz ou mesmo GHz (Sokal, 1998). Contudo, o mesmo adapta-se bem a um funcionamento à frequência de operação (125 KHz) escolhida para este trabalho.

Para o desenvolvimento deste circuito foram utilizadas soluções optimizadas (Sokal, 1998, 2001, 2007), permitindo mais facilmente atingir uma boa eficiência. Na figura 4.9 apresenta-se o circuito a utilizar para esta função.



**Figura 4.9** – Amplificador RF em classe E como transmissor de energia e dados.

Foi sugerido, na figura 2.12 do capítulo 2, que o sinal a entregar à porta do transístor de potência MOSFET deveria ser o resultado de uma operação lógica E (conjunção) entre a portadora do sinal e o gerador de tramas. Em princípio, e tratando-se de um transístor MOSFET, deveria ser suficiente aplicar uma tensão igual ou superior a  $V_{GS(TH)}$ <sup>2</sup> para o mesmo entrar em condução. Contudo os transístores MOSFET de potência têm uma capacidade interna entre o terminal da porta e os outros dois terminais, geralmente designada por  $C_{ISS}$ . Para que estes transístores comutem, é necessário carregar estes condensadores e para tal acontecer uma corrente razoável deve ser aplicada à porta (G) do transístor. Se esta corrente não for suficiente o transístor poderá nem comutar, embora lhe seja aplicada uma tensão suficiente.

Uma porta lógica não consegue entregar uma corrente suficiente para fazer este tipo

<sup>2</sup>Tensão de limiar de condução (TH) a aplicar entre a porta (G) e a fonte (S) do transístor.

de transístor comutar, mesmo para uma frequência de apenas 125 KHz. Uma solução possível passa pela utilização de circuitos designados como MOSFET *drivers*. Outra passa pela solução adoptada neste trabalho com a utilização de um temporizador NE555. O mesmo consegue entregar corrente suficiente para comutar o transístor utilizado e ainda assim, utilizando a sua entrada de *reset* (pino 4), emular a função lógica requerida. O gerador de tramas (sinais em série) pode ser aplicado a esta entrada de *reset*.

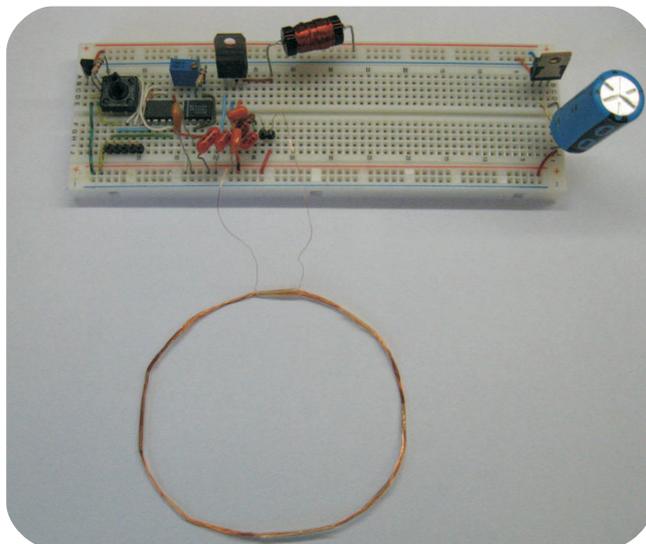
O temporizador NE555 está configurado para funcionamento astável a 125 KHz com um *duty cycle* de 51,49 %. O mesmo é alimentado com +6 V, de forma a aplicar o nível de tensão requerido para colocar o transístor em funcionamento. O amplificador propriamente dito pode ser alimentado entre +9 V e +18V. Através da variação da alimentação é possível controlar o nível de energia radiada pela bobina e como tal controlar a força do campo electromagnético produzido. As configurações habitualmente utilizadas (Hmida et al., 2006) não permitem este tipo de controlo sem que para isso seja necessário proceder a alterações nos vários elementos do amplificador. A bobina  $L_1$  é uma bobina de choque e a  $L_P$  é a bobina de transmissão tendo já sido descrita no início deste capítulo.

Para os ensaios, o gerador de tramas materializa-se na forma de um microcontrolador PIC, utilizando tramas pré-definidas em firmware. Na aplicação final o mesmo gerador de tramas pode ser implementado das mais variadas formas. Por exemplo, utilizando um computador a correr uma determinada aplicação.

Fica apontado que, tendo sido utilizados componentes de uso comum para o desenvolvimento deste módulo, o mesmo poderá não estar optimizado. Para uma optimização mais profunda será necessária uma escolha mais apropriada dos vários elementos, tais como o transístor de comutação, o tipo de condensadores utilizados e com certeza um tipo de fio eléctrico utilizado no fabrico da bobina de transmissão. Considera-se assim que este circuito foi desenvolvido com o único propósito de testar o circuito de activação e que o mesmo se encontra em condições necessárias para tal função. Os problemas mais visíveis são o aquecimento da bobina ( $L_P$  na figura 4.9) e o facto de ser necessário alimentar o sistema de transmissão com potenciais relativamente elevados (tipicamente +12 V) de forma a obterem-se níveis

de campo electromagnético úteis. Este nível de alimentação é considerado elevado, uma vez que é pretendido que o sistema de transmissão seja alimentado por baterias.

Na figura 4.10 pode visualizar-se o sistema de transmissão externo. Muito embora o fio da bobina possa aquecer devido à corrente elevada que o percorre, principalmente para tensões de alimentação superiores a +12 V, o transístor de comutação (MOSFET) não chega a aquecer. Este último facto é um bom indicador de que a rede de carga do amplificador de classe E se encontra devidamente sintonizada. Nada substituí a visualização das formas de onda das tensões  $V_{DS}$  e  $V_{GS}$  como meio de calibração, mas o aquecimento do transístor é um indicador empírico de que o mesmo não está bem calibrado.

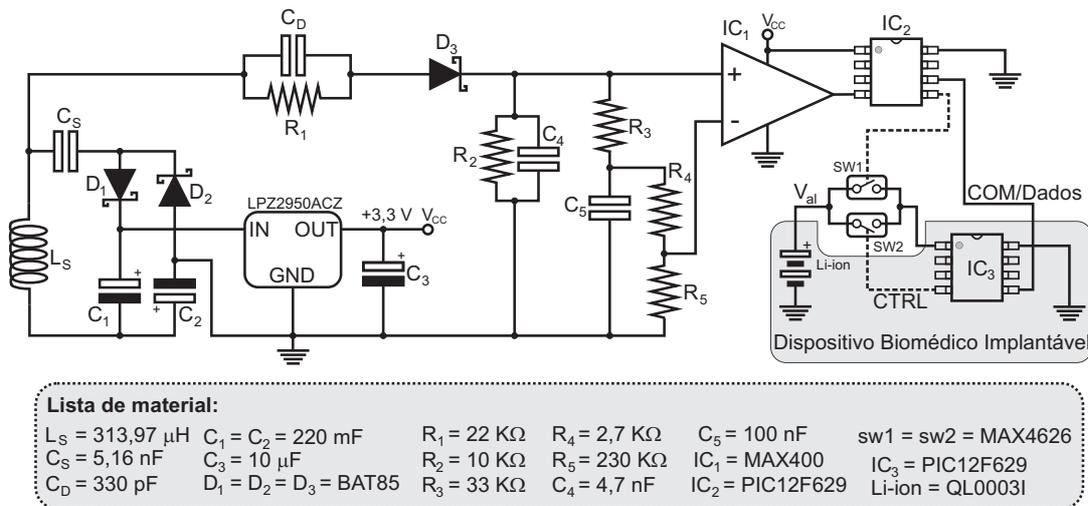


**Figura 4.10** – Protótipo do sistema de transmissão externa e circuitos auxiliares de teste.

### 4.5.2 Circuito do sistema de activação

Uma vez descritos os vários módulos constituintes do sistema de activação, o passo final passa pela apresentação de todo o sistema de forma a ter-se uma visão de como os mesmos se materializam em conjunto, tal como pode ser observado na figura 4.11.

Verifica-se o aparecimento de uma resistência extra ( $R_1$ ). Esta resistência tem uma dupla finalidade. Em primeiro lugar serve para suavizar, em conjunto com



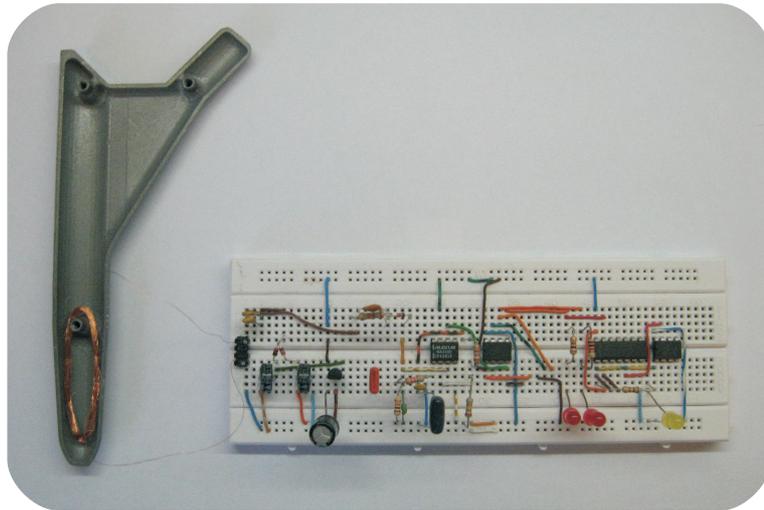
**Figura 4.11** – Circuito final do protótipo do sistema de activação sem fios de dispositivos biomédicos implantáveis (Morais et al., 2009).

o condensador em paralelo com a mesma, a forma de onda recebida. Em segundo lugar permite regular ainda mais o consumo de corrente do circuito.

Para este protótipo foi utilizada uma bateria especialmente desenhada para dispositivos biomédicos implantáveis. A bateria utilizada é a QL0003I da empresa *Quallion LLC* sediada na Califórnia (USA – <http://www.quallion.com>). As características desta bateria foram amplamente descritas no capítulo 1 desta dissertação não se justificando a sua repetição. O único facto a apontar é o de esta empresa dar um grande contributo ao desenvolvimento científico onde, por vezes, cede amostras dos seus produtos quando tal se justifica. Este foi um desses casos.

Devido ao facto de o circuito de activação aqui apresentado fazer parte de um sistema mais complexo, o qual irá necessitar de algum nível de integração na sua implementação final, não se achou necessário reduzir este circuito de forma a poder ser colocado integralmente no interior da prótese. Como tal, e como se pode ver na figura 4.12, este circuito impresso utiliza alguns componentes de uso comum.

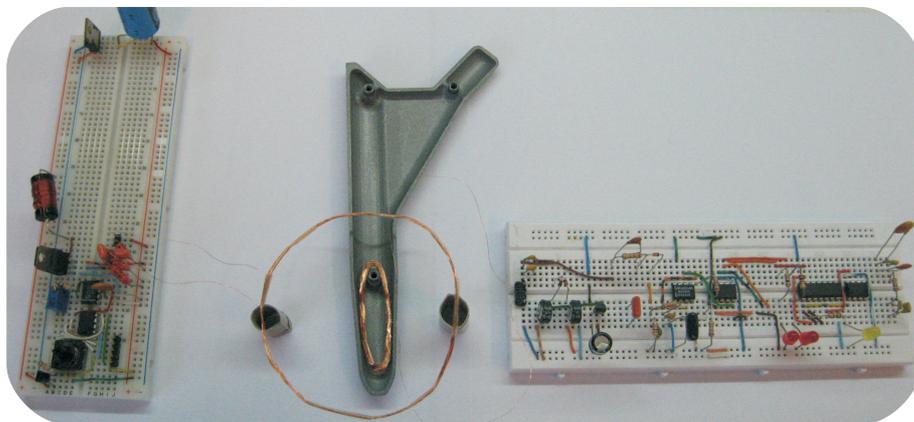
Na quase totalidade da placa de prototipagem RH21 (figura 4.12), encontra-se o sistema de activação propriamente dito enquanto que no lado direito dessa mesma placa, ocupando uma área mínima da mesma, encontra-se um pequeno circuito cuja



**Figura 4.12** – Protótipo do sistema de activação e circuitos auxiliares de teste.

função é a de emular o restante sistema implantável.

