



**DESENVOLVIMENTO DE UMA PLACA  
GERADORA DE SINAIS PARA  
ELETROTERRAPIA**

**João Carlos Gomes Oliveira de Avelar Baptista**

Coimbra, Julho 2012



# **DESENVOLVIMENTO DE UMA PLACA GERADORA DE SINAIS PARA ELETROTERAPIA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de mestre em Engenharia Biomédica.

**João Carlos Gomes Oliveira de Avelar Baptista**

**2007119167**

**Coordenador na FCTUC: Prof. Dr. Custódio Loureiro**

**Supervisor na Exatronic: Eng. Manuel Loureiro**

Coimbra, Julho 2012

Aos meus pais e irmã,

## Agradecimentos

Depois de cinco anos muito bem vividos enquanto estudante da Universidade de Coimbra, é meu dever agradecer às pessoas que contribuíram para o meu sucesso académico e me ajudaram a crescer enquanto pessoa.

Em primeiro lugar queria agradecer à equipa Exatronic pelo apoio prestado durante o desenvolvimento da minha tese de Mestrado, em especial ao Eng.º André Quinta, ao Eng.º André Santos e ao Eng.º Manuel Loureiro que assumiram a responsabilidade de supervisores do projeto, e contribuíram com os seus conselhos e conhecimento para o desenvolvimento do presente trabalho. Claro que não me poderia esquecer dos meus colegas “estagiários”, Carolina Francisco e Tiago Carvalho, por terem tornado a mudança para Aveiro não tão difícil e pela partilha de experiências, desabafos e opiniões.

Em segundo lugar queria agradecer à minha família adotiva em Coimbra, que partilharam comigo esta “curta” caminhada de cinco anos e proporcionaram momentos que jamais esquecerei. Um muito obrigado à Ana Patrícia Silva, Ana Margarida Matos, Marco Costa, Ana Cortez e Susete Neiva. Um agradecimento especial também à Ana Margarida Martins, à Sara Barbosa e à Mariana Santos pelos momentos fantásticos que passamos por essa Coimbra fora e ao Sérgio Soares, colega de casa durante quatro anos

Um grande obrigado aos meus pais, Carlos e Manuela, por me terem dado todas as condições para que pudesse atingir esta etapa sem qualquer problema. Um grande obrigado por tudo que me proporcionaram. À minha irmã Carolina, um obrigado por todo o carinho demonstrado inclusive nas brigas de fim de semana. Aos meus avós Manuel e Isaura, avó Helena, e ao Avô Bernardo que apesar de já ter partido, sempre acreditou nas minhas capacidades e gostaria de estar presente neste momento tão importante para mim.

Ao professor Miguel Morgado, por ser um grande impulsionador e divulgador do bom que se faz no Departamento de Física da Universidade de Coimbra, nomeadamente no curso de Engenharia Biomédica, e cuja dedicação começa agora a *dar frutos*.

Ao meu orientador Professor Custódio Loureiro, por todo interessante demonstrado durante o decorrer do projeto, pelas dúvidas esclarecidas e pelos conselhos fornecidos essenciais para concluir esta dissertação com sucesso.

## Resumo

Nos últimos anos tem-se assistido a uma forte expansão da Medicina Física e de Reabilitação, devido essencialmente ao envelhecimento populacional, dando origem ao aparecimento de novos produtos e serviços de reabilitação geriátrica.

Desta forma, tendo em conta o *know-how* da Exatronic na conceção de dispositivos médicos, pretende-se desenvolver uma placa geradora de sinais que permita a aplicação de corrente elétrica com finalidade terapêutica.

A Eletroterapia é uma tecnologia bem estabelecida, podendo ser abordada como um conjunto de modalidades que incluem como agente terapêutico a corrente elétrica, os ultrassons e os lasers. Contudo, no contexto deste trabalho a eletroterapia é definida como a aplicação de corrente elétrica de baixas e médias frequências (até 10kHz) de forma a permitir o tratamento de diversas patologias relacionadas com a MFR.

Desta forma, na presente dissertação encontram-se expostos todos os passos que envolveram o desenvolvimento do *hardware* e *firmware* do protótipo final do dispositivo de eletroterapia.

Numa fase inicial do projeto foram identificadas e estudadas as principais modalidades terapêuticas e a sua importância no contexto da MFR. Para tal, foi elaborado um estudo de mercado junto de vinte e uma unidades de MFR onde se procurou concluir quais os *tipos* de correntes elétricas utilizadas com mais frequência e as características físicas que um dispositivo portátil de eletroterapia deve apresentar. Com base neste estudo, definiram-se os requisitos técnicos e os diferentes programas terapêuticos do dispositivo: a Iontoforese e a Estimulação Elétrica Transcutânea Nervosa (TENS).

Numa segunda fase foram estudadas várias abordagens para a arquitetura da placa geradora de sinal, sendo produzido um PCB através do *software* Altium Designer 10<sup>®</sup>.

Posteriormente foi desenvolvido o *firmware*, com recurso à linguagem de programação C de forma a possibilitar o correto funcionamento do *hardware*, nomeadamente na emissão das diferentes modalidades terapêuticas.

Por fim, foi testado o protótipo construído por forma a validar as suas potencialidades como base de um dispositivo médico de Eletroterapia.

**Palavras-Chave:** Medicina Física e de Reabilitação, Eletroterapia, *hardware*, *firmware*, Altium Designer 10<sup>®</sup>, linguagem de programação C.

## Abstract

In the last few years the field of Physical Medicine and Rehabilitation has seen a large expansion, mainly due to an ageing population which leads to an arrival of new products and services for geriatric rehabilitation.

Thus, using the know-how of Exatronic in the development of medical devices, it is intended to develop a signal generator board allowing the application of electric current for therapeutic purposes.

The Electrotherapy is a well-established technology and can be approached as a set of therapeutic modalities that includes electrical current, ultrasound and laser as therapeutic agent for treating a large range of diseases. However, in the context of this work, electrotherapy is defined by the application of electrical current of low and medium frequency (from 1 Hz to 10 kHz) for medical proposes.

This master thesis will expose all the necessary steps to develop the *hardware* and firmware of the final prototype.

In the early stage of this project, the main therapeutic modalities of Electrotherapy were identified and studied, as well as their relevance for MFR. So, a simple market study was made, with twenty one institutions of physical rehabilitation in order to conclude the *types* of electrical current used by the physiotherapists and the principal features that a portable device of Electrotherapy must present. With this study, the device's technical requirements were defined, as well as the different therapeutic modalities that will be generated: Iontophoresis and Transcutaneous electrical nerve stimulation.

In a second stage, the several approaches for the signal generator board architecture were studied and a printed circuit board was designed using Altium Designer 10<sup>®</sup>. After carrying out all the tests to validate the *hardware*, the firmware code was programmed using C programming language allowing the correct operation of the *hardware* and the emission of the different therapeutic modalities.

After the integration of the *hardware* and firmware, the final prototype was tested in order to validate its potential application as an electrotherapeutic medical device.

**Key words:** Physical Medicine and Rehabilitation, Electrotherapy, *hardware*, firmware, Altium Designer 10<sup>®</sup>, C programming language.

**Índice**

<b>Agradecimentos .....</b>	<b>iii</b>
<b>Resumo .....</b>	<b>iv</b>
<b>Abstract.....</b>	<b>v</b>
<b>Índice .....</b>	<b>vi</b>
<b>Lista de Tabelas.....</b>	<b>ix</b>
<b>Lista de Figuras .....</b>	<b>x</b>
<b>Acrónimos e Definições .....</b>	<b>xii</b>
<b>Capítulo 1. Introdução.....</b>	<b>1</b>
1.1 Âmbito .....	2
1.2 Enquadramento .....	2
1.3 Objetivos .....	4
1.4 Estrutura do documento .....	4
Capítulo 3: Eletroterapia: Modalidades Terapêuticas .....	4
Capítulo 4: Estudos de Mercado .....	5
Capítulo 5: .....	5
Capítulo 6: .....	5
<b>Capítulo 2. Gestão do Projeto .....</b>	<b>7</b>
2.1 Exatronic .....	8
2.2 Contribuição do projeto .....	8
2.3 Calendarização do projeto.....	9
2.3.1 Calendarização inicial do projeto .....	9
2.3.2 Calendarização final do projeto .....	9
<b>Capítulo 3. Eletroterapia: Modalidades Terapêuticas .....</b>	<b>11</b>
3.1 Conceitos básicos: Corrente elétrica .....	12
3.1.1 Corrente direta (Corrente Contínua) .....	12
3.1.2 Corrente alternada .....	13
3.1.3 Corrente pulsada .....	13
3.2 Parâmetros que caracterizam as correntes alternadas e pulsadas .....	14
3.2.1 Parâmetros Qualitativos.....	14
3.2.2 Parâmetros Quantitativos.....	15
3.2.3 Modulações de Corrente.....	16
3.3 Denominações comerciais das correntes aplicadas em Eletroterapia .....	16
<b>Capítulo 4. Estudos de Mercado .....</b>	<b>19</b>
4.1 Estado da Arte .....	20
4.1.1 Dispositivos disponíveis no Mercado .....	21
4.1.2 Tipos de fármacos utilizados em Iontoforese .....	22
4.2 Estudo de Mercado: Análise dos principais tipos de correntes utilizadas nos dispositivos portáteis de eletroterapia e suas características. ....	23
4.3 Conclusões do Estudo de Mercado.....	23