A figura 4.13 apresenta todo o sistema montado em conjunto, estando o mesmo preparado para os testes de validação.



**Figura 4.13** – Visão global do sistema já preparado para os testes a efectuar.

Fica assim terminada a apresentação do protótipo utilizado neste trabalho. O passo seguinte passa pela apresentação e análise de resultados dos testes.



# 5

## Resultados Experimentais e Discussão

---

Uma vez terminada a descrição do sistema e a construção de um protótipo laboratorial, analisam-se e discutem-se neste capítulo os resultados obtidos com o mesmo.

### 5.1 Avaliação experimental do sistema

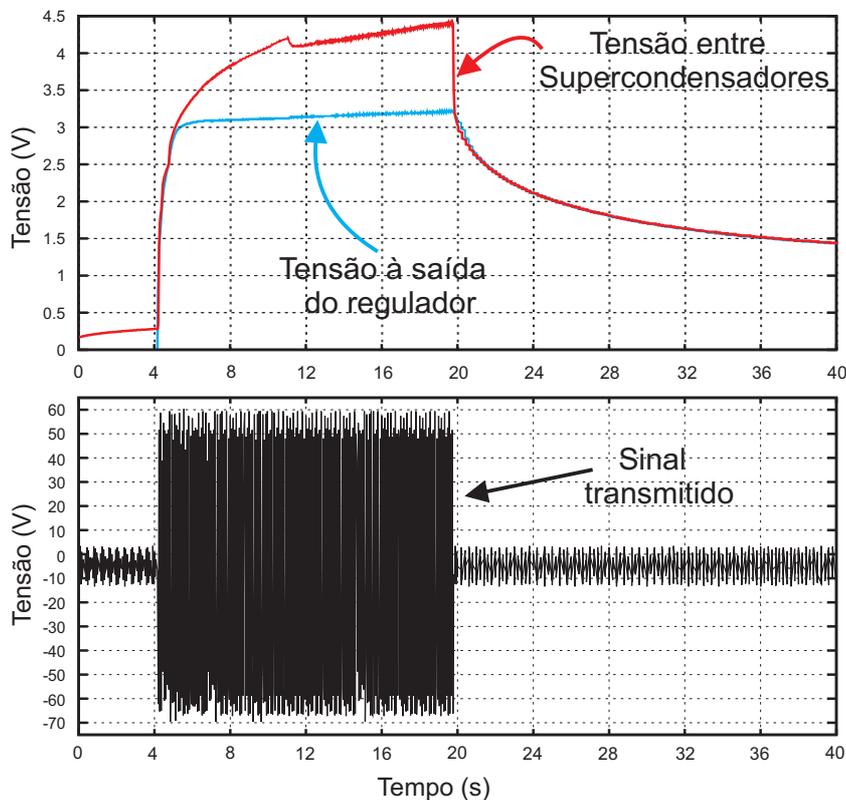
O sistema é composto por algumas funcionalidades, por imposição do projecto no qual o mesmo se insere. No entanto, para este trabalho específico é suficiente avaliar o desempenho do sistema quanto à transmissão de energia e dados/comandos. Mais especificamente, o comando de activação do sistema. Resumem-se assim os resultados obtidos.

#### 5.1.1 Recepção de energia

Para o sistema funcionar tal como pretendido é necessário recolher energia em quantidade suficiente para alimentar todo o sistema de activação e que essa recolha seja feita num tempo diminuto. Para testar estes dois aspectos, o módulo transmissor

(figura 4.9) foi alimentado com +12 V. Tensões superiores são possíveis, mas as mesmas resultam num aquecimento perceptível no enrolamento da bobina de transmissão. Para este teste inicial foi usada uma distância de 3 cm entre as bobinas e o transmissor apenas envia o sinal da portadora.

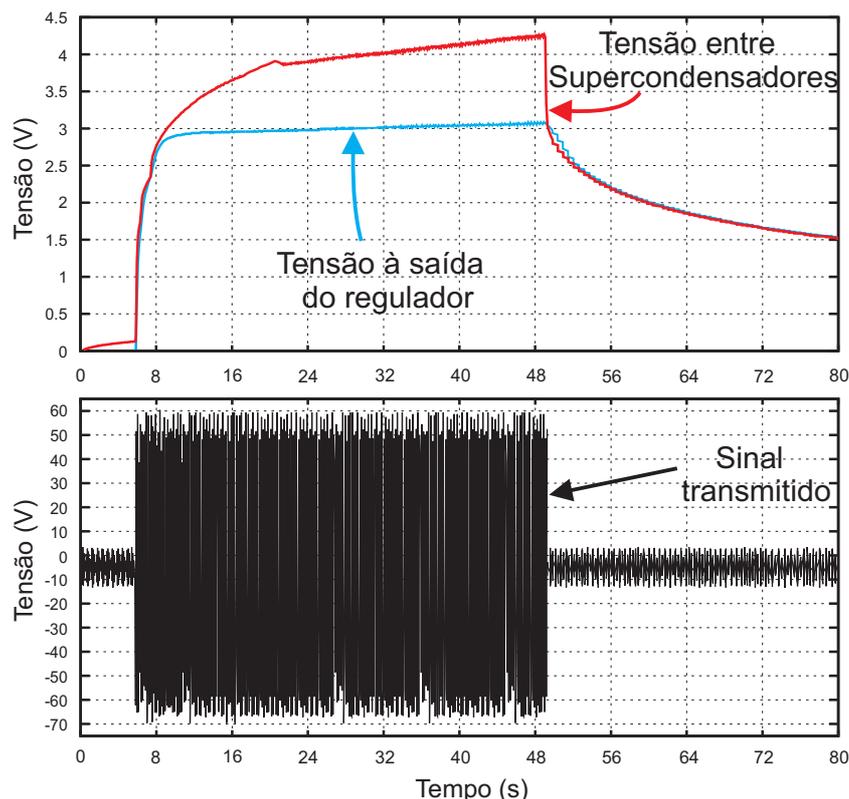
Em primeiro lugar a bobina de recepção foi testada ainda no formato circular da mesma após ser retirada do molde. Para a distância de 3 cm foram necessários cerca de 17 segundos para carregar os supercondensadores e obterem-se os 3,3 V à saída do regulador de tensão (figura 4.11). Apresentam-se na figura 5.1 as formas de onda obtidas na bobina do transmissor, à entrada do regulador de tensão (carga dos supercondensadores) e na saída do mesmo regulador de tensão.



**Figura 5.1** – Processo de carga dos supercondensadores e saída obtida no regulador de tensão para o caso da bobina em formato circular (Morais et al., 2009).

Logo de seguida o formato da bobina foi alterado para o de uma elipse, tal como descrito na figura 4.3 e o mesmo teste foi efectuado. Naturalmente que os supercondensadores foram descarregados de forma a validar o resultado do teste.

Neste caso foram necessários cerca de 44 segundos para obter um resultado próximo do anterior. Na figura 5.2 podem ser analisadas as formas de onda obtidas, onde verifica-se claramente que, mesmo após os 44 segundos, não é possível alcançarem-se os 3,3 V. No entanto, a tensão atingida é suficiente para alimentar toda a electrónica do sistema de activação.



**Figura 5.2** – Processo de carga dos supercondensadores e saída obtida no regulador de tensão para o caso da bobina em formato elíptico (Morais et al., 2009).

Comparando os sinais apresentados nas figuras 5.1 e 5.2 conclui-se que os mesmos são idênticos, mas com um tempo de carga dos supercondensadores diferente.

Com estes resultados chega-se à conclusão que o formato da bobina tem alguma influência na recepção de energia. O achatamento (1,3 cm, figura 4.3) da bobina de recepção dificulta a captação, por parte da mesma, do campo electromagnético. Dar o mesmo tipo de formato à bobina externa de transmissão não deu melhores resultados, tendo piorado um pouco.

Embora o tempo de carga dos supercondensadores tenha sido inferior a 1 minuto considera-se que a capacidade dos mesmos deve ser ainda mais reduzida de forma a também reduzir este tempo. Como a energia dos mesmos é necessária por breves instantes (na ordem dos milisegundos ou mesmo nano-segundos) considera-se que a redução da capacidade não só é possível como conveniente. De qualquer forma, aquando da integração deste sistema esperam-se consumos ainda menores, possibilitando ainda mais a redução da capacidade destes condensadores.

Quando os supercondensadores têm alguma carga é possível voltar a obter os 3,3 V à saída do regulador para um tempo relativamente inferior aos apontados mais acima no texto. Não se apresentam valores de tempo de carregamento neste caso, porque dependem do nível de carga dos supercondensadores no instante de aplicação do campo electromagnético externo.

Após os testes foi verificado que a escolha para o tipo de condutor utilizado na construção da bobina do transmissor não foi a mais adequada. Será mais apropriada a utilização de um fio de cobre com um diâmetro superior ao utilizado, levando a uma redução na resistência do mesmo. Com esta alteração considera-se possível aumentar ainda mais a corrente que percorre a bobina, aumentando ainda mais a força do campo electromagnético produzido pela mesma, sem que o mesmo leve a um aquecimento exagerado.

Na figura 5.1 vê-se ainda um descaimento da tensão dos supercondensadores e, como tal, do regulador de tensão, quando o transmissor cessa de emitir o sinal de portadora. Isto fica a dever-se principalmente ao facto de os componentes utilizados na implementação do protótipo ainda consumirem uma potência considerável, muito embora tenham sido escolhidos de forma a tentar minimizar esta última. Nota-se que mesmo os supercondensadores não se podem comparar com a capacidade de carga das baterias. Naturalmente que, numa futura integração deste sistema, a eficiência energética terá de ser considerada de forma a impedir um descaimento tão abrupto.

De qualquer forma, o tempo durante o qual o regulador consegue fornecer um potencial acima dos 2,5 V é suficiente para que o processo de activação se dê. Os elementos activos do sistema de activação, nomeadamente o amplificador TLV2771

e o microcontrolador PIC12F629 podem funcionar com uma alimentação de 2,5 V e alguns deles ainda menos. Considera-se portanto que o sistema de recolha de energia funciona de acordo com o pretendido.

### 5.1.2 Processo de activação

Para o teste de recepção de um comando de activação foi escolhida uma trama fictícia (ver figura 5.3) onde o *Checksum* é obtido simplesmente através de uma operação lógica OU exclusivo (disjunção exclusiva) de todos os outros componentes da trama. Os valores dos *bytes* estão no formato hexadecimal para brevidade de apresentação dos mesmos.

Preamble	Serial ID	Command	Parameter	Checksum
0xAA	0x22 0x47	0x88	0x00	0x47

**Figura 5.3** – Trama fictícia para usar nos testes de recepção de comandos (Morais et al., 2009).

Para a geração da trama é utilizado um microcontrolador PIC, sendo o mesmo ligado directamente ao pino de *reset* (pino 4) do temporizador NE555 do circuito de transmissão (ver figura 4.9). A trama é transmitida após um botão, ligado a uma entrada deste microcontrolador, ser premido. Pelas razões apontadas no capítulo 4 foi escolhida a codificação NRZ unipolar para o método de codificação a usar nestes testes.

Da primeira vez, e considerando uma descarga profunda dos supercondensadores, o gerador de tramas controla o temporizador de forma a que seja transmitido apenas o sinal da portadora durante aproximadamente 50 segundos. Este procedimento acelera o carregamento dos supercondensadores. Findo este tempo a trama é transmitida. Nas tentativas de activação seguintes, o tempo anterior à transmissão da trama é reduzido para apenas 8 segundos. Mais uma vez as bobinas são colocadas

a uma distância de 3 cm uma da outra.

As formas de onda apresentadas na figura 5.4 pretendem dar uma visão dos sinais envolvidos no processo de activação, bem como para verificar o momento em que se dá a activação dos interruptores envolvidos neste processo. Na figura 5.5 podem ver-se, com mais detalhe os sinais de controlo dos dois interruptores, de forma a verificar-se que o interruptor SW2 só é activado após o fecho do interruptor SW1.

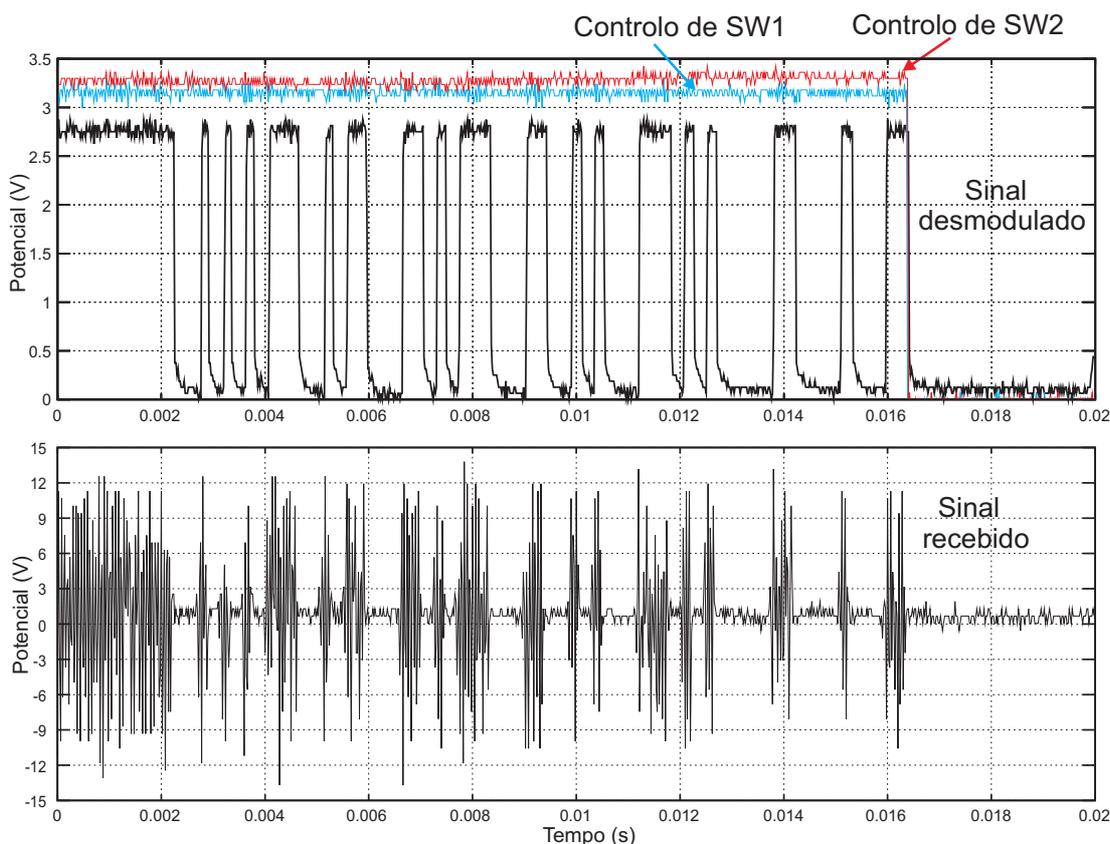
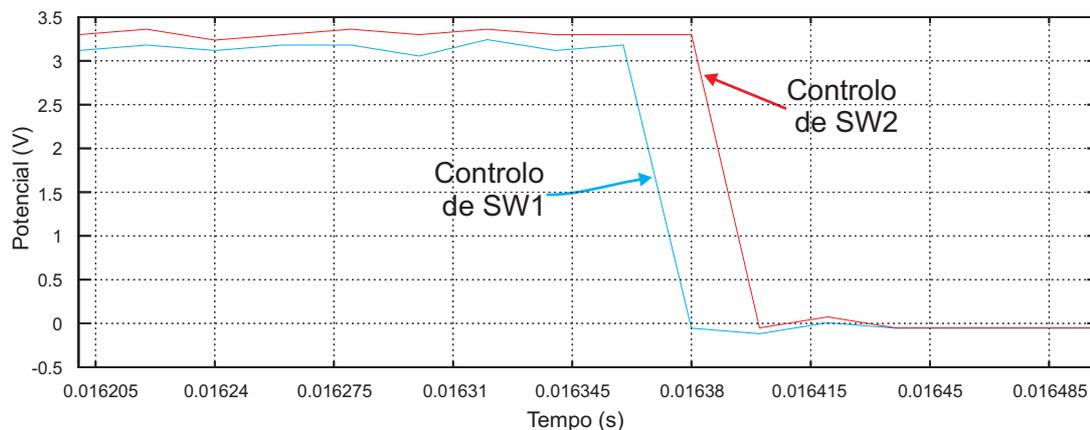


Figura 5.4 – Sinais envolvidos no processo de activação.

Muito embora as ondas captadas na bobina de recepção sejam de alguma forma distorcidas é ainda possível desmodular os sinais. O sinal desmodulado, à saída do amplificador TLV2771, (figura 4.11), não apresenta uma amplitude de 3,3 V como seria desejável. Mesmo assim, o nível de potencial máximo obtido é suficiente para que o microcontrolador  $IC_2$  (figura 4.11) consiga distinguir facilmente entre um nível lógico alto e um nível lógico baixo. Após o processamento dos dados é dada a ordem de fecho do primeiro interruptor (SW1) após o que, passado um determinado tempo,



**Figura 5.5** – Sinais dos interruptores vistos mais em pormenor.

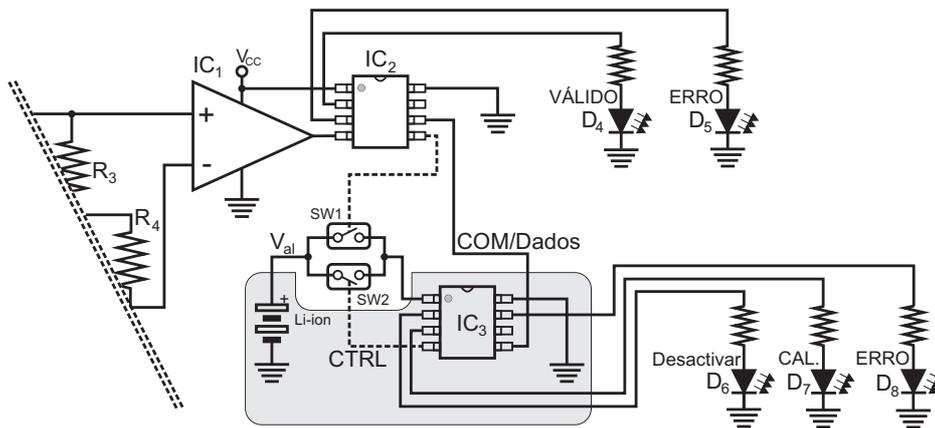
é dada a ordem de fecho do segundo interruptor (SW2). Como esta última ordem é dada pelo microcontrolador  $IC_3$  (emulador do sistema de telemetria), conclui-se que o dispositivo foi activado com sucesso. O tempo reduzido entre a activação dos dois interruptores fica a dever-se ao facto de  $IC_3$  não necessitar de fazer as inicializações que o sistema implantável deverá necessitar.

### 5.1.3 Recepção de comandos

O passo seguinte foi o de testar a recepção de outros comandos como, por exemplo, o de desactivação do dispositivo. De forma a dispor-se de uma indicação visual do sucesso (ou falta dele) de recepção de comandos, bem como da validação e distinção entre eles, foram incluídos alguns díodos LED ligados a  $IC_2$  e  $IC_3$  tal como sugerido na figura 5.6.

O comando de activação não se inclui na mesma categoria dos restantes comandos, uma vez que o mesmo é apenas utilizado pelo bloco de processamento do sistema de activação onde a sua função é a de, uma vez validado, proceder ao fecho do interruptor SW1 (ver figura 4.11), activando o dispositivo implantável. Todos os outros comandos são reencaminhados para o dispositivo implantável através da linha designada por *COM/Dados* na figura 4.11. Antes do envio para o dispositivo implantável estes comandos passam igualmente por um processo de validação.

Naturalmente que estes comandos só podem ser recebidos pelo dispositivo após a sua activação. Justifica-se assim a configuração de testes apresentada de seguida como forma de testar esta ligação e, como tal, a recepção validada de comandos por parte do dispositivo implantável.



**Figura 5.6** – Configuração de testes para maior facilidade de comprovação de sucesso de transmissão de comandos.

Do lado do sistema de activação têm-se os díodos LED  $D_4$  e  $D_5$  com as funções de indicar, respectivamente, a validade ou erro do comando recebido. Do lado do emulador do dispositivo implantável só foram incluídos três díodos LED. O díodo  $D_6$  serve para indicar que foi recebida a ordem de desactivação, enquanto que a função de  $D_7$  é a de indicar que foi recebido o comando de calibração. Também neste caso foi incluído um díodo para indicar uma qualquer situação de erro ( $D_8$  na figura 5.6). Em todos os casos o díodo LED em questão vai piscar durante uns segundos no fim dos quais o mesmo se mantém ligado. Sempre que uma nova ordem é dada todos os díodos LED são apagados. Embora seja perfeitamente possível utilizar outras formas de teste mais elaboradas, tal não se achou necessário.

Como as ondas obtidas nestes testes são idênticas às apresentadas na figura 5.4 não se justifica a sua repetição, passando-se directamente para a descrição e conclusões dos mesmos.

Para distâncias acima dos 4 cm foi verificada uma maior percentagem de casos de indicação de erro de recepção de comandos (piscar de  $D_5$ ). Para distâncias inferiores e por vezes um pequeno deslocamento angular entre as bobinas, não foram

verificados erros na recepção de comandos. As várias tentativas de enviar o comando de calibração levaram ao piscar de  $D_7$ , sendo isto uma indicação clara da boa recepção de comandos. Os vários testes da ordem de desactivação levaram ao piscar de  $D_6$  seguido do apagamento do mesmo, indicando que o sistema foi desactivado. A medição do potencial de alimentação do microcontrolador emulador ( $IC_3$  na figura 4.11) confirmou a desactivação do mesmo. Em todos os testes efectuados,  $D_8$  nunca se ligou, a não ser quando propositadamente se enviou um comando errado ou uma trama cujo *Checksum* tenha sido deliberadamente invalidado.

Conclui-se assim que o sistema de activação encontra-se em funcionamento de acordo com o pretendido e onde a recepção de comandos e sua retransmissão para o dispositivo implantável encontra-se operacional.

Esta configuração de testes permitiu ainda verificar que o bloco de alimentação do sistema de activação tem capacidade para fornecer corrente a pelo menos mais dois díodos LED ( $D_4$  e  $D_5$  na figura 5.6). Foi verificado que estes dois díodos LED consomem uma energia muito superior ao restante circuito, concluindo-se que se consegue obter uma densidade de energia maior do que realmente é necessária para alimentar o sistema de activação.

#### 5.1.4 Avaliação em termos de segurança

De acordo com o standard *IEEE Std C95.1 (2005)*<sup>1</sup> é estabelecido um limite máximo de  $164 \mu\text{T}$  para a força do campo magnético que pode ser aplicado na proximidade de tecido biológico vivo, para uma frequência de 125 KHz.

Utilizando a equação (5.1) (Riistama et al., 2007) pode ser calculada a força do campo magnético ( $B$ ) induzida a uma determinada distância  $x$  da bobina que o produz.  $R$  é o raio médio da bobina,  $L$  o comprimento da mesma e  $\mu$  a permeabilidade magnética do meio.  $I$  é a corrente que atravessa a bobina.

---

<sup>1</sup>IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz (Standard para os níveis de segurança relativo à exposição de seres humanos a campos electromagnéticos de rádio frequência, 3 KHz a 300 GHz)

$$B = \frac{\mu IN}{2L} \left( \frac{1}{\sqrt{1 + (R/(x+L))^2}} - \frac{1}{\sqrt{1 + (R/x)^2}} \right) \quad (5.1)$$

Uma vez que o corpo humano não é um material magnético é possível, com algum erro, considerar-se que a permeabilidade magnética do mesmo é igual à do vácuo (Riistama et al., 2007). Assim sendo, considera-se  $\mu = \mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$  H/m. Considerando a bobina externa, descrita no capítulo 4, tem-se um raio médio de  $R = 40,0625$  mm, e um comprimento de  $L = 2,625$  mm, tendo sido medida uma corrente máxima a percorrer a mesma, de 0,55 A. Com estes elementos obtém-se uma força de campo magnético de  $B = 161,4 \mu\text{T}$  a uma distância de 10 mm da bobina de transmissão.