<b>Capítulo 5. Princípios físicos, técnicos e fisiológicos.....</b>	<b>25</b>
5.1 Estimulação elétrica transcutânea (TENS) .....	26
5.1.1 Princípios físicos .....	27
5.1.2 Modalidades de TENS .....	28
5.1.3 Precauções, Contraindicações e Reações adversas .....	31
5.2 Iontoforese .....	32
5.2.1 Princípios físicos .....	32
5.2.2 Parâmetros Elétricos .....	33
5.2.3 Elétrodos .....	34
5.2.4 Aplicações Terapêuticas .....	35
5.2.5 Contraindicações.....	35
<b>Capítulo 6. Requisitos Técnicos .....</b>	<b>37</b>
6.1 Arquitetura do Sistema.....	38
6.2 Requisitos do sistema.....	39
6.2.1 Descrição geral do sistema.....	39
6.2.2 Programas terapêuticos e parâmetros controláveis.....	39
<b>Capítulo 7. Desenvolvimento do <i>Hardware</i> .....</b>	<b>41</b>
7.1 Diagrama de Blocos .....	42
7.1.1 Transformador.....	43
7.1.2 Conversor DC-DC.....	47
7.2 Versão 1.0 da Placa Geradora de Sinal .....	49
7.2.1 <i>Halfbridges</i> e MOSFETs .....	51
7.2.2 Duplicador de Tensão .....	54
7.3 Versão 2.0 da placa geradora de sinal .....	56
7.3.1 Regulador de Tensão (LM) .....	57
7.3.2 <i>Display</i> de dois dígitos .....	58
7.4 Ambiente de desenvolvimento.....	58
7.5 Testes do <i>Hardware</i> .....	59
7.5.1 Circuito Inversor e Resultados preliminares .....	60
<b>Capítulo 8: Desenvolvimento do <i>Firmware</i> .....</b>	<b>64</b>
8.1 ATMEGA 128A .....	64
8.2 SolidDigid Atmel MEGA128D MINI.....	66
8.3 Requisitos mínimos de <i>Firmware</i> .....	67
8.4 <i>Flowchart</i> .....	68
8.4.1 Geração dos Sinais Digitais TTL .....	69
8.4.2 Modalidades terapêuticas programadas.....	69
8.4.3 Temporizadores .....	70
8.4.4 Conversor Analógico Digital.....	71
<b>Capítulo 9. Testes finais ao Sistema .....</b>	<b>73</b>
9.1 Montagem Experimental .....	74
9.2 Resultados .....	75
<b>Capítulo 10. Conclusões e Trabalho futuro .....</b>	<b>79</b>

10.1 Conclusão .....	80
10.2 Trabalho futuro.....	80
10.3 Apreciação Final.....	81
<b>Bibliografia.....</b>	<b>82</b>
<b>Anexos .....</b>	<b>85</b>
Anexo I: Estudo de Mercado; .....	87
Anexo II: Ficheiros Altium - Conversor DC-DC .....	87
Anexo III: Ficheiros Altium – Versão 1.0 da Placa Geradora de Sinal.....	87
Anexo IV: Ficheiro Altium da Placa Final.....	87
Anexo V: Esquemático da Placa de Desenvolvimento .....	87

---

## Lista de Tabelas

Tabela 1 – Equipa do projeto. ....	2
Tabela 2- Parâmetros que caracterizam qualitativamente as correntes alternadas e pulsadas .....	15
Tabela 3 Parâmetros dependentes da Amplitude .....	15
Tabela 4 Parâmetros dependentes da duração dos impulsos .....	16
Tabela 5 <i>Tipos</i> de correntes disponíveis nos dispositivos de Eletroterapia .....	17
Tabela 6 Fármacos mais utilizados em Iontoforese, carga e aplicação terapêutica .....	23
Tabela 7 Parâmetros controláveis pelo Utilizador .....	39
Tabela 8 Condições de Operação do MC-Ab. ....	48
Tabela 9 Especificações do Transformador CJ-AL.....	49
Tabela 10 Condições de Operação do IRS.....	52
Tabela 11 Condições de Operação do BSP .....	52
Tabela 12 Halfbridges: <i>Input</i> e <i>Output</i> . ....	54
Tabela 13 Condições de Operação do LM. ....	57
Tabela 14 Descrição dos pinos do ATMEGA128A.....	65
Tabela 15 Sinais Digitais enviados para o <i>Hardware</i> .....	69
Tabela 16 Programas terapêuticos pré-definidos. ....	70

## Lista de Figuras

Figura 1 Representação esquemática da aplicação transdérmica de corrente elétrica .....	3
Figura 2 Sequência das etapas do projeto. ....	4
Figura 3 Calendarização inicial das principais tarefas do projeto. ....	9
Figura 4 Calendarização final das tarefas realizadas.....	10
Figura 5 Representação da circulação unidirecional da corrente elétrica. ....	12
Figura 6 Representação de corrente DC .....	13
Figura 7 Representação de corrente AC.....	13
Figura 8 Representação de corrente pulsada bifásica .....	14
Figura 9 Representação dos principais constituintes de um dispositivo de Iontoforese..	20
Figura 10 T-One da I-Tech (Medical Division).....	21
Figura 11 PGC-123 ( <i>Pulsed Galvanic Stimulator</i> ) .....	21
Figura 12 Genesy Micro (Globus).....	22
Figura 13 Efeito da TENS nas fibras nervosas.....	26
Figura 14 Representação da variação do valor da amplitude do estímulo com a duração do impulso para cada um dos três tipos de fibras nervosas.....	27
Figura 15 Formas de onda característicos da TENS .....	28
Figura 16 TENS convencional utilizando frequências entre os 100 e os 200 Hz. ....	29
Figura 17 AL-TENS utilizando frequência entre os 1 e 4 Hz .....	30
Figura 18 Modalidades que um dispositivo de TENS pode operar. ....	30
Figura 19 Constituintes de um eletrodo usado tipicamente em Iontoforese. ....	35
Figura 20 Macro Arquitetura do dispositivo de Eletroterapia. ....	38
Figura 21 Programas Terapêuticos disponíveis pelo dispositivo.....	40
Figura 22 Diagrama de blocos do circuito desenvolvido. ....	42
Figura 23 Funcionamento do Oscilador NE. ....	43
Figura 24 Diagrama de Blocos da primeira montagem.....	44
Figura 25 Esquema de montagem do NE (à esquerda) e onda resultante medida com osciloscópio (à direita). ....	44
Figura 26 Primeira Montagem Experimental.....	45
Figura 27 Tensão de saída medida aos terminais do transformador. ....	46
Figura 28 Diagrama de Blocos do Conversor DC-DC.....	47
Figura 29 Representação esquemática do IC MC-Ab e transformador CJ.....	48
Figura 30 Montagem experimental do circuito conversor DC-DC (à esquerda) e saída do circuito (à direita). ....	49
Figura 31 Primeira versão do PCB desenvolvido (à esquerda apresenta-se a <i>Top Layer</i> e à direita a <i>Bottom Layer</i> ). ....	50

---

Figura 32 Valores de tensão DC medidos à saída do circuito conversor DC-DC quando se regula o potenciômetro 1 e 2. ....	51
Figura 33 Representação esquemática do IC IRS. ....	51
Figura 34 Funcionamento do circuito gerador dos impulsos. ....	53
Figura 35 Duplicador de Tensão. ....	54
Figura 36 <i>Output</i> do NE com frequência de oscilação de 5,263kHz. ....	55
Figura 37 Tensão DC gerada pelo duplicador de tensão. ....	56
Figura 38 Versão 2.0 da placa geradora de sinal (à esquerda a <i>Bottom Layer</i> e à direita a <i>Top Layer</i> ). ....	56
Figura 39 Montagem do LM. ....	57
Figura 40 Montagem do <i>display</i> de dois dígitos. ....	58
Figura 41 Sequência de processos até à obtenção da placa geradora de sinal. ....	59
Figura 42 Montagem experimental para os testes da Placa Geradora de Sinal. ....	59
Figura 43 Circuito responsável pela onda pulsada invertida. ....	60
Figura 44 Onda quadrada bifásica. ....	60
Figura 45 Onda pulsada positiva. ....	61
Figura 46 Onda pulsada negativa. ....	61
Figura 47 ATMEGA28A. ....	65
Figura 48 Placa de desenvolvimento SolidDigid Atmel128D Mini. ....	66
Figura 49 <i>Flowchart</i> do <i>firmware</i> desenvolvido. ....	68
Figura 50 Constituintes do protótipo final. ....	74
Figura 51 Montagem para teste do protótipo. ....	74
Figura 52 Formato de onda correspondente ao tratamento P0. ....	75
Figura 53 Formato de onda correspondente ao tratamento P1. ....	75
Figura 54 Formato de onda correspondente ao tratamento P2. ....	76
Figura 55 Formato de onda correspondente ao tratamento P3. ....	76
Figura 56 Formato de onda correspondente ao tratamento P4. ....	77
Figura 57 Formato de onda correspondente ao tratamento P5. ....	77
Figura 58 Tensão máxima emitida pelo protótipo no programa terapêutico P2. ....	78