Mesmo para uma distância de 10 mm a força do campo não ultrapassa o máximo estabelecido. A uma distância de 30 mm entre as bobinas interna e externa  $B = 88,625 \mu\text{T}$  e considerando que o mesmo campo só necessita de estar activo durante poucos segundos pode considerar-se que o sistema de activação apresentado está em conformidade com as directivas apontadas pelo standard acima referido.

## 5.2 Análise crítica do sistema de activação

Até ao momento da escrita desta dissertação o dispositivo biomédico implantável do projecto da prótese de anca inteligente, projecto no qual este trabalho se insere, encontra-se em desenvolvimento, estando ainda numa fase inicial. Assim sendo, não é possível determinar qual é a sua frequência de utilização nem mesmo ter uma noção concreta do consumo do mesmo. Não dispondo destes elementos, não é possível concluir acerca do ganho real em termos do tempo de utilização da bateria até a mesma necessitar de ser recarregada. O mesmo pode dizer-se acerca do tempo de vida útil da bateria, e como tal, do tempo de vida útil do próprio implante.

Tal como já apontado, este sistema é adequado a dispositivos implantáveis cuja utilização não é contínua. Isto implica desde logo que durante algum período de tempo a energia da bateria estará a ser consumida de uma forma indevida. Quanto

menos frequente for a utilização do implante, bem como quanto menor for o tempo em que ele se encontra em funcionamento útil, maior vai ser o desperdício de energia da bateria. Alcançando-se um método que procede à activação/desactivação do dispositivo implantável, implicando que a fonte de energia se encontra desconectada dos circuitos do implante, pode reduzir-se substancialmente a perda de energia desta fonte.

Para efeitos práticos pode considerar-se que as perdas de energia serão principalmente devidas à auto-descarga própria da bateria, bem como a correntes de perda insignificantes (da ordem dos nA ou mesmo pA) através da porta e fonte dos transístores aos quais a mesma se encontra conectada.

De acordo com testes efectuados (Nagata et al., 2005) à bateria utilizada no protótipo deste trabalho foi verificado que a mesma mantém uma capacidade acima dos 80 % da sua capacidade máxima, mesmo após 12 meses de armazenamento da bateria a uma temperatura ambiente de 37°C, tendo sido inicialmente carregada a 100 % da sua capacidade. Outros testes mostraram que a mesma mantinha uma capacidade também acima dos 80 % da sua capacidade máxima após a mesma sofrer 500 ciclos de carga/descarga.

Pode-se igualmente argumentar que a utilização conjunta de uma bateria com características acima do normal com um circuito de activação como o aqui descrito levam a um aumento de tempo de vida útil de um dispositivo biomédico implantável de utilização não continua, cuja principal fonte de energia seja uma bateria.

Também se vislumbra como útil a aplicação de um sistema de activação como o aqui descrito, no caso em que o sistema seja alimentado através dos sistemas de recolha de energia mais recentes. Estes sistemas ainda estão no início do seu desenvolvimento e as densidades de energia recolhidas ainda são muito parcas. Uma das formas mais usuais de utilização desta energia prende-se pelo seu armazenamento em elementos como supercondensadores, ou mesmo baterias, sendo estes últimos as fontes de energia principal do dispositivo. Assim sendo é de toda a importância poupar esta energia o melhor possível.



# 6

## Conclusões Finais e Trabalho futuro

---

Um dos objectivos deste trabalho era o de alcançar-se a liberdade de movimentos do paciente. Considera-se que também este requisito foi atingido através da elaborada disposição e características das bobinas desenvolvidas e seus circuitos associados.

Foi possível recolher energia em quantidade suficiente para colocar em funcionamento o sistema de activação sem fios, ficando o mesmo em condições de recepção de tramas de dados onde são incluídos, na mesma, comandos para as mais variadas situações. Foram testadas com sucesso a activação e desactivação do dispositivo (emulado por um microcontrolador PIC) bem como a recepção de outros comandos. A recepção de comandos é possível para distâncias inferiores a 4 cm entre bobinas, ficando assim um pouco acima do mínimo (3 cm) definido. Pelos resultados de alguns dos testes efectuados, e pela teoria referente à transmissão de energia sem fios, considera-se que é perfeitamente possível aumentar o alcance deste sistema.

Muito embora um tempo de carga de aproximadamente 50 segundos, no caso dos supercondensadores se encontrarem completamente descarregados, seja aceitável, este tempo pode e deve ser reduzido. Este tempo foi obtido num protótipo desenvolvido com componentes de uso comum, à parte algumas excepções, considerando-se que podem obter-se desempenhos melhores através de uma escolha (quando possível) mais apropriada dos mais variados componentes utilizados no circuito.

O objectivo principal deste trabalho foi alcançado uma vez que foi desenvolvido, testado e validado um sistema de activação/desactivação, sem fios, de um sistema de telemetria. Tal como pretendido, foi também alcançado o objectivo de ser possível transmitir dados para o interior do implante através de técnicas de ligação indutiva.

Embora não tenha sido possível provar através de experimentação foi concluído que este sistema é perfeitamente capaz de aumentar o tempo de vida útil do elemento responsável pela alimentação do dispositivo biomédico implantável, neste caso uma bateria, quando o mesmo é um dispositivo de utilização não contínua. Quanto menor for a sua frequência de utilização e menor o tempo em que se encontra activo, maior vai ser o ganho em relação ao tempo de vida de todo o sistema.

Com a configuração de antenas (bobinas) proposta neste trabalho é possível eliminar a necessidade de se utilizar aparelhagem colocada à volta de membros como braços, pernas e outras localizações, quando se utiliza a energia electromagnética, alcançando-se assim mais um dos objectivos propostos.

Conclui-se assim que foram alcançados todos os objectivos propostos para o desenvolvimento deste trabalho.

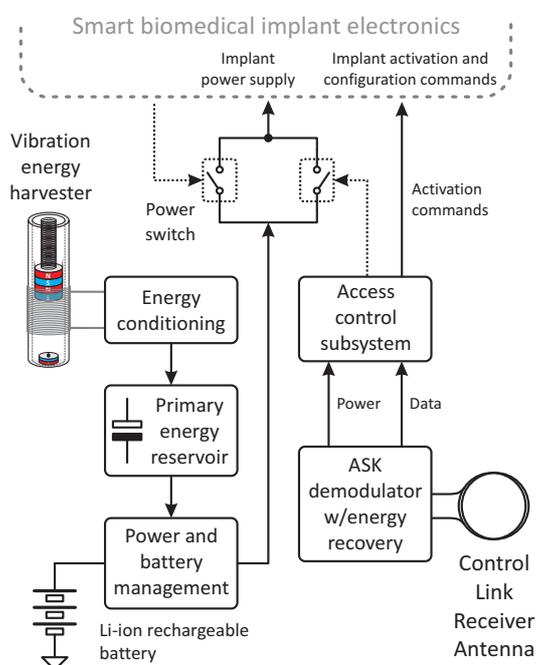
### **Perspectivas de trabalho futuro**

Como trabalho futuro visiona-se o desenvolvimento deste sistema de activação na forma integrada. Contudo, como já antes mencionado, este trabalho é parte integrante de um sistema implantável e deverá ser integrado em conjunto com o mesmo. Encontrando-se o sistema implantável ainda em desenvolvimento, principalmente devido às dificuldades inerentes da integração de todo um sistema, este passo não foi considerado como um dos objectivos do trabalho desta dissertação.

Tendo em conta as novas tecnologias de recolha de energia, em grande destaque hoje em dia, considerou-se que as mesmas podem ser de grande interesse para o projecto global, no qual o trabalho desta dissertação se insere. Numa primeira fase, espera-se recolher energia em quantidade suficiente para carregar a bateria de Lítio, sendo esta última a fonte de energia principal do dispositivo implantável em

desenvolvimento. Numa segunda fase, espera-se desenvolver um gerador de energia totalmente autónomo, de forma a substituir a bateria ou de forma a servir como fonte de energia secundária de apoio à bateria.

De momento já se encontra em desenvolvimento um gerador de energia electro-magnético. O mesmo, composto por uma bobina, uma mola e ímanes, utiliza a energia mecânica produzida durante o caminhar de um ser humano, de modo a gerar energia eléctrica. Tal como a figura 6.1 sugere, este gerador será utilizado como fonte de energia para carregar a bateria de Lítio, não alterando em nada a arquitectura apresentada na figura 3.3 do terceiro capítulo desta dissertação.



**Figura 6.1** – Gerador electromagnético como fonte de energia para carregar a bateria de lítio.

O movimento faz deslocar um conjunto de ímanes, deslocando-se os mesmos ao longo do comprimento de uma bobina. A variação do fluxo magnético através da bobina leva à criação de um campo magnético induzido, de forma a contrariar essa variação. É produzida então uma corrente na bobina com a consequente produção de um potencial induzido. Na figura 6.1 vê-se um íman no fundo do tubo, servindo este como um travão, de forma a evitar que os ímanes, presos à mola, ultrapassem

o limite inferior do mesmo tubo. O mesmo tem também como função restringir o movimento dos outros ímanes, de forma a que a amplitude do movimento não seja notado.

Na figura 6.2 pode ver-se um dos primeiros protótipos de um gerador colocado no interior de um modelo de prótese de anca. De forma a facilitar o movimento dos ímanes, ou seja, reduzir o atrito a que os mesmos estão sujeitos, é utilizado um tubo em teflon. Não é possível ver os ímanes ou a mola, uma vez que se encontram no interior do tubo, mas vê-se perfeitamente a bobina que se encontra enrolada no exterior do mesmo.

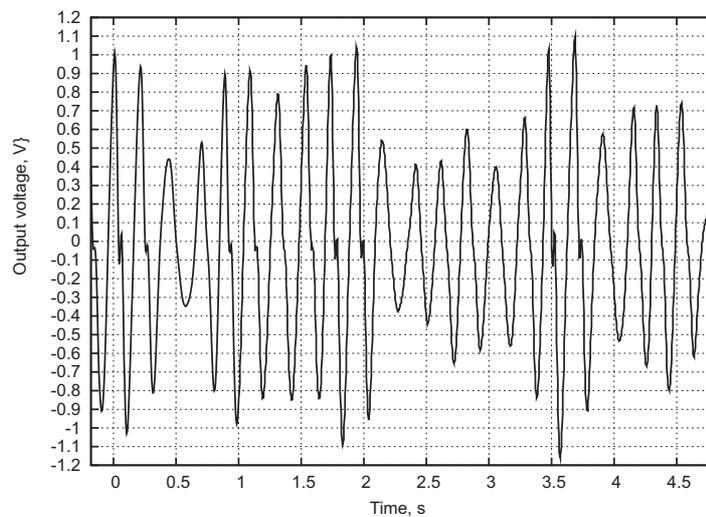


**Figura 6.2** – Um dos primeiros protótipos do gerador electromagnético.

Para testar este gerador, o mesmo foi ligado à perna de um sujeito humano, na localização aproximada da anca. O potencial medido numa carga de  $1\text{ K}\Omega$ , produzido durante o movimento do andar, pode ser visualizado na figura 6.3.

Muito embora se considere este resultado como muito promissor, como trabalho futuro, mas já em movimento, espera-se conseguir desenvolver geradores ainda mais eficientes.

O trabalho sobre estes geradores electromagnéticos, desenvolvido até ao momento, resultou na escrita do artigo, Raul Morais, Nuno Silva, Paulo Santos,



**Figura 6.3** – Sinal medido numa carga de  $1\text{ K}\Omega$  aquando do caminhar de um ser humano.

Clara Frias, Jorge Ferreira, António Ramos, João Simões e Manuel C. Reis, Permanent magnet vibration as an embedded energy harvester mechanism for smart hip prosthesis, aceite para publicação na conferência Eurosensors 2010 (<http://www.eurosensors2010.com/>).



## Referências bibliográficas

---

- Amirtharajah, R. e Chandrakasan, A. P. (1998). Self-powered signal processing using vibration-based power generation. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 33(5):687–695. [20](#), [21](#)
- Bashirullah, R., Liu, W., Ji, Y., Kendir, A., Sivaprakasam, M., Wang, G., e Pundi, B. (2003). A smart Bi-directional Telemetry Unit for Retinal Prosthetic Device. In *Circuits and Systems, 2003. ISCAS '03. Proceedings of the 2003 International Symposium on*, volume 5, páginas 5–8. [16](#), [46](#), [47](#)
- Beeby, S. P., Tudor, M. J., e White, N. M. (2006). Energy harvesting vibration sources for microsystems applications. *Measurement Science and Technology*, 17(12):R175–R195. [18](#)
- Bergmann, G., Graichen, F., Bender, A., Kääb, M., Rohlmann, A., e Westerhoff, P. (2007). In vivo glenohumeral contact forces-Measurements in the first patient 7 months postoperatively. *Journal of Biomechanics*, 40(10):2139–2149. [16](#), [17](#)
- Carbunaru, R., Whitehurst, T., Jaax, K., Koff, J., e Makous, J. (2004). Rechargeable battery-powered bion<sup>®</sup> Microstimulators for Neuromodulation. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE*, volume 2, páginas 4193–4196. [14](#)

- Carlson, C. E., Mann, R. W., e Harris, W. H. (1974). A Radio Telemetry Device for Monitoring Cartilage Surface Pressures in the Human Hip. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-21(4):257–264. 16, 46
- Catrysse, M., Hermans, B., e Puers, R. (2004). An inductive power system with integrated bi-directional data-transmission. *Sensors and Actuators A: Physical*, 115(2-3):221–229. 16, 31, 32, 34, 35, 46, 47
- Chen, C., Liu, J., Stoll, M., Henriksen, G., Vissers, D., e Amine, K. (2004). Aluminum-doped lithium nickel cobalt oxide electrodes for high-power lithium-ion batteries. *Journal of Power Sources*, 128(2):278–285. 12
- Chou, C. (1999). IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz. *IEEE Std C95.1, 1999 Edition*. 18
- Cymbet (2009). <http://www.cymbet.com/>. Cymbet. 53
- Davy, D., Kotzar, G., Brown, R., Heiple, K., Goldberg, V., Heiple, K., Berilla, J., e Burstein, A. (1988). Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 70:45–50. 10, 11
- Dobkin, D. M. (2008). *The RF in RFID. Passive UHF RFID in practice*. Newnes, Elsevier, USA. 45, 46
- EaglePicher (2009). <http://www.eaglepicher.com/>. EaglePicher. 10, 12
- Graichen, F., Arnold, R., Rohlmann, A., e Bergmann, G. (2007). Implantable 9-Channel Telemetry System for In Vivo Load Measurements with Orthopedic Implants. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, páginas 253–261. 4, 5, 43, 46
- Greatbatch (2009). <http://www.greatbatch.com/>. Greatbatch. 10
- Greatbatch, W. e Bustard, T. S. (1973). A Pu<sup>238</sup>O<sub>2</sub> nuclear power source for implantable cardiac pacemakers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-20(5):332–336. 25, 26

- Greatbatch, W., Lee, J., Mathias, W., Eldridge, M., Moser, J., e Schneider, A. (1971). The solid-state lithium battery: A new improved chemical power source for implantable cardiac pacemakers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-18(5):317–324. 9, 10
- Greuter, F. (1985). Electronic surface properties of a liquid semiconductor: selenium. *Journal of Physics C: Solid State Physics*, 18(12):2527–2537. 26
- Haddad, S. A., Houben, R. P., e Serdijin, W. A. (2006). The evolution of pacemakers. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, 25(3):38–48. 4
- Hmida, G. B., Dhieb, M., Ghariani, H., e Samet, M. (2006). Transcutaneous Power and High Data Rate Transmission for Biomedical Implants. In *International Conference on Design and Test of Integrated Systems in Nanoscale Technology, 2006. DTIS 2006.*, páginas 374–378. 92
- Hochmair, E. S. (1984). System Optimization for Improved Accuracy in Transcutaneous Signal and Power Transmission. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-31(2):177–186. 35
- Huddleston, D. (2010). Arthritis of the hip joint. *Online informative manual. Pode ser obtido ou consultado em <http://www.hipsandknees.com/hip/index.html>. Consultado em Janeiro de 2010.* 15
- Justin, G. A., Sun, M., Zhang, Y., Cui, T., e Sclabassi, R. (2006). Serotonin (5-HT) released by activated white blood cells in a biological fuel cell provide a potential energy source for electricity generation. In *28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06.*, páginas 4115–4118. 24
- Justin, G. A., Zhang, Y., Sun, M., e Sclabassi, R. (2004). Biofuel cells: a possible power source for implantable electronic devices. In *26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04.*, páginas 4096–4099. 24
- Justin, G. A., Zhang, Y., Sun, M., e Sclabassi, R. (2005). An investigation of the ability of white blood cells to generate electricity in biofuel cells. In *Proceedings*

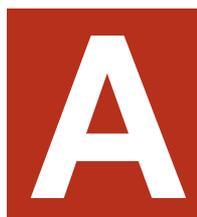
- of the *IEEE 31st Annual Northeast Bioengineering Conference, 2005.*, páginas 277–278. [23](#), [24](#)
- Kazimierczuk, M. K. e Puczko, K. (1987). Exact Analysis of Class E Tuned Power Amplifier at any Q and Switch Duty Cycle. *IEEE Transactions on Circuits and Systems*, 34(2):149–159. [90](#)
- Kessler, D. J. e Kazimierczuk, M. K. (2001). Power losses and efficiency of class E RF power amplifiers at any duty cycle. In *The 2001 IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2001. ISCAS 2001.*, volume 3, páginas 533–536 vol. 2. [90](#)
- Kim, P., Han, Y., Eischeid, L., e McCanna, J. (2008). Energy harvesting system. *Pode ser obtido ou consultado em [http://ece-classweb.ucsd.edu/spring06/ece191/Weekly\\_Presentation/Group9/](http://ece-classweb.ucsd.edu/spring06/ece191/Weekly_Presentation/Group9/). Consultado em Janeiro de 2010.* [19](#)
- Lee, Y. (2003). *Antenna Circuit Design for RFID Applications, AN710*. Microchip Technology Inc., USA. [35](#), [131](#)
- Lehmann, T. e Moghe, Y. (2005). On-chip active power rectifiers for biomedical applications. In *Circuits and Systems, 2005. ISCAS 2005. IEEE International Symposium on*, volume 1, páginas 732–735. [46](#)
- Lenaerts, B. e Puers, R. (2005). Inductive powering of a freely moving system. *Sensors and Actuators A: Physical*, 123-124:522–530. [80](#)
- Lenaerts, B. e Puers, R. (2007). An inductive power link for a wireless endoscope. *Biosensors and Bioelectronics*, 22(7):1390–1395. [16](#), [17](#), [46](#), [47](#)
- Lewandowski, B. E., Kilgore, K. L., e Gustafson, K. J. (2007). Design Considerations for an Implantable, Muscle Powered Piezoelectric System for Generating Electrical Power. *Annals of Biomedical Engineering*, 35:631–641. [18](#)
- Mooney, V., Schwartz, S., Roth, A., e Gorniofsky, M. (1977). Percutaneous implant devices. *Annals of Biomedical Engineering*, 5(1):34–46. [7](#), [8](#)

- Morais, R., Frias, C. M., Silva, N. M., Azevedo, J. L., Serôdio, C. A., Silva, P. M., Ferreira, J. A., Simões, J. A., e Reis, M. C. (2009). An activation circuit for battery-powered biomedical implantable systems. *Sensors and Actuators A: Physical*, 156(1):229–236. [61](#), [64](#), [66](#), [70](#), [71](#), [94](#), [98](#), [99](#), [101](#)
- Morais, R., Valente, A., Almeida, J. C., Silva, A. M., Soares, S., Reis, M. J. C. S., Valentim, R., e Azevedo, J. (2006). Concept study of an implantable microsystem for electrical resistance and temperature measurements in dairy cows, suitable for estrus detection. *Sensors and Actuators A: Physical*, 132:354–361. [58](#)
- Nagata, M., Saraswat, A., Nakahara, H., Yumoto, H., Skinlo, D. M., Takeya, K., e Tsukamoto, H. (2005). Miniature pin-type lithium batteries for medical applications. *Journal of Power Sources*, 146(1–2):762–765. [12](#), [107](#)
- Peano, F. e Tambosso, T. (2005). Design and Optimization of a MEMS Electret-Based Capacitive Energy Scavenger. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 14(3):429–435. [20](#), [21](#)
- Pitkin, M., Raykhtsaum, G., Galibin, O. V., Protasov, M. V., Chihovskaya, J. V., e Belyaeva, I. G. (2006). Skin and bone integrated prosthetic pylon: A pilot animal study. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 43(4):573–580. [7](#), [9](#)
- Platt, S. R., Farritor, S., Garvin, K., e Haider, H. (2005). The Use of Piezoelectric Ceramics for Electric Power Generation Within Orthopedic Implants. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 10(4):455–461. [18](#), [19](#)
- Potkay, J. e Brooks, K. (2008). An arterial cuff energy scavenger for implanted microsystems. In *The 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2008. ICBBE 2008.*, volume 2, páginas 1580–1583. [19](#), [20](#)
- Puers, R., Catrysse, M., Vandevoorde, G., Collier, R., Louridas, E., Burny, F., Donkerwolcke, M., e Moulart, F. (2000). A Telemetry System for the Detection of Hip Prosthesis Loosening by Vibration Analysis. *Sensors and Actuators A: Physical*, 85(1-3):42–47. [16](#), [31](#), [33](#), [38](#), [39](#), [46](#), [47](#)
- Quallion (2009). <http://www.quallion.com/>. Quallion. [10](#)

- Raab, F. H. (1977). Idealized Operation of the Class E Tuned Power Amplifier. *IEEE Transactions on Circuits and Systems*, 24(12):725–735. 90
- Ravariu, C., Ionescu-Tirgoviste, C., e Ravariu, F. (2009). Glucose biofuels properties in the bloodstream, in conjunction with the beta cell electro-physiology. In *2009 International Conference on Clean Electrical Power*, páginas 124–127. 25
- Riistama, J., Väisänen, J., Heinisuo, S., Harjunpää, H., Arra, S., Kokko, K., Mäntylä, M., Kaihilahti, J., Heino, P., Kellomäki, M., Vainio, O., Vanhala, J., Leikkala, J., e Hyttinen, J. (2007). Wireless and inductively powered implant for measuring electrocardiogram. *Journal Medical and Biological Engineering and Computing*, 45(12):1163–1174. 105, 106
- Sacristán-Riquelme, J., Segura, F., e Osés, M. T. (2008). Simple and efficient inductive telemetry system with data and power transmission. *Microelectronics Journal*, 39(1):103–111. 56, 58, 77
- Saft (2009). <http://www.saftbatteries.com/>. Saft. 10
- Sanders, R. S. e Lee, M. T. (1996). Implantable pacemakers. *Proceedings of the IEEE*, 84(3):480–486. 4
- Sauer, C., Stanačević, M., Cauwenberghs, G., e Thakor, N. (2004). Power Harvesting and Telemetry in CMOS for Implanted Devices. In *2004 IEEE International Workshop on Biomedical Circuits and Systems*, páginas S1/8–S1–4. 16
- Schulman, J. H., Mobley, J. P., Wolfe, J., Regev, E., Perron, C. Y., Ananth, R., Matei, E., Glukhovsky, A., e Davis, R. (2004). Battery powered BION FES Network. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS*, páginas 4283–4286, San Francisco, USA. 3, 4
- Simões, J. e Marques, A. (2005). Design of a composite hip femoral prosthesis. *Materials and Design*, 26(5):391–401. 40, 43

- Simões, J., Marques, A., e Jeronimidis, G. (2000). Design of a controlled-stiffness composite proximal femoral prosthesis. *Composites Science and Technology*, 60(4):559–567. [40](#), [43](#)
- Sokal, N. O. (1998). Class-E High-Efficiency Power Amplifiers, from HF to Microwave. *IEEE MTT-S International in Microwave Symposium Digest*, 2:1109–1112 vol.2. [91](#)
- Sokal, N. O. (2001). *Class-E RF Power Amplifiers*. QEX magazine, USA. [91](#)
- Sokal, N. O. (2007). *Class-E High-Efficiency RF/Microwave Power Amplifiers: Principles of Operation, Design Procedures, and Experimental Verification*, chapter I, páginas 269–301. Springer US. [91](#)
- Sokal, N. O. e Sokal, A. D. (1975). Class E-A New Class of High-Efficiency Tuned Single-Ended Switching Power Amplifiers. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 10:168–176. [90](#)
- Soma, M., Galbraith, D. C., e White, R. L. (1987). Radio-Frequency Coils in Implantable Devices: Misalignment Analysis and Design Procedure. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-34(4):276–282. [34](#)
- Soykan, O. (2002). *Power Sources for Implantable Medical Devices*. Business Briefing: Medical Device Manufacturing & Technology. [53](#)
- Stark, I. (2006). Invited Talk: Thermal Energy Harvesting with Thermo Life. In *International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2006. BSN 2006.*, páginas 19–22. [18](#), [22](#)
- Thevissen, P. W., Poelman, G., Cooman, M. D., Puers, R., e Willems, G. (2006). Implantation of an RFID-tag into human molars to reduce hard forensic identification labor. Part I: Working principle. *Forensic Science International*, páginas s33–s39. [2](#), [3](#), [16](#)
- Wacharasindhu, T., Kwon, J. W., Meier, D. E., e Robertson, J. D. (2009). Liquid-semiconductor-based micro power source using radioisotope energy conversion. In