## **Acrónimos e Definições**

<b>AC</b>	<i>Alternate Current</i>
<b>AL-TENS</b>	<i>Acupuncture-Like TENS</i>
<b>DC</b>	<i>Direct Current</i>
<b>DIP</b>	<i>Dual In-Line Package</i>
<b>DM</b>	Dispositivo Médico
<b>IAPMEI</b>	Instituto de Apoio às Pequenas e Médias Empresas e à Inovação
<b>IC</b>	Circuito Integrado
<b>IDI</b>	Investigação, Desenvolvimento e Inovação
<b>HMI</b>	<i>Human-Machine Interface</i>
<b>HVS</b>	<i>High Voltage Stimulation</i>
<b>PCB</b>	Printed Circuit Board
<b>PME</b>	Pequena e Média Empresa
<b>OMS</b>	Organização Mundial de Saúde
<b>SMD</b>	<i>Surface-Mount Techonology</i>
<b>Sw</b>	Software
<b>TTL</b>	<i>Transistor Transistor Logic</i>
<b>UEMS</b>	<i>Union Européenne des Médecins Spécialistes</i>



# Capítulo 1

Introdução

Este capítulo tem como objetivo principal explicar o âmbito em que este trabalho se insere, todos os elementos envolvidos, a motivação para a concretização do presente trabalho e finalmente os principais objetivos que se pretendeream atingir.

### 1.1 Âmbito

O presente documento pretende relatar o trabalho desenvolvido ao longo do ano letivo 2011/2012 no âmbito da disciplina de Projeto.

Assim esta dissertação tem como base o trabalho desenvolvido pela Eng.<sup>a</sup> Cátia Leitão no ano letivo de 2009/2010, que incidiu na recolha e documentação dos requisitos técnicos necessários para um dispositivo de eletroterapia. O presente projeto culminará no desenvolvimento de um protótipo de uma placa geradora de sinais capaz de ser usada num dispositivo médico (DM) portátil de eletroterapia.

A possibilidade de estar envolvido no desenvolvimento de um DM portátil que possa ser utilizado em *Ambient Assisted Living (AAL)* com o objetivo de melhorar a qualidade de vida de idosos e indivíduos incapacitados é um desafio bastante motivador e ambicioso, enquanto futuro engenheiro biomédico.

Os intervenientes responsáveis pela concretização do projeto encontram-se na Tabela 1.

Tabela 1 – Equipa do projeto.

Nome	Papel no projeto	Contactos
<b>João Carlos Baptista</b>	Estudante responsável pela execução do Projeto	<a href="mailto:jbaptista@exa4life.com">jbaptista@exa4life.com</a>
<b>Prof. Custódio Loureiro</b>	Orientador do Projeto na FCTUC	<a href="mailto:custodio@fis.uc.pt">custodio@fis.uc.pt</a>
<b>Eng.º Manuel Loureiro</b>	Supervisor do Projeto na Exatronic	<a href="mailto:mloureiro@exatronic.pt">mloureiro@exatronic.pt</a>
<b>Prof. Miguel Morgado</b>	Responsável pela coordenação dos Projetos de MIEB	<a href="mailto:miguel@fis.uc.pt">miguel@fis.uc.pt</a>

### 1.2 Enquadramento

As alterações demográficas ocorridas nos últimos anos refletem-se no aumento da esperança média de vida e conseqüentemente num aumento da população envelhecida. Estas alterações acompanhadas por uma crescente aposta na investigação em áreas como a engenharia biomédica e engenharia eletrónica conduzem a um aumento do número de produtos e serviços, que visam melhorar a qualidade de vida da população envelhecida. Paralelamente, tem-se assistido a uma crescente aposta numa especialidade clínica não muito desenvolvida em Portugal: a Medicina Física e de Reabilitação (MFR).

De acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS) a Reabilitação é definida como (1):

“O uso de todos os meios necessários para reduzir o impacto da condição incapacitante e permitir aos indivíduos incapacitados a obtenção de uma completa integração.”

Já a *Union Européenne des Médecins Spécialistes* (UENS) define a MFR como (1):

“Uma especialidade médica autónoma, cujo objetivo reside na promoção da função física e cognitiva, da atividade (incluindo os comportamentos), da participação (incluindo a qualidade de vida), e na modificação dos fatores pessoais e ambientais. É responsável pela prevenção, diagnóstico, tratamentos e organização do programa de Reabilitação dos indivíduos com patologias médicas incapacitantes e comorbilidades em todos os grupos etários”

A MFR apresenta várias modalidades terapêuticas que podem incluir: electroestimulação, crioterapia, termoterapia e terapia laser. Estas podem ser aplicadas de forma combinada ou isoladamente (2).

Relativamente à eletroterapia, esta técnica consiste na administração transcutânea de corrente elétrica de baixa (até 1kHz) e média frequência (até 10kHz). Esta modalidade terapêutica é amplamente usada em MFR, nomeadamente no alívio da dor; na promoção da reparação tecidual; na recuperação de funções perdidas a nível do sistema músculo-esquelético e na administração transdérmica de fármacos (Iontoforese) (3; 4).

Esta terapia apresenta inúmeras vantagens uma vez que é: não invasiva; indolor; inócua; económica e pode ser administrada pelo próprio doente. Para a aplicação de corrente elétrica são necessários dois elétrodos, um com a polaridade definida para um tratamento específico e outro para fechar o circuito (ver Figura 1).

Aplicando uma diferença de potencial entre os dois elétrodos, haverá circulação de corrente elétrica. Desta forma, tendo em conta o efeito terapêutico pretendido administram-se diferentes *tipos* de correntes elétricas com designações comerciais distintas (4).

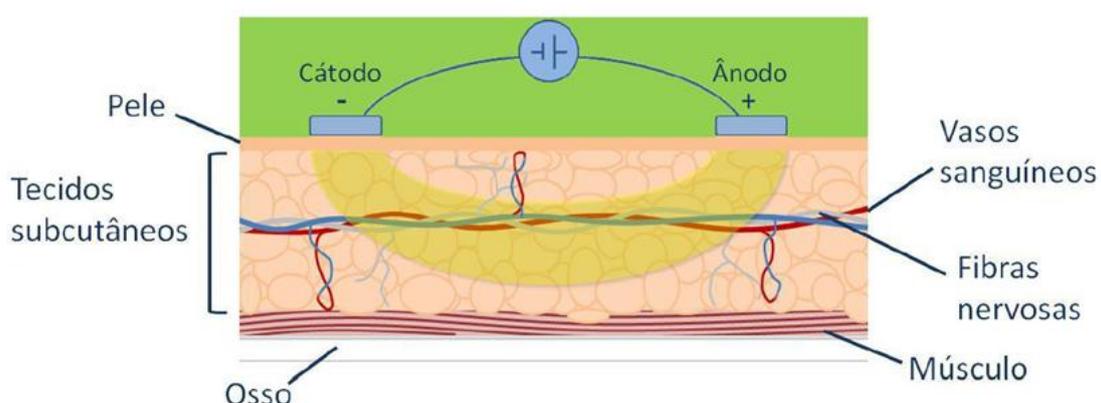


Figura 1 Representação esquemática da aplicação transdérmica de corrente elétrica- Adaptado de (5).

### 1.3 Objetivos

Os objetivos principais inerentes ao projeto proposto pela Exatronic foram:

- Estudo do sistema de administração transdérmica de fármacos previamente desenvolvido pela empresa;
- Familiarização com o *software* de desenvolvimento de *Printed Circuit Boards* (PCB): Altium Designer;
- Desenvolvimento do *hardware* necessário para a geração dos sinais eléctricos;
- Familiarização com a linguagem de programação C;
- Desenvolvimento do *firmware* necessário para o correto funcionamento;
- Teste ao sistema desenvolvido.

Encontram-se representadas de forma esquemática na Figura 2 as tarefas que tiveram como objetivo final a concretização do protótipo da placa geradora de sinais.



Figura 2 Sequência das etapas do projeto.

### 1.4 Estrutura do documento

Os capítulos que compõem o presente documento encontram-se seguidamente enumerados.