- International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference, 2009. Transducers 2009.*, páginas 656–659. [26](#), [27](#)
- Wang, X., Liu, J., Song, J., , e Wang, Z. L. (2007). Integrated Nanogenerators in Biofluid. *Nano Letters*, 7:2475–2479. [22](#)
- Wessels, D. (2002). Implantable pacemakers and defibrillators: Device overview & EMI considerations. *IEEE International Symposium on Electromagnetic compatibility, 2002. EMC 2002.*, 2:911–915. [4](#)
- Zeng, F., Rebscher, S., Harrison, W., Sun, X., e Feng, H. (2008). Cochlear implants: System design, integration, and evaluation. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 1:115–142. [4](#)
- Ziaie, B., Rose, S. C., Nardin, M. D., e Najafi, K. (2001). A Self-Oscillating Detuning-Insensitive Class-E Transmitter for Implantable Microsystems. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48(3):397–400. [90](#)
- Zierhofer, C. M. e Hochmair, E. S. (1996). Geometric Approach for Coupling Enhancement of Magnetically Coupled Coils. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43(7):708–714. [31](#), [34](#)



## Efeito do metal sobre a transmissão de energia

---

A grande maioria das próteses existentes hoje em dia são, no seu todo, constituídas por metal, sendo este geralmente o titânio. É sabido que o metal tem uma grande influência sobre ondas electromagnéticas que o tentam atravessar. Assim sendo, considerou-se necessário testar até que ponto o metal vai interferir na recepção de energia quando a bobina de recepção se encontra em contacto com uma prótese de titânio.

O ideal seria introduzir a bobina no interior da prótese, mas não foi possível obter uma prótese que permitisse tal arranjo. A única solução que se encontrou foi a de colocar a bobina em contacto directo com uma das faces da prótese. Na figura [A.1](#) pode ser visto o arranjo utilizado para os testes, onde foi utilizada uma prótese de anca para caprinos (única disponível aquando dos testes).

A bobina utilizada possui uma indutância de 1,18 mH. Em paralelo com a mesma será utilizado um condensador de 1,37 nF, utilizando assim o princípio de ressonância paralela. O valor deste condensador foi encontrado para um sinal de recepção com uma frequência de 125 KHz.

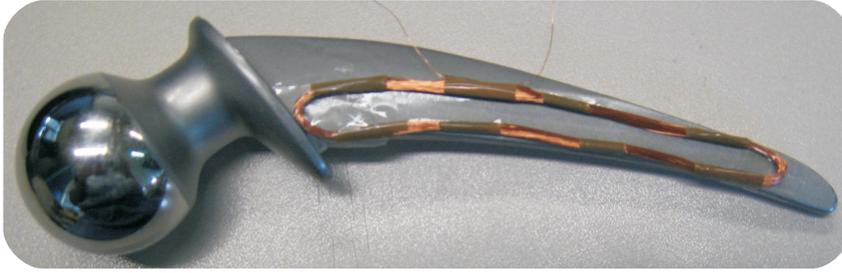


Figura A.1 – Bobina de recepção em contacto directo com uma prótese de anca de Titânio.

### Circuito de transmissão

Como configuração de circuito de transmissão de ondas electromagnéticas tem-se um amplificador RF (Rádio Frequência) de potência em classe E. No momento destes testes já se encontrava desenvolvido o módulo de transmissão a utilizar no protótipo desta dissertação, o que levou à sua utilização também nestes testes. Este circuito é apresentado na figura A.2.

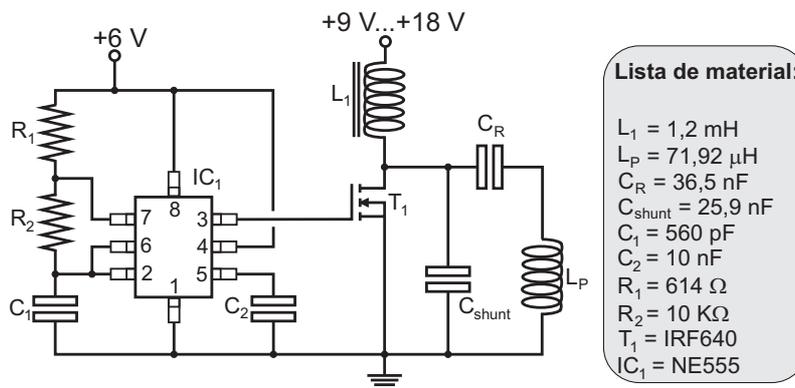


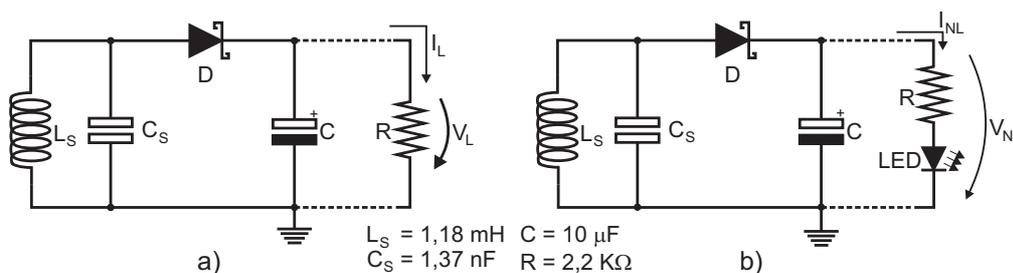
Figura A.2 – Módulo de transmissão usado nos testes.

Este circuito, bem como as características da bobina de transmissão, encontram-se definidos no capítulo 4, não se justificando a sua repetição. Uma vez que se pretende aferir quanto à transmissão de energia, o pino de *Reset* (pino 4) do temporizador NE555 está ligado directamente à linha de alimentação do mesmo. Conta-se assim com uma onda muito próxima da sinusoidal aos terminais da bobina  $L_P$  com uma frequência de 125 KHz. Não sendo transmitidos dados (inexistência de modulação) maximiza-se a transmissão de energia. A amplitude do sinal depende do nível de

alimentação do amplificador RF.

### Circuitos de teste

Para os testes seguintes vai ser utilizado um circuito básico de recepção de energia. Além da bobina e condensador de ressonância tem-se apenas um diodo *Schottky* para rectificar o sinal e um condensador de  $10\ \mu\text{F}$  como armazenador de energia. A este circuito serão ligados dois tipos de carga, uma linear, na forma de uma resistência, e outra não linear, utilizando uma resistência e um diodo LED. A figura A.3 apresenta os circuitos utilizados, onde as linhas a tracejado indicam que as cargas só serão ligadas quando as mesmas são testadas. Além disso, a tensão obtida sem qualquer carga ligada, também será avaliada.



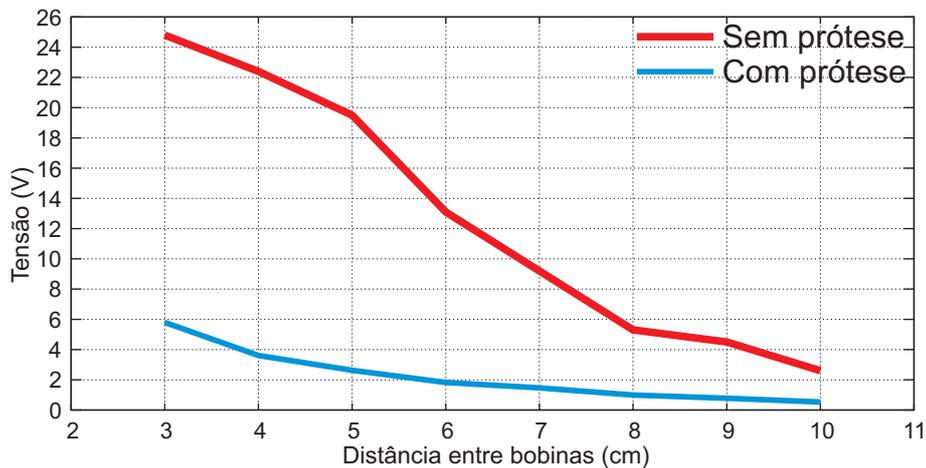
**Figura A.3** – Circuitos de teste: a) carga linear, b) carga não linear.

### Testes e resultados

Para o primeiro teste, o circuito de transmissão será alimentado a  $+9\ \text{V}$ . Isto leva ao aparecimento de uma onda sinusoidal com uma amplitude de  $46,5\ \text{V}$  na bobina de transmissão. Como a impedância da ponta de prova do osciloscópio utilizado influencia a malha de ressonância, não foi medida a amplitude do sinal captado do lado do receptor. De qualquer forma o importante é a medição do potencial aos terminais do condensador de armazenamento e posteriormente o potencial aos terminais das cargas aplicadas ao circuito.

Na figura A.4 pode ver-se a evolução do potencial medido aos terminais do condensador de armazenamento, quando a bobina de recepção está livre de qualquer

outro elemento em comparação com o caso de a mesma se encontrar em contacto com a prótese. Verifica-se uma grande influência da proximidade do metal. Quanto mais afastadas se encontram as bobinas, menor é a diferença entre os potenciais medidos.

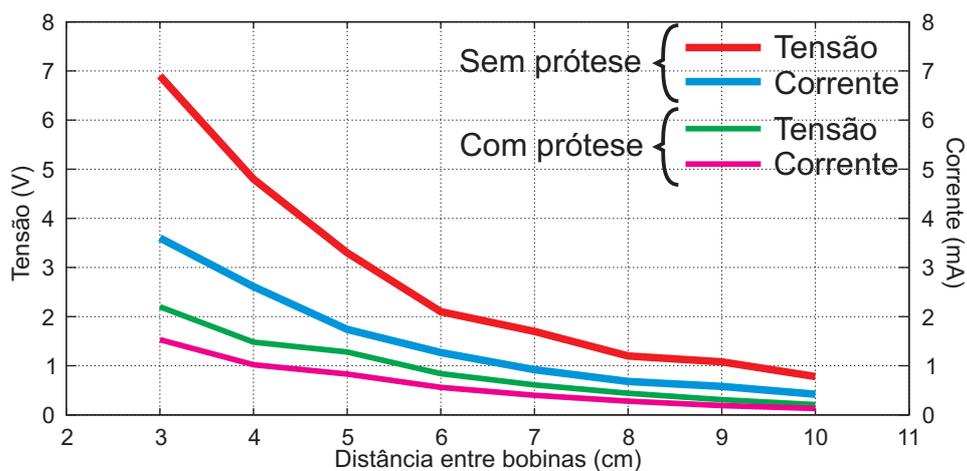


**Figura A.4** – Evolução da tensão no condensador de armazenamento para os casos da bobina sem prótese e bobina em contacto com a prótese.