#### Capítulo 1: Introdução

O Capítulo 1 incide essencialmente sobre o âmbito, recursos humanos envolvidos, enquadramento e objetivos do presente trabalho, onde se inclui também a estrutura de toda a dissertação.

#### Capítulo 2: Gestão do projeto

No capítulo 2 encontra-se uma breve apresentação da Exatronic, o papel do projeto para esta instituição, a calendarização prevista das atividades a desenvolver e finalmente a calendarização realmente cumprida.

#### Capítulo 3: Eletroterapia: Modalidades Terapêuticas

O Capítulo 3 incide sobre os principais conceitos relacionados com a Eletroterapia. Desta forma, serão expostos os parâmetros que permitem caracterizar a corrente eléctrica, identificam-se e descrevem-se as principais modalidades terapêuticas de Eletroterapia.

#### **Capítulo 4: Estudos de Mercado**

O Capítulo 4 inclui o estado atual da tecnologia referente aos dispositivos de Eletroterapia disponíveis no Mercado. Além disto, apresenta as principais conclusões retiradas de um Estudo de Mercado, cujos resultados permitiram selecionar o tipo de corrente a gerar pelo dispositivo a desenvolver; as principais características que um dispositivo portátil deverá apresentar; saber se a instituição onde se encontra o inquirido possui ou não um dispositivo portátil de Eletroterapia.

#### **Capítulo 5: Princípios Físicos, Técnicos e Fisiológicos**

O Capítulo 5 contém uma descrição sobre os princípios físicos, técnicos e fisiológicos relativos às técnicas de Eletroterapia (Iontoforese e TENS) para as quais o dispositivo será desenvolvido. Desta forma, serão expostos os mecanismos de interação entre a corrente elétrica e os tecidos biológicos; as técnicas de administração das modalidades terapêuticas; as principais vantagens, desvantagens, precauções e contraindicações das técnicas em questão.

#### **Capítulo 6: Requisitos Técnicos**

No Capítulo 6 encontra-se descrita a arquitetura do sistema onde a placa geradora de sinal se deve incluir. Neste capítulo incluem-se os principais requisitos técnicos que o sistema deverá apresentar, tanto a nível do *hardware* como do *firmware*.

#### **Capítulo 7: Desenvolvimento do *Hardware***

No Capítulo 7 encontram-se descritas todas as fases de desenvolvimento do *hardware*, desde os testes mais simples, essenciais para a escolha do transformador, até à obtenção da placa final.

#### **Capítulo 8: Desenvolvimento do *Firmware***

No Capítulo 8 expõem-se os principais requisitos do *firmware* desenvolvido, os passos a seguir para a sua concretização e a descrição dos sinais a emitir pelo microcontrolador (MCU).

#### **Capítulo 9: Testes Finais do Protótipo**

No Capítulo 9 encontram-se os testes finais ao protótipo desenvolvido, os resultados obtidos bem como a metodologia e montagem experimental usada para testar o sistema.

#### **Capítulo 10: Conclusões e Trabalho Futuro**

Neste capítulo encontram-se descritas as principais conclusões e discussão dos resultados obtidos, bem como as tarefas a realizar de forma a melhorar as características do protótipo desenvolvido.





## **Capítulo 2**

### Gestão do Projecto

O presente capítulo inclui uma breve descrição da Exatronic; a contribuição do trabalho desenvolvido para a empresa e, por fim, apresenta as tarefas definidas para a realização do projeto e a sua calendarização inicial e final.

## 2.1 Exatronic

A Exatronic constitui uma PME, líder em soluções de eletrónica que reúne competências para: conduzir processos de investigação e desenvolvimento; conceção de produtos *custom made* (personalizados); incorporação de valor e otimização de processos de industrialização.

O *core business* da Exatronic é essencialmente a engenharia eletrónica onde se inclui a conceção, desenvolvimento, prototipagem e fornecimento de soluções e produtos com eletrónica integrada, certificação de produto, aprovisionamento de matérias-primas, produção em regime de subcontrato, controlo de qualidade, expedição e assistência técnica.

No segundo semestre de 2010, surge uma nova área de negócio focalizada no sector de *healthcare* designada por Exa4Life. A expansão desta nova área surge como uma oportunidade de aproximação da Exatronic e da Exa4life junto do meio académico, surgindo já parcerias entre a Universidade de Aveiro (Departamento de Eletrónica, Telecomunicações e Informática e o Departamento de Geociências) e a Universidade de Coimbra (CEI-Centro de Eletrónica e Instrumentação do Departamento de Física).

No término do ano de 2008, a Exatronic foi certificada pela norma 4457:2007 em gestão de Investigação, Desenvolvimento e Inovação (IDI), o que constituiu um marco bastante importante, uma vez que foi a primeira PME do sector da eletrónica a quem foi atribuída esta certificação.

Em Julho de 2009, a Exatronic foi reconhecida como EXCELÊNCIA 2009 pelo Instituto de Apoio às Pequenas e Médias Empresas e à Inovação (IAPMEI). Este reconhecimento como PME de Excelência foi novamente atribuído em 2011.

Em Junho de 2010, a Exatronic obteve a certificação pela ISO 13485, que constitui um requisito normativo para o desenvolvimento de dispositivos médicos.

Atualmente, a estratégia para o aumento do volume de vendas a curto prazo encontra-se focalizada nas atividades do seu *core business*, investigação e desenvolvimento de produtos e soluções com aplicação industrial e médica.

## 2.2 Contribuição do projeto

O trabalho descrito no presente documento surge como a continuação da dissertação de Mestrado da Eng.<sup>a</sup> Cátia Leitão, onde foram descritos todos os dados necessários ao desenvolvimento de um protótipo base de uma gama de dispositivos de eletroterapia. Desta forma, neste documento encontram-se todos os passos necessários para o desenvolvimento do *hardware* e *firmware* deste tipo de produto.

O *hardware* foi desenvolvido de forma a possibilitar a geração de ondas quadradas de polaridades distintas, permitindo diferentes aplicações terapêuticas. O *firmware* foi desenhado para possibilitar a geração de frequências de impulsos

distintas e a seleção por parte do utilizador de programas terapêuticos pré-definidos.

Como resultado final, obteve-se um protótipo capaz de gerar correntes elétricas com as características necessárias para a sua utilização em Eletroterapia, nomeadamente para *Transcutaneous Electrical Neural Stimulation* (TENS) e Iontoforese.

Foi assim proposta uma solução que a médio prazo poderá originar o produto final: um dispositivo portátil de eletroterapia.

### 2.3 Calendarização do projeto

O presente trabalho teve início a 12 de Setembro de 2011 e terminou a 30 de Junho de 2012. Todas as tarefas foram desenvolvidas nas instalações da Exatronic.

#### 2.3.1 Calendarização inicial do projeto

A Figura 3, representa o Diagrama de Gantt onde se encontram as macro tarefas propostas pela Exatronic, bem como a sua calendarização prevista.

ID	Nome da Tarefa	Duração	2011				2012						
			Set	Out	Nov	Dez	Jan	Fev	Mar	Abr	Mai	Jun	
1	Familiarização com ambiente empresarial, perceção das metodologias de trabalho da Exatronic.	10d	■										
2	Estudo do Sistema já desenvolvido pela Exatronic	15d		■									
3	Familiarização com o Altium	10d		■									
4	Desenvolvimento de HW	80d			■	■	■	■	■	■	■	■	■
5	Redação do 1º relatório trimestral	15d				■							
6	Exames	23d				■	■	■					
7	Ensaio da placa	17d						■	■	■			
8	Familiarização com C	13d							■	■	■		
9	Desenvolvimento de FW	40d								■	■	■	■
10	Redação do 2º relatório trimestral	15d										■	■
11	Testes do Sistema	15d											■
12	Redação da tese de Mestrado	20d											■

Figura 3 Calendarização inicial das principais tarefas do projeto.

#### 2.3.2 Calendarização final do projeto

Os objetivos propostos foram cumpridos, contudo com o decorrer do trabalho surgiu uma nova tarefa (T3) essencial para o desenvolvimento do protótipo. Os intervalos de tempo, definidos para cada macro tarefa, sofreram alguns ajustes, como ilustra a Figura 4.

ID	Nome da Tarefa	Duração	2011				2012							
			Set	Out	Nov	Dez	Jan	Fev	Mar	Abr	Mai	Jun		
1	Familiarização com ambiente empresarial, percepção das metodologias de trabalho da Exatronic.	10d	■											
2	Estudo do Sistema já desenvolvido pela Exatronic	15d	■	■										
3	Familiarização com o Altium	10d		■										
4	Desenvolvimento de HW	80d			■	■	■	■	■					
5	Redação do 1º relatório trimestral	15d				■	■							
6	Exames	23d				■	■	■						
7	Ensaio da placa	17d							■	■				
8	Familiarização com C	13d								■	■			
9	Desenvolvimento de FW	40d									■	■	■	
10	Redação do 2º relatório trimestral	15d											■	■
11	Testes do Sistema	15d												■
12	Redação da tese de Mestrado	20d												■

Figura 4 Calendarização final das tarefas realizadas.

Todos os objetivos do projeto foram cumpridos.

## **Capítulo 3**

### Eletroterapia: Modalidades Terapêuticas

Este capítulo incidirá essencialmente sobre todos os conceitos teóricos relativos aos tipos de corrente elétrica administrada em Eletroterapia bem como a descrição dos seus principais parâmetros.

### 3.1 Conceitos básicos: Corrente elétrica

A administração de correntes elétricas com fins terapêuticos é uma prática muito comum, sendo usada há vários séculos. Contudo, devido ao aparecimento no último século de novos geradores de sinais elétricos, capazes de produzir correntes com parâmetros distintos, tem-se assistido a um aumento do número de programas e aplicações terapêuticas das correntes elétricas, nomeadamente em MFR.

A forte expansão do mercado dos dispositivos médicos conduziu ao aumento do número de dispositivos de eletroterapia, que apresentam a capacidade de administrar correntes elétricas com designações e parâmetros um pouco ambíguos. Nesse sentido, torna-se essencial discutir os principais parâmetros e designações mais usuais dos diferentes tipos de corrente elétrica.

As correntes utilizadas em Eletroterapia dividem-se em três tipos: Corrente Direta (*Direct Current* - DC), no meio académico também designada por corrente contínua; Corrente Alternada (*Alternate Current* - AC) e Corrente Pulsada (4; 6).

#### 3.1.1 Corrente direta (Corrente Contínua)

A corrente direta (ou galvânica) pode ser definida como o fluxo contínuo ou ininterrupto de partículas carregadas. Relativamente ao seu uso em eletroterapia, para ser considerada corrente direta, o fluxo de partículas carregadas tem que ser contínuo durante pelo menos 1 segundo (4).

A produção de corrente direta pode ser exemplificada através do circuito ilustrado na Figura 5. A corrente (I) gerada através da tensão fixa produzida pela bateria é aplicada ao condutor com uma resistência fixa. A tensão proveniente da bateria é devida a reações químicas que resultam num excesso de eletrões num pólo (cátodo) e um défice de eletrões no pólo oposto (ânodo) (4).

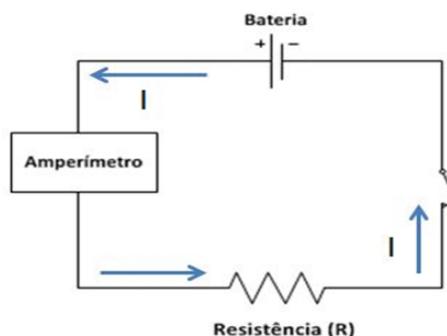


Figura 5 Representação da circulação unidirecional da corrente elétrica – Adaptado de (4).

Quando o interruptor é fechado, os eletrões fluem do cátodo para o ânodo. Este fluxo contínuo mantém-se até que a diferença de cargas entre o ânodo e o cátodo seja nula. Apesar do sentido dos eletrões ser do terminal negativo da

bateria para o terminal positivo, por convenção, representa-se a corrente do sentido positivo para o sentido negativo (4).'

Quando se aplica uma corrente direta numa solução eletrolítica contendo aniões e catiões, irá ser induzido um movimento destes iões em direções opostas: os aniões movem-se em direção do ânodo, e os catiões movem-se em direção do cátodo. Este deslocamento ocorre a uma taxa fixa, desde que a tensão da bateria permaneça constante. É graças a este movimento que é possível a administração via transcutânea de moléculas carregadas com interesse terapêutico – Iontoforese.

Apresenta-se na Figura 6, o formato de onda típico da corrente direta, também designada por corrente contínua:

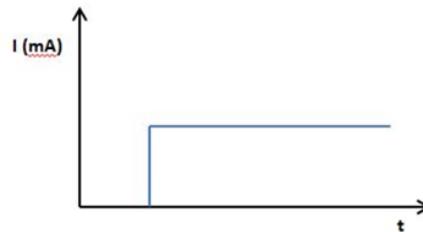


Figura 6 Representação de corrente DC – Adaptado de (4).

### 3.1.2 Corrente alternada

A corrente alternada é definida como o fluxo contínuo bidirecional de partículas carregadas. Para produzir este tipo de corrente, a tensão aplicada num circuito semelhante ao da Figura 5, oscila em magnitude e a sua polaridade é periodicamente alternada (ver Figura 7).

As correntes AC são caracterizadas pela frequência de oscilação (expressa em Hz) e pela sua amplitude máxima (expressa em mA). Relativamente à sua aplicação terapêutica, estas são usualmente usadas no alívio da dor (4).

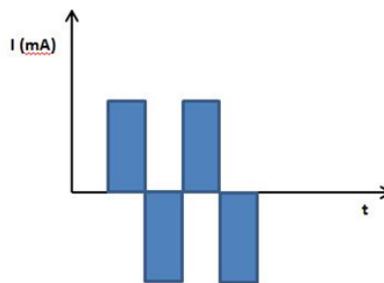


Figura 7 Representação de corrente AC – Adaptado de (4).

### 3.1.3 Corrente pulsada

A corrente pulsada é definida como um impulso uni ou bidirecional de partículas carregadas que ocorre durante um período finito de tempo. Este tipo de corrente é caracterizado pelo elemento finito de corrente – o *impulso*.

Quando num circuito como o representado na Figura 5 é aplicada uma tensão constante será gerada uma corrente unidirecional no sentido já referido anteriormente. Caso o circuito seja periodicamente interrompido, através da abertura e do fecho do interruptor, o movimento dos eletrões produzido irá começar e parar em sintonia com o interruptor – *corrente monofásica pulsada*. No caso de uma fonte de tensão alternada, e o circuito for interrompido sempre que há alteração da circulação, os eletrões que atravessam o condutor irão oscilar. A

corrente produzida é assim intermitente, e o movimento das partículas é bidirecional – *corrente bifásica pulsada* (ver Figura 8). Assim, as alterações na amplitude da corrente pulsada serão determinadas pela alteração da amplitude da tensão aplicada no circuito (4).

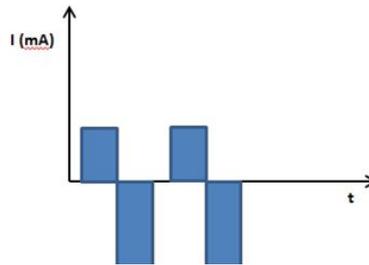


Figura 8 Representação de corrente pulsada bifásica – Adaptado de (3).

### 3.2 Parâmetros que caracterizam as correntes alternadas e pulsadas

Neste ponto encontram-se explicados os principais parâmetros que, no contexto da MFR, podem caracterizar quantitativamente e qualitativamente as correntes AC e Pulsada.

#### 3.2.1 Parâmetros Qualitativos

Existem quatro parâmetros principais que podem caracterizar qualitativamente um impulso ou uma corrente alternada: número de fases, simetria de fase, balanço de carga, forma de onda (5; 6).

##### Número de Fases

A fase de um impulso/corrente alternada consiste no sentido do fluxo de carga num determinado período de tempo. Num *impulso monofásico*, as partículas carregadas são conduzidas, num determinado período de tempo, num único sentido (tendo em conta a sua carga). Este tipo de impulsos é obtido através da interrupção intermitente de uma fonte de tensão contínua. Por outro lado, num *impulso bifásico*, o fluxo de partículas carregadas move-se primeiramente num sentido, mudando depois para o sentido contrário. Este tipo de impulsos é produzido através da interrupção intermitente de uma fonte de tensão alternada (5) .

##### Simetria de fases

Quando se trata de impulsos bifásicos ou correntes AC a forma como o fluxo de partículas se movimenta num sentido, pode ser diferente quando o seu movimento segue o sentido oposto. No caso em que a amplitude dum pulso bifásico é igual em ambas as fases, tem-se um *impulso simétrico*. No caso em que a amplitude da corrente varia nas duas fases do impulso, tem-se um *impulso assimétrico* (4; 5).

##### Balanço de carga

Nos impulsos bifásicos simétricos, o valor total de corrente numa fase é igual em valor absoluto ao valor total de corrente na outra fase. Contudo, no caso dos pulsos bifásicos assimétricos esta condição pode não ocorrer. Assim, se num impulso bifásico assimétrico, a área definida pela primeira fase for igual à área da segunda fase, diz-se que o pulso é *equilibrado*. Caso contrário, diz-se que o pulso é *desequilibrado*.

### Forma de Onda

Um dos parâmetros mais importantes quando se caracteriza uma corrente alternada ou um impulso, é a sua forma geométrica ou a função matemática que a define. Tipicamente, os pulsos disponíveis em dispositivos de eletroterapia podem ser: retangulares, quadrados, triangulares, sinusoidais e exponenciais.

A Tabela 2 apresenta de uma forma resumida, os principais parâmetros que possibilitam a caracterização das formas de onda tanto para correntes pulsadas como para correntes alternadas.

Tabela 2- Parâmetros que caracterizam qualitativamente as correntes alternadas e pulsadas – Adaptado de (6)

<b>Característica</b>	<b>Definição</b>
<b>Número de fases</b>	Monofásica Bifásica
<b>Simetria de fases</b>	Simétrica Assimétrica
<b>Balço de carga</b>	Equilibrada Desequilibrada
<b>Forma da Onda</b>	Retangular Quadrada Triangular Sinusoidal Exponencial

### 3.2.2 Parâmetros Quantitativos

As correntes pulsadas e alternadas podem ser caracterizadas quantitativamente por vários parâmetros relativos ao seu domínio temporal e amplitude. A amplitude consiste no valor de corrente máximo (ou tensão) que a onda alternada ou pulsada pode atingir. A Tabela 3 apresenta os principais parâmetros dependentes da amplitude da onda alternada ou pulsada.

Tabela 3 Parâmetros dependentes da Amplitude – Adaptado de (4).

<b>Característica</b>	<b>Definição</b>
<b>Amplitude de Pico</b>	Valor máximo de corrente (ou tensão) de um impulso
<b>Amplitude pico-a-pico</b>	Valor máximo de corrente (ou tensão) medido entre o pico da primeira fase e o pico da segunda fase. Aplica-se apenas a impulsos bifásicos.

A apresenta os parâmetros que permitem descrever quantitativamente os impulsos relativamente à sua duração temporal, ver Tabela 4.

Tabela 4 Parâmetros dependentes da duração dos impulsos – Adaptado de (4).

Característica	Definição
<b>Duração de fase</b>	Período de tempo que compreende o início e o final do impulso.
<b>Duração do pulso</b>	Período de tempo que compreende o início e o final de todas as fases de um impulso.
<b>Período</b>	Intervalo de tempo entre o início do impulso e o final do tempo de repouso do mesmo.
<b>Intervalo entre fases</b>	Intervalo de tempo que compreende duas fases consecutivas do impulso.
<b>Tempo de subida</b>	Intervalo de tempo entre a linha de base e a amplitude – pico.
<b>Tempo de descida</b>	Intervalo de tempo entre a amplitude – pico e a linha de base.
<b>Tempo on</b>	Intervalo de tempo durante o qual ocorre propagação de corrente elétrica.
<b>Tempo off</b>	Intervalo de tempo durante o qual não ocorre propagação de corrente elétrica.
<b>Frequência dos impulsos</b>	Número de impulsos por segundo.

É de realçar que estes parâmetros vêm normalmente expressos em micro segundos ( $\mu\text{s}$ ), quando se trata de aplicações em eletroterapia.

### 3.2.3 Modulações de Corrente

Durante o tratamento de eletroterapia existem vários parâmetros que podem ser controlados ou alterados. Assim, as modulações mais comuns são: em amplitude (alteração da amplitude de um conjunto de impulso), duração do impulso (alteração da sua duração temporal – duração *Burst*) e frequência (alteração do número de impulsos por unidade temporal).

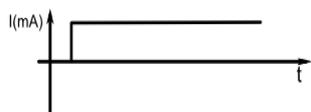
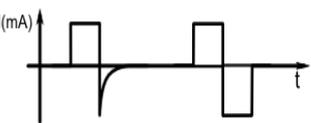
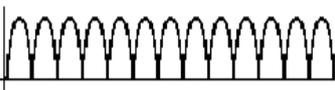
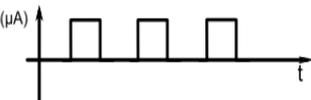
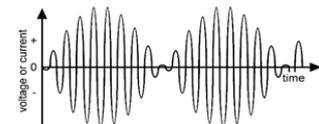
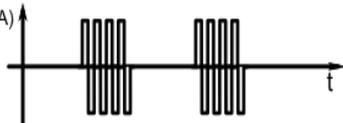
Estes parâmetros são normalmente programados pelo utilizador e a sua escolha está normalmente associada ao cálculo do ciclo de trabalho (*Duty Cycle*), que constitui o rácio entre a duração do Tempo *On* com a soma do Tempo *On* e *Off*.

Desta forma, para um mesmo valor do ciclo de trabalho podem ser definidas várias combinações de Tempo *On* e *Off* sendo assim possível obter padrões de estimulação diferentes com aplicações também diferentes (5).

### 3.3 Denominações comerciais das correntes aplicadas em Eletroterapia

A Tabela 5 apresenta os vários *tipos* de correntes disponíveis pelos dispositivos disponíveis no mercado.

Tabela 5 *Tipos* de correntes disponíveis nos dispositivos de Eletroterapia (Adaptado de (4; 5)).

Designação Comercial	Forma de Onda	Aplicação Terapêutica
<b>Corrente Galvânica</b>		Administração transdérmica de iões (iontoforese) Oxigenação de tecidos Redução de Edema
<b>TENS</b>		Efeitos analgésicos Estimulação neuromuscular Alívio das náuseas Melhoria do Fluxo sanguíneo
<b>Correntes Diadinâmicas</b>		Estimulação dos nervos sensitivos Alívio da dor Diminuição da inflamação Reabsorção de edemas Cicatrização tecidular
<b>HVS</b>		Alívio da dor Reparação tecidular
<b>Microcorrentes</b>		Reparação tecidular (úlceras dérmicas)
<b>Pulsos</b>		Estimulação muscular
<b>Correntes Interferenciais</b>		Alívio da dor Estimulação muscular Melhoria do Fluxo sanguíneo Redução de Edema
<b>KOTZ</b>		Fortalecimento muscular Redução do Edema



## **Capítulo 4**

Estudios de Mercado

Com o objetivo de desenvolver o dispositivo de eletroterapia procedeu-se ao estudo do estado de arte da tecnologia em questão e a um pequeno estudo de mercado junto de vinte e uma instituições de MFR para inferir acerca das características desejáveis num dispositivo portátil de Eletroterapia.

#### 4.1 Estado da Arte

Como supramencionado a administração de correntes elétricas com finalidade terapêutica constitui uma tecnologia aplicada a indivíduos com o mais diverso tipo de patologias há já vários séculos. Desta forma, existe no mercado atual uma enorme variedade de dispositivos portáteis, quer para a aplicação transdérmica de fármacos quer para estimulação nervosa transcutânea (TENS) (7).

A iontoforese como mecanismo de aplicação transdérmica de fármacos, oferece inúmeras vantagens relativamente aos mecanismos tradicionais como sejam a via oral ou intravenosa, uma vez que permite uma minimização da dor, uma ação tópica e a manutenção de um fluxo contínuo do fármaco a administrar (8; 9).

Contudo, o principal problema que se apresenta na aplicação transdérmica de fármacos é a baixa permeabilidade da parte superior da pele – *stratum corneum*, que limita a passagem destas moléculas/iões. Desta forma, são necessários agentes que possibilitem um aumento da permeabilidade subcutânea. Entre os vários agentes destacam-se os ultrassons, agentes químicos e a corrente elétrica. Apesar deste trabalho se focar unicamente na corrente elétrica como meio de administração de fármacos, existem no mercado vários dispositivos que combinam os três mecanismos referidos, sugerindo uma maior efetividade de tratamento (9).

Atualmente, os dispositivos para iontoforese são constituídos por três blocos essenciais: o reservatório do fármaco (elétrodo ativo); o reservatório de retorno (elétrodo passivo) e o controlador eletrónico (ver Figura 9). Quando os elétrodos são colocados sobre a pele, o controlador eletrónico, composto pela bateria, microcontrolador e *hardware* responsável pela geração do sinal, dá início à passagem de corrente elétrica. O fármaco é repelido do reservatório para a pele devido à circulação de corrente, a uma taxa nunca superior a  $0,5 \text{ mA/cm}^2$  (9).

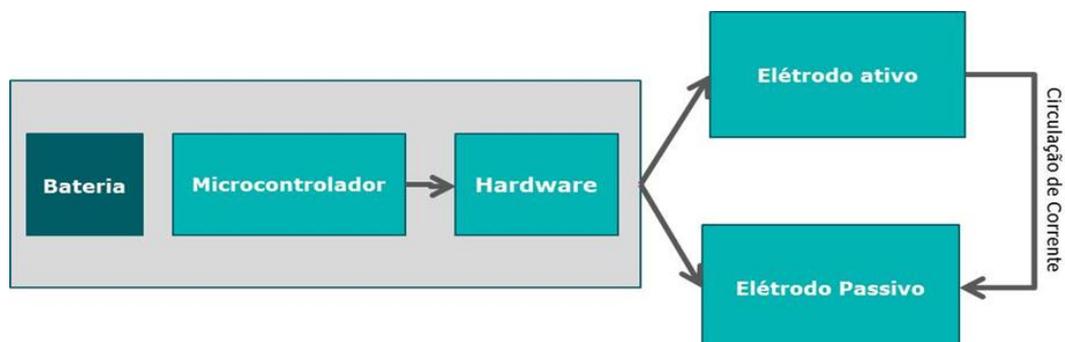


Figura 9 Representação dos principais constituintes de um dispositivo de Iontoforeses (9).