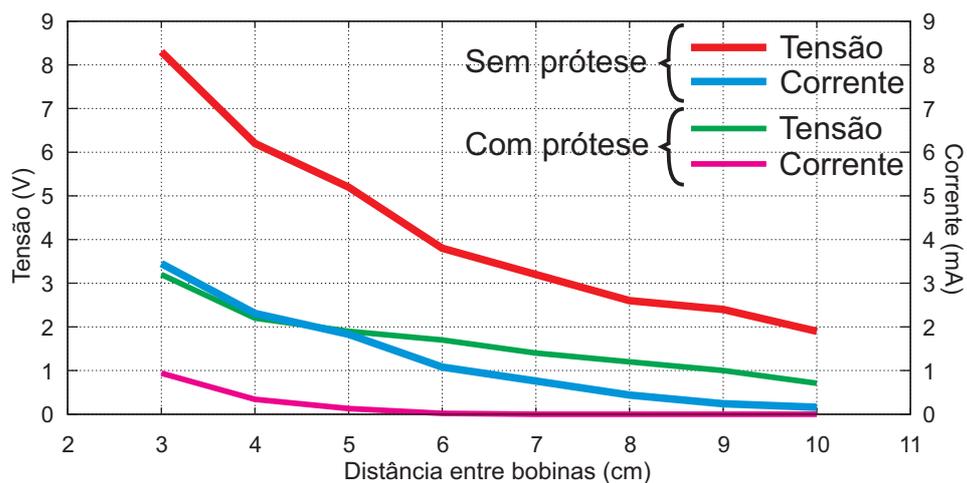
De seguida são aplicadas as cargas atrás referidas, mas naturalmente uma de cada vez. A figura A.5 apresenta os potenciais e correntes medidos para os casos da bobina em contacto com a prótese e sozinha, sendo utilizada uma carga linear em ambos os casos. Uma vez mais verifica-se uma influência notável do metal sobre o sinal recebido, mas para distâncias curtas entre as bobinas. Mais uma vez, quanto mais afastadas as bobinas se encontrarem, menor é a diferença entre os potenciais e correntes medidos. A introdução de uma carga diminuiu em muito a diferença entre os potenciais para os dois casos.

A utilização de uma carga não linear leva à mesma conclusão dos casos anteriores, tal como se pode verificar através da análise dos resultados apresentados na figura A.6. O diodo LED só se iluminou para distâncias abaixo dos 4 cm.

Numa tentativa de se tentar obter uma maior transferência de energia, um segundo teste foi efectuado. A única diferença em relação ao anterior prende-se com o aumento da alimentação fornecida ao circuito de transmissão. A mesma foi elevada para os +12 V, tendo sido medida uma onda sinusoidal com uma amplitude de



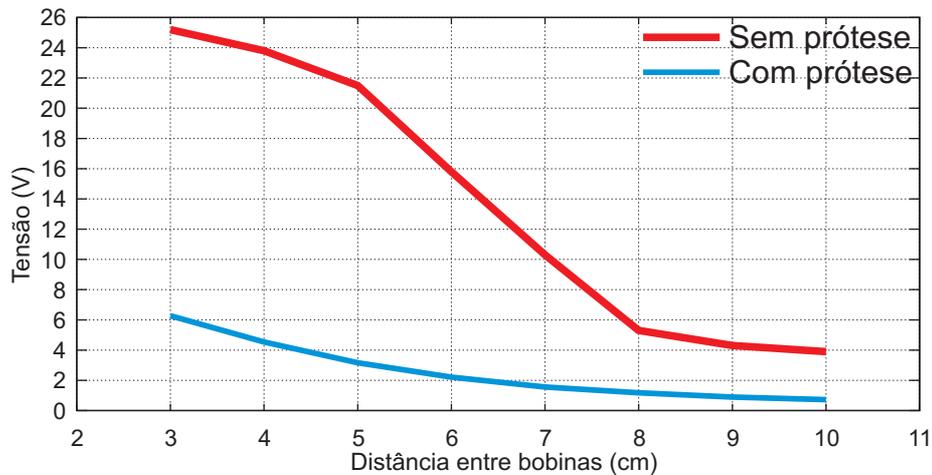
**Figura A.5** – Evolução da tensão e da corrente medidos numa carga linear *versus* distância entre as bobinas. Mais uma vez faz-se a distinção entre a utilização da prótese e a não utilização da mesma.



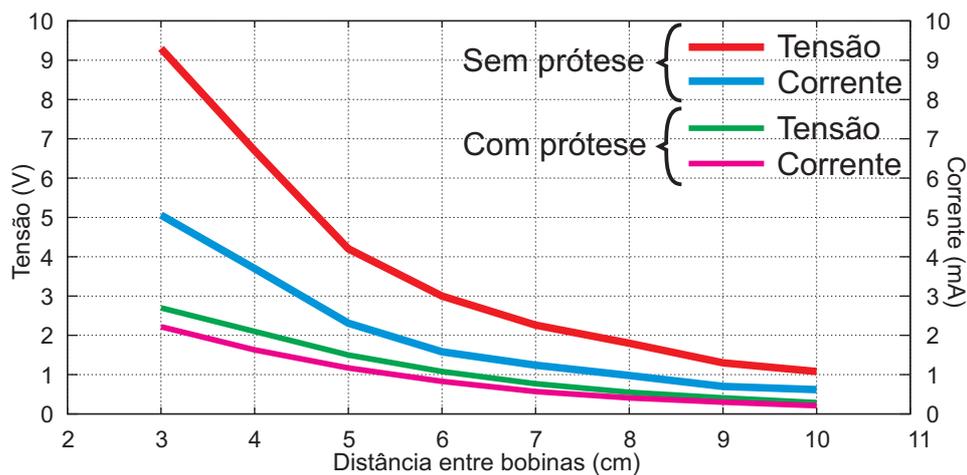
**Figura A.6** – Evolução da tensão e da corrente medidos na carga não linear *versus* distância entre as bobinas.

71,2 V aos terminais da bobina de transmissão. Os resultados obtidos podem ser analisados através da observação das figuras [A.7](#), [A.8](#), [A.9](#).

Verificou-se uma subida dos valores medidos, mas tratou-se de uma subida pouco significativa, principalmente no caso da utilização da prótese em conjunto com a bobina. Algo que também se verifica é o facto de a energia possível de se obter quando se utiliza a prótese ser insuficiente para se poder alimentar devidamente

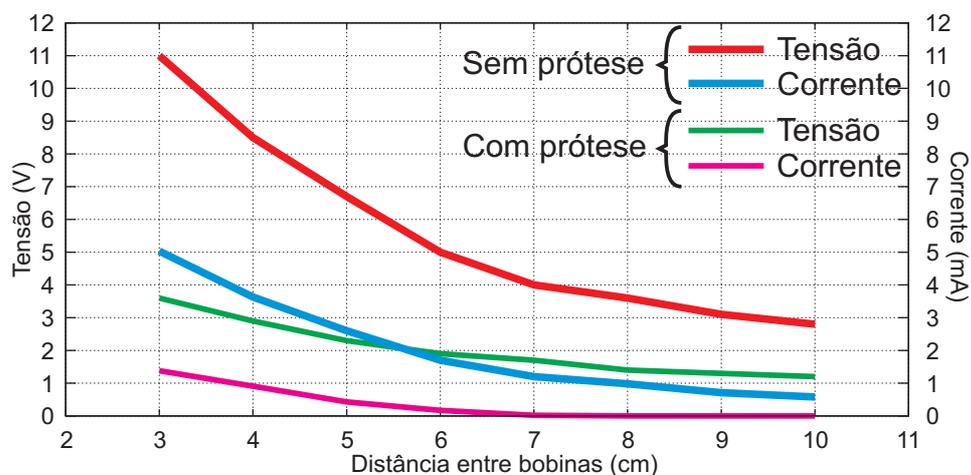


**Figura A.7** – Evolução da tensão no condensador de armazenamento para os casos da bobina sem prótese e bobina em contacto com a prótese.



**Figura A.8** – Evolução da tensão e da corrente medidos aos terminais da carga linear.

circuitos electrónicos que utilizem componentes de uso comum. Mesmo para uma alimentação de +12 V do circuito de transmissão, uma distância mínima de 3 cm entre as bobinas e um carga não linear, foi obtido um potencial pouco acima dos 3,5 V. Não sendo esta tensão regulada, existe a necessidade de se proceder a tal função. Com potenciais tão baixos, muito dificilmente se consegue obter a regulação do mesmo utilizando reguladores de tensão comuns. A utilização de conversores DC/DC deverá ser posta de lado, uma vez que as frequências utilizadas no seu funcionamento podem influenciar de forma negativa o funcionamento dos circuitos



**Figura A.9** – Evolução da tensão e da corrente medidos aos terminais da carga não linear.

do sistema de activação.

## Conclusão

Conclui-se assim que é necessário evitar qualquer metal na zona onde a bobina de recepção deve ser colocada. Pelo menos para frequências que permitam ao mesmo tempo transmitir dados e energia, a utilização de metal na proximidade directa com a bobina afecta em muito a captação de energia. Os dados ainda têm a possibilidade de serem amplificados, mas o mesmo não é possível com a energia, nem mesmo com a utilização de um transformador, pois a corrente já é muito baixa.

Uma vez que uma determinada zona da prótese tem que ser composta de metal, a bobina não pode apresentar a configuração apresentada na figura A.1. Deve ser determinada a zona da prótese passível de ser livre de metal e concluir acerca da configuração da bobina a usar. Naturalmente terá um comprimento algo inferior ao apresentado na figura A.1.





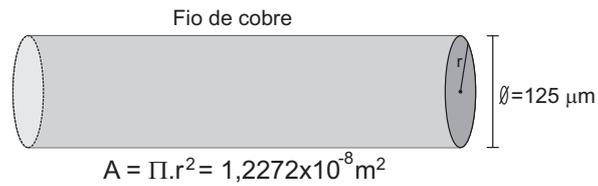
## Cálculo das bobinas do protótipo

---

Apresentam-se de seguida os cálculos relativos a várias características das bobinas construídas durante o desenvolvimento do protótipo deste trabalho. Os cálculos, baseados no trabalho apresentado por Lee (2003), referem-se apenas às bobinas usadas no protótipo descrito nesta dissertação. Todas as outras bobinas utilizadas durante os testes não são aqui consideradas.

### **Fio eléctrico**

Na construção das bobinas é utilizado um fio de cobre cujas características podem ser vistas na figura [B.1](#). A principal razão da utilização de um fio de  $125 \mu\text{m}$  prende-se com a possibilidade de fabricação de bobinas com um grande número de espiras sem se ocupar um volume considerável. Como explicado no corpo do texto, quanto maior o número de espiras maior se torna o factor de qualidade  $Q$  da bobina, melhorando a recepção de energia e/ou dados.



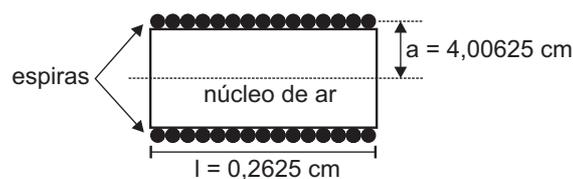
**Figura B.1** – Características do fio de cobre utilizado no fabrico das bobinas utilizadas no protótipo.

### Bobina externa

A bobina de transmissão foi construída tendo por base um molde circular com um diâmetro de 8 cm. A bobina é constituída por uma única camada com 21 espiras. Assim sendo, para o cálculo da sua indutância pode ser utilizada a equação (B.1), onde  $a$  representa o raio médio da bobina em cm,  $l$  o seu comprimento em cm,  $L$  a sua indutância em  $\mu\text{H}$  e  $N$  o número de espiras.

$$L = \frac{(aN^2)}{22,9a + 25,4l} \quad (\text{B.1})$$

Tendo por base as dimensões visualizadas na figura B.2 calcula-se o valor de  $L = 71,92 \mu\text{H}$ .