No que diz respeito à TENS, esta modalidade terapêutica consiste na estimulação via corrente elétrica dos nervos sensitivos responsáveis pelo

aparecimento da dor. Uma vez que é uma técnica não invasiva e com poucos efeitos secundários têm também surgido no mercado um elevado número e variedade de dispositivos para esta modalidade terapêutica. Torna-se então bastante interessante o desenvolvimento de um DM que permita a emissão de ondas elétricas com parâmetros distintos, podendo este ser usado para finalidades terapêuticas também distintas (3; 10).

#### 4.1.2 Dispositivos disponíveis no Mercado

Atualmente, existem no mercado vários dispositivos portáteis que apresentam as duas modalidades terapêuticas já referenciadas. Um dos exemplos é o T-One produzido pela I-Tech (Medical Division), ver Figura 10.



Figura 10 T-One da I-Tech (Medical Division) (11).

Este tipo de dispositivo apresenta quatro canais independentes, é alimentado por uma bateria interna e possui um gerador de corrente constante mesmo quando as condições da superfície cutânea se alteram. Tal como o dispositivo que se pretende desenvolver, emite ondas monofásicas e bifásicas pulsadas (11).

Adicionalmente, apresenta vários tratamentos pré-programados de TENS, Iontoforese e Fitness/Tonificação Muscular. Durante o processo de recolha de informação acerca de dispositivos similares ao que se pretende, foi este o produto que mais se destacou por ser o mais semelhante ao que se pretende desenvolver (11).

Um outro dispositivo para Iontoforese em modo pulsado é o PGC-123 (*Pulsed Galvanic Stimulator*), ver Figura 11.



Figura 11 PGC-123 (*Pulsed Galvanic Stimulator*) (12).

Este tipo de dispositivo apresenta apenas um único canal de aplicação aos dois elétrodos, e permite tanto o tratamento alternado (com interrupções) como contínuo. As ondas emitidas podem apresentar polaridades distintas, positiva ou negativa consoante a seleção do utilizador. A frequência dos impulsos também pode ser ajustada numa gama de valores pré-definida, entre 2 e 100 Hz. Como qualquer dispositivo portátil, apresenta uma fonte de alimentação interna (bateria de 9V) (12).

A Figura 12 apresenta um dispositivo típico de TENS, o Genesy Micro produzido pela Globus.

Este dispositivo apresenta quatro canais independentes, emitindo corrente elétrica de intensidade variável compreendida entre os 0 e os 120 mA, para uma carga de  $1k\Omega$ . Relativamente ao formato de onda produzido pelo aparelho, pode ser retangular positivo, negativo e bifásico. Permite uma modulação da frequência dos impulsos entre os 0,3 e os 150 Hz. Tal como os outros dois dispositivos referidos anteriormente, o utilizador tem a possibilidade de definir o seu próprio programa terapêutico. Adicionalmente, possui ainda trinta e dois programas pré-definidos que o utilizador pode escolher tendo em conta o tipo e local de dor que apresenta (12).



Figura 12 Genesy Micro (Globus) (13).

Os dispositivos mostrados anteriormente são aqueles que atualmente mais se utilizam em Eletroterapia e que mais se assemelham ao conceito proposto pela Exatronic para o desenvolvimento de um DM portátil de Eletroterapia.

#### 4.1.2 Tipos de fármacos utilizados em Iontoforese

Atualmente, a aplicação clínica da Iontoforese permanece ainda limitada a um número restrito de fármacos. Contudo, têm surgido diversos estudos que apontam para a possível utilização da Iontoforese na administração de moléculas de diferentes origens biológicas como sejam a Hormona Luteinizante (LH), a insulina, antibióticos ou até ácidos nucleicos (8; 9).

Desta forma, encontram-se na Tabela 6, os fármacos mais utilizados na Iontoforese, a sua carga e indicação terapêutica.

Tabela 6 Fármacos mais utilizados em Iontoforese, carga e aplicação terapêutica – Adaptado de (7; 9).

Fármaco	Carga	Aplicação Terapêutica
<b>Epinefrina</b>	+	Indução da vasoconstrição
<b>Gentamicina</b>	+	Tratamento de queimaduras Tratamento de infeções
<b>Hialuronidase</b>	+	Tratamento de edemas Tratamento de hematomas profundos
<b>Hidrocortisona</b>	+	Tratamento de Inflamação
<b>Ácido Acético</b>	-	Tratamento da dor
<b>Desametasona</b>	-	Tratamento da inflamação
<b>Cetoprofeno</b>	-	Tratamento da inflamação
<b>Penicilina</b>	-	Tratamento de infeções
<b>Salicilato de Sódio</b>	-	Tratamento da dor

#### **4.2 Estudo de Mercado: Análise dos principais tipos de correntes utilizadas nos dispositivos portáteis de eletroterapia e suas características.**

No estudo de mercado fizeram-se intervenções junto de 21 unidades de MFR. O objetivo principal deste estudo foi o auxílio na seleção dos diferentes tipos de correntes que o dispositivo deveria apresentar. Esta etapa tornou-se bastante importante no sentido em que permitiu ir de encontro às necessidades reais dos fisioterapeutas.

Desta forma, este pequeno inquérito permitiu inferir os *tipos* de correntes elétricas essenciais num dispositivo portátil de eletroterapia; verificar se a instituição em questão possuía ou não um dispositivo portátil; analisar as características que os fisioterapeutas consideram mais relevantes num DM de Eletroterapia.

A forma como foi efetuado o inquérito, os seus resultados e as instituições inquiridas encontram-se no Anexo I- Estudo de Mercado.

#### **4.3 Conclusões do Estudo de Mercado**

O objetivo desta fase do projeto passou por uma análise dos diferentes *tipos/designações* comerciais de corrente elétrica usada em Eletroterapia, de forma a desenvolver o protótipo do dispositivo. Uma vez que se pretende desenvolver um dispositivo com dimensões reduzidas e de uso simples, considerou-se que não seria benéfico nem para o utilizador nem para o terapeuta, o desenvolvimento de um dispositivo que apresentasse todo o *tipo* de correntes elétricas. Além do facto de que, em termos de *hardware* e *firmware* não seria exequível em tempo útil.

Desta forma, verificou-se que as modalidades terapêuticas mais usadas pelos fisioterapeutas são a TENS e a Iontoforese. Com base, nestes resultados optou-se então por desenvolver um protótipo capaz de satisfazer esta necessidade.

Relativamente às características dos dispositivos de Eletroterapia, grande parte dos inquiridos selecionaram o preço, a autonomia da bateria e o peso como características indispensáveis num DM.

Com base nestes resultados pretendeu-se o desenvolver a placa geradora de sinais para um dispositivo que preencha os seguintes requisitos:

- Dimensões que potenciem a portabilidade do DM;
- Bateria com elevada autonomia;
- Elevada variedade de planos terapêuticos;
- Acessórios com elevada durabilidade e de fácil colocação;
- Interface intuitiva;
- Baixo peso;
- Dois canais independentes;
- Elevada resistência a quedas, humidade, entre outros.

## **Capítulo 5**

Princípios Físicos,  
Técnicos e Fisiológicos

O presente capítulo incidirá essencialmente sobre os princípios físicos, técnicos e fisiológicos correspondentes às modalidades terapêuticas de Eletroterapia para que o dispositivo será desenvolvido. Desta forma, será exposta a forma como a corrente elétrica interage com os tecidos biológicos, as alterações provocadas pela sua passagem e os parâmetros elétricos definidos no Capítulo 3 que se deverão regular para obter o efeito terapêutico pretendido.

Por fim, serão descritas as principais vantagens, desvantagens e precauções das técnicas em questão.

### 5.1 Estimulação elétrica transcutânea (TENS)

A estimulação elétrica transcutânea (TENS) é uma técnica usada com muita frequência na MFR devido aos seus efeitos analgésicos, tanto para o alívio de dor aguda como crônica. A literatura consultada sugere também a utilização desta técnica no tratamento de edemas e na redução das náuseas, ver Tabela 5 (10; 14).

Esta modalidade terapêutica apresenta ainda a possibilidade de ser administrada quer pelos terapeutas na unidade de MFR quer pelo próprio doente em ambiente doméstico, após os tratamentos serem programados no dispositivo na unidade de reabilitação.

De uma forma sucinta, quando se aplica a TENS, a corrente elétrica é transferida até à superfície cutânea por um conjunto de dois elétrodos. Um dos elétrodos está positivamente carregado, sendo que o outro se encontra negativamente carregado. É assim iniciado nas fibras adjacentes ao fluxo de corrente elétrica, um impulso nervoso resultado do aparecimento de um potencial de ação entre os dois elétrodos, ver Figura 13 (14).

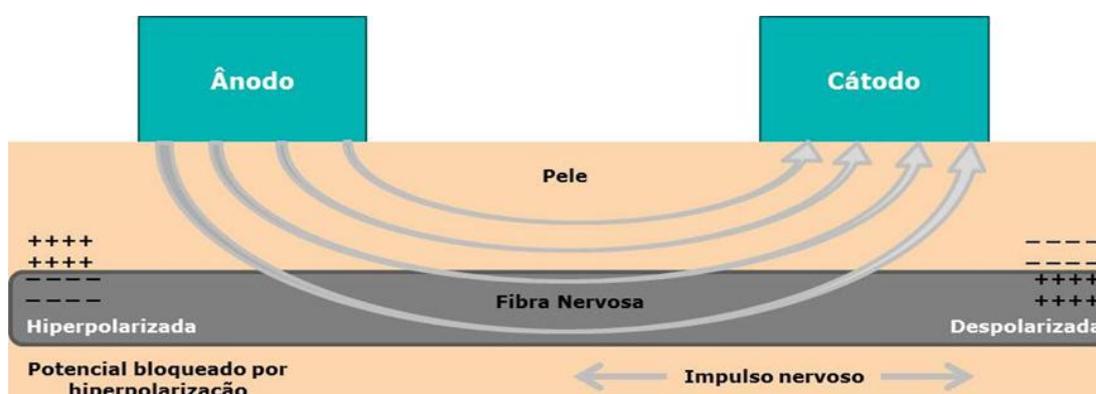


Figura 13 Efeito da TENS nas fibras nervosas – Adaptado de (15).

A ação analgésica através da estimulação das fibras nervosas é conseguida através dos seguintes mecanismos (15; 16):

- Bloqueio da informação que circula através das fibras nociceptivas (responsáveis pela sensação da dor), as fibras A $\beta$  que apresentam um elevado diâmetro (6 a 12  $\mu$ m) sem ativação das fibras de menor diâmetro (A $\delta$  e C);
- Libertação de opióides endógenos através da estimulação de fibras motoras de pequeno diâmetro (A $\delta$  e C).

Em Medicina Física e Reabilitação, a TENS é a modalidade terapêutica de Eletroterapia mais usada, principalmente devido à sua eficácia no tratamento da dor, ser não invasivo, ser fácil de administrar, apresentar baixo risco de toxicidade, ser possível de administrar em ambiente doméstico, e os benefícios terapêuticos serem obtidos de forma quase imediata (15).

### 5.1.1 Princípios físicos

As características dos parâmetros elétricos da TENS são definidas tendo em conta o grupo de fibras nervosas que se pretende ativar e o efeito analgésico que se pretende. Como tal, o dispositivo deverá possibilitar o controlo destes parâmetros, de forma a ser possível obter diferentes efeitos terapêuticos resultantes da estimulação nervosa.

As fibras de grande diâmetro (fibras A $\alpha$  e A $\beta$ ) apresentam um potencial de ativação menor quando comparadas a fibras de menor diâmetro (A $\delta$  e C). Assim, a amplitude de corrente necessária para excitar uma fibra nervosa diminui com o aumento da duração do impulso e com o aumento do número de impulsos emitidos por segundo. Desta forma, são necessários impulsos entre os 10 e os 1000  $\mu$ s para se obter uma sensibilidade tal que permita a ativação seletiva dos três tipos de fibras: aferentes de grande diâmetro; aferentes de pequeno diâmetro e as motoras eferentes (15).

Para ativar as fibras de grande diâmetro, sem ativar as fibras de pequeno tamanho (fibras A $\delta$  e C) é necessário selecionar uma corrente de baixa intensidade, com uma frequência compreendida entre os 10 e os 250 pulsos por minuto, com uma duração entre os 10 e os 1000  $\mu$ s. O aumento da duração dos impulsos ou da sua intensidade acompanhado pela diminuição da frequência (2 a 5 impulsos por segundo) irá conduzir a uma ativação das fibras A $\delta$  e C, associadas a estímulos nervosos dolorosos, ver Figura 14 (5; 15).

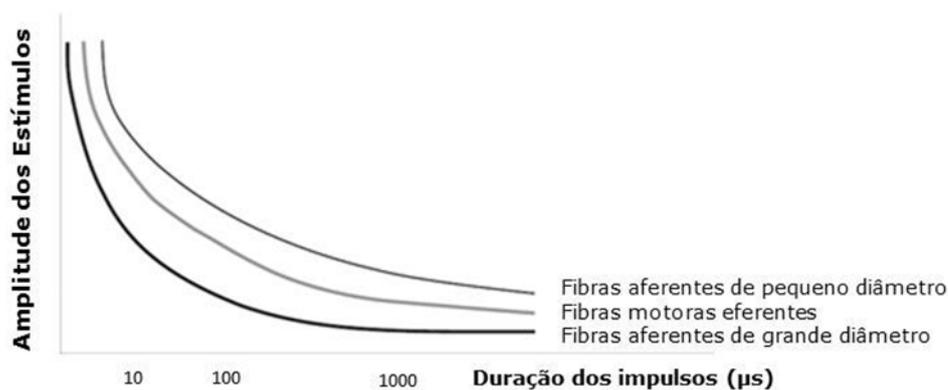


Figura 14 Representação da variação do valor da amplitude do estímulo com a duração do impulso para cada um dos três tipos de fibras nervosas – Adaptado de (15).

Devido à não homogeneidade da impedância da superfície cutânea torna-se complexo prever a distribuição da corrente elétrica após esta atravessar a interface eletrodo-pele. Considerando que esta apresenta uma elevada impedância à corrente elétrica (para os valores de frequências referidos) prevê-se que o fluxo de corrente se mantenha ao nível subcutâneo, onde se localizam os três tipos de fibras nervosas referidos anteriormente (10; 15).

### 5.1.2 Modalidades de TENS

O tipo de estimulação produzido por um dispositivo TENS visa a excitação das fibras nervosas sensoriais, possibilitando a ativação de um mecanismo específico de alívio da dor.

Existem dois mecanismos que potenciam o efeito analgésico: bloqueio da informação das fibras nociceptivas e ativação do sistema produtor dos opióides endógenos. É também possível a ativação destes dois mecanismos através da administração da TENS em modo *burst*, que consiste na aplicação de frequências na ordem dos 100 Hz de forma intermitente. Desta forma, enquanto o dispositivo estiver em modo *on* será ativado o mecanismo responsável pelo bloqueio das fibras nociceptivas. Entre cada intervalo de estimulação, será ativado o mecanismo responsável pela excitação das fibras A $\delta$ . Acredita-se que para grande parte dos doentes esta é a modalidade terapêutica com mais eficácia no tratamento da dor (3).

Relativamente ao formato de onda, os dispositivos TENS apresentam com muita frequência a capacidade de gerar dois tipos de ondas: monofásicas e bifásicas. No que diz respeito às ondas pulsadas bifásicas estas podem ser simétricas ou assimétricas, ver Figura 15.

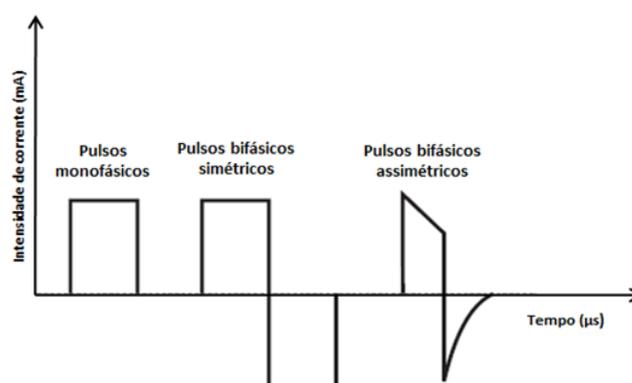


Figura 15 Formas de onda características da TENS – Adaptado de (16).

A literatura sugere três modalidades principais de aplicação da TENS (15):

- TENS convencional;
- TENS *Acupuncture-Like* (AL-TENS);
- TENS Intensa.

#### 5.1.2.1 TENS Convencional

O objetivo desta modalidade terapêutica é a ativação seletiva das fibras A $\beta$  sem ativar as fibras nociceptivas nem as musculares. Segundo a literatura, para ser possível esta ativação, é necessário administrar ao doente uma corrente pulsada de alta frequência, baixa intensidade e com uma duração relativamente curta, ativando seletivamente as fibras nervosas supramencionadas (15).

Relativamente aos parâmetros deste tipo de tratamento, a frequência pode ir desde os 100 a 200 Hz e duração do impulso de 100 a 200  $\mu$ s. Normalmente, o padrão de

estimulação não se altera, isto é, não se modifica a frequência e a largura dos impulsos, ver Figura 16.

Os elétrodos são colocados sobre o local onde o doente sente a dor. Esta