**Figura B.2** – Dimensões da bobina externa.

Para o cálculo da resistência associada à bobina, pode ser utilizada a equação (B.2) onde  $l_{fio}$  é o comprimento do fio utilizado na construção da bobina em metros (m) e  $A_{fio}$  a área de secção transversal do mesmo fio eléctrico em metros quadrados ( $\text{m}^2$ ). É indicada a resistividade do cobre, uma vez que é esse o material utilizado, sendo a mesma de  $1,72 \times 10^{-8} \Omega\text{m}$ .

$$R = \rho_{cu} \frac{l_{fio}}{A_{fio}} \quad (\text{B.2})$$

A secção transversal do fio eléctrico já foi calculada, conforme visto na figura B.1. Para calcular o comprimento a forma mais simples implica o cálculo do perímetro de uma espira ( $P_{1,espira}$ ) multiplicando o resultado pelo número de espiras da bobina ( $N$ ). Naturalmente que existe um pequeno erro, uma vez que as espiras não são círculos perfeitos. De qualquer forma, a pequena secção do fio permite obter um erro quase insignificante, podendo ser desprezado. A equação (B.3) elucida melhor o descrito. Com todos os elementos encontrados, calcula-se a resistência de 7,4088  $\Omega$ .

$$l_{fio} = P_{1,espira}N = 2\pi aN = 5,2861m \quad (\text{B.3})$$

Finalmente está-se em condições de calcular o factor de qualidade ( $Q$ ) da bobina externa. Utilizando uma frequência ( $f$ ) de 125 KHz e a equação (B.4) obtém-se um  $Q = 7,62$ .

$$Q = \frac{2\pi fL}{R} \quad (\text{B.4})$$

### Bobina interna

A bobina de recepção foi construída tendo por base um molde circular com um diâmetro de 3,84 cm. A bobina é constituída por 6 camadas com 10 espiras cada. Para o cálculo da indutância de uma bobina de múltiplas camadas pode utilizar-se a equação (B.5), onde  $a$  representa o seu raio médio em cm,  $b$  a espessura em cm,  $h$  a altura em cm e  $N$  o número total de espiras.

$$L = \frac{(0,31aN^2)}{6a + 9h + 10b} \quad (\text{B.5})$$

Tal como no caso anterior, foi preparada a figura B.3, onde as dimensões apresentadas permitem chegar ao cálculo de uma indutância  $L = 313,97 \mu\text{H}$ .

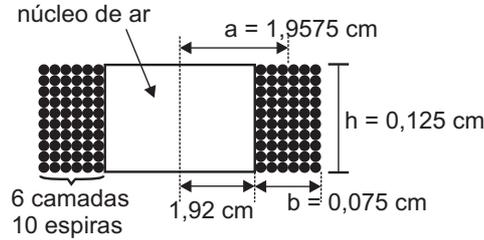


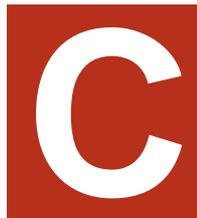
Figura B.3 – Dimensões da bobina interna.

Para calcular a sua resistência utiliza-se naturalmente a equação (B.2). Tal como no caso anterior, para se calcular o comprimento do fio calcula-se o perímetro e multiplica-se pelo número de espiras. A única diferença agora é que existe mais de uma camada e, assim sendo, calcula-se o comprimento para cada camada e no final soma-se tudo. Naturalmente que tem que ter-se em conta o facto de o raio médio para cada camada ser diferente.

$$\begin{aligned}
 l_{camada1} &= P_{1,espira} N_1 = 2\pi a_1 N_1 = 2\pi \cdot 0,0192625 \cdot 10 = 1,21030m \\
 l_{camada2} &= P_{1,espira} N_2 = 2\pi a_2 N_2 = 2\pi \cdot 0,0193875 \cdot 10 = 1,21815m \\
 l_{camada3} &= P_{1,espira} N_3 = 2\pi a_3 N_3 = 2\pi \cdot 0,0195125 \cdot 10 = 1,22600m \\
 l_{camada4} &= P_{1,espira} N_4 = 2\pi a_4 N_3 = 2\pi \cdot 0,0196375 \cdot 10 = 1,23386m \\
 l_{camada5} &= P_{1,espira} N_5 = 2\pi a_5 N_3 = 2\pi \cdot 0,0197625 \cdot 10 = 1,24171m \\
 l_{camada6} &= P_{1,espira} N_6 = 2\pi a_6 N_3 = 2\pi \cdot 0,0198875 \cdot 10 = 1,24957m \\
 l_{total} &= \sum l_{camada_i} = 7,37959m
 \end{aligned}$$

Utilizando a equação (B.2) calculou-se uma resistência de  $10,34 \Omega$ . Finalmente está-se em posse de todos os elementos necessários ao cálculo do factor de qualidade. Utilizando a equação (B.4) obtém-se  $Q = 23,85$ .

Esta bobina irá sofrer um alongamento de forma a obter-se um formato elíptico para que possa ser colocada no interior da prótese à qual ela se destina. É assim esperada uma pequena variação nas características eléctricas da mesma.



## Símbolos, constantes físicas e prefixos de unidades

### Símbolos

Símbolo	Descrição	Unidades
$T$	Período	s
$T_s$	Período de amostragem	s
$f$	Frequência	Hz
$f_s$	Frequência de amostragem	Hz
$f_B$	Frequência limite da banda-base	Hz
$f_N$	Frequência de Nyquist	Hz
$f_u$	Frequência para ganho unitário	Hz
$BW$	Largura de banda	Hz
$\omega$	Frequência angular	rad
$M$	Taxa de sobreamostragem	—
$\phi$	Fases de um sinal de relógio	—
CMRR	Taxa de rejeição em modo comum	dB
PSRR	Taxa de rejeição de variações de alimentação	dB
$T$	Temperatura	K
$Q$	Carga eléctrica	C
$Z$	Impedância	$\Omega$
$R$	Resistência eléctrica	$\Omega$
$R_L$	Resistência de carga	$\Omega$

*(continua na página seguinte)*

(continuação)

Símbolo	Descrição	Unidades
$C$	Capacidade eléctrica	F
$C_L$	Capacidade de carga	F
$L$	Indutância	H
$Q$	Factor de qualidade	—
$\delta$	Impulso de Dirac (função delta)	
$G$	Ganho	$V V^{-1}$
$v(t)$	Tensão em função do tempo	V
$V_{DD}$	Tensão de alimentação	V
$V_{CM}$	Tensão em modo comum	V
$V_{CMFB}$	Tensão de realimentação em modo comum	V
$v_{out}$	Tensão à saída	V
$v_{in}$	Tensão à entrada	V
$V_{CM}$	Tensão de modo comum	V
$v_{od}$	Tensão à saída diferencial	V
$v_{FB}$	Tensão de realimentação	V
$V_{TH}$	Tensão térmica ( $kT/q$ )	V
$i(t)$	Corrente em função do tempo	A
$i_d$	Corrente de dreno	A
$\overline{v_g^2}$	Densidade espectral do ruído térmico de um MOSFET	$V^2 Hz^{-1}$
$r_o$	Resistência de saída	$\Omega$
$r_{ds}$	Resistência <i>drain-source</i> de um transístor	$\Omega$
$v_{ds}$	Tensão <i>drain-source</i>	V
$g_m$	Transcondutância	S
$W$	Largura do canal de um transístor	m
$L$	Comprimento do canal de um transístor	m
$\mu_n/\mu_p$	Mobilidade dos portadores de carga à superfície	$m^2 V^{-1} s^{-1}$
$t_{ox}$	Espessura do óxido de silício	m
$C_{ox}$	Capacidade do óxido normalizada	$F m^{-2}$
$\theta$	Factor de degradação da mobilidade	$V^{-1}$
$\Delta$	Desalinhamento lateral	m
$\alpha$	Desalinhamento angular	$^\circ$
$\sigma$	Condutividade Eléctrica	$\Omega m^{-1}$
$\mu$	Permeabilidade magnética	$NA^{-2}$
$\rho$	Condutividade eléctrica	$\Omega, m$

## Constantes físicas

Nome	Símbolo	Valor
Constante de Boltzmann	$k$	$1,3806504 \times 10^{-23} \text{ J} \cdot \text{K}^{-1}$
Carga do electrão	$q$	$1,602176487 \times 10^{-19} \text{ C}$
Densidade de portadores intrínsecos	$n_i$	$1,45 \times 10^{16} \text{ m}^{-3}$
Constante dieléctrica do vazio (ou, permi- tividade eléctrica do vazio)	$\varepsilon_0$	$8,8541878176 \times 10^{-12} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$
Constante dieléctrica do silício	$\varepsilon_{\text{Si}}$	$11,7\varepsilon_0 = 1,0359 \times 10^{-10} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$
Constante dieléctrica do $\text{SiO}_2$	$\varepsilon_{\text{ox}}$	$3,97\varepsilon_0 = 3,453 \times 10^{-11} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$
Impedância característica do vazio	$Z_0$	$376,730313461 \Omega$
Aceleração da gravidade ao nível do mar	$g$	$9,80665 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$
Constante de Avogadro	$N_A$	$6,02214179 \times 10^{23} \text{ mol}^{-1}$
Constante de Coulomb (ou, constante electrostática no vazio)	$k_0$	$8,9874 \times 10^{-9} \text{ N} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{C}^{-2}$
Constante de Faraday	$F$	$9,64853399 \times 10^4 \text{ C} \cdot \text{mol}^{-1}$
Constante universal dos gases ideais	$R$	$8,314472 \text{ J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$
Constante gravitacional universal	$G$	$6,67428 \times 10^{-11} \text{ N m}^2 \cdot \text{kg}^{-2}$
Constante magnética	$K_m$	$1,0000 \times 10^{-7} \text{ m} \cdot \text{kg} \cdot \text{C}^{-2}$
Constante de Planck	$h$	$6,62606896 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$
Constante de Rydberg	$R_\infty$	$1,0973731568549 \times 10^7 \text{ m}^{-1}$
Constante de dispersão de Wien	$b$	$2,8977685 \times 10^{-3} \text{ K} \cdot \text{m}$
Massa do electrão em repouso	$m_e$	$9,10938215 \times 10^{-31} \text{ kg}$
Massa do neutrão em repouso	$m_n$	$1,674927211 \times 10^{-27} \text{ kg}$
Massa do protão em repouso	$m_p$	$1,672621637 \times 10^{-27} \text{ kg}$
Permeabilidade magnética do vazio	$\mu_0$	$4\pi \times 10^{-7} \text{ N} \cdot \text{A}^{-2}$
Raio de Bohr	$a_0$	$5,2917720859 \times 10^{-11} \text{ m}$
Unidade de massa atómica	$m_u$	$1,660538782 \times 10^{-27} \text{ kg}$
Velocidade da luz no vazio	$c_0$	$2,99792458 \times 10^8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$
Electrão Volt	$eV$	$1,60217733 \times 10^{-19} \text{ J}$

**Legenda:** Pa – Pascal (pressão); m – metro (comprimento); s – segundo (tempo); C – Coulomb (carga eléctrica); J – Joule (energia); K – Kelvin (temperatura termodinâmica); N – Newton (força); mol – mole (quantidade de matéria); cal – caloria (energia), 1 cal = 4,184 J; g – grama (massa); atm – atmosfera (pressão), 1 atm = 101325 Pa; Hz – Hertz (frequência); rad – radiano (ângulo plano);  $\Omega$  – Ohm (resistência eléctrica); F – Farad (capacidade eléctrica); H – Henry (indutância eléctrica); S – Siemens (condutância eléctrica – inverso da resistência eléctrica);  $\text{m}^2$  – metro quadrado (área);  $\text{m}^3$  – metro cúbico (volume);  $\text{SiO}_2$  – óxido de silício.

## Prefixos do Sistema Internacional de Unidades (SI)

Os prefixos para os múltiplos e submúltiplos decimais definidos no Sistema Internacional de Unidades (SI) são os seguintes:

Factor Multiplicativo	Prefixo	Símbolo
$10^{24} = 1\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000$	yotta	Y
$10^{21} = 1\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000$	zetta	Z
$10^{18} = 1\,000\,000\,000\,000\,000\,000$	exa	E
$10^{15} = 1\,000\,000\,000\,000\,000$	peta	P
$10^{12} = 1\,000\,000\,000\,000$	tera	T
$10^9 = 1\,000\,000\,000$	giga	G
$10^6 = 1\,000\,000$	mega	M
$10^3 = 1\,000$	kilo (quilo <sup>1</sup> )	k
$10^2 = 100$	hecto	h
$10^1 = 10$	deka	d
$10^0 = 1$	(Unidade) —	—
$10^{-1} = 0,1$	deci	d
$10^{-2} = 0,01$	centi	c
$10^{-3} = 0,001$	milli (mili <sup>1</sup> )	m
$10^{-6} = 0,000\,001$	micro	$\mu$
$10^{-9} = 0,000\,000\,001$	nano	n
$10^{-12} = 0,000\,000\,000\,001$	pico	p
$10^{-15} = 0,000\,000\,000\,000\,001$	femto	f
$10^{-18} = 0,000\,000\,000\,000\,000\,001$	atto	a
$10^{-21} = 0,000\,000\,000\,000\,000\,000\,001$	zepto	z
$10^{-24} = 0,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,001$	yocto	y

<sup>1</sup>Prefixo “aportuguesado”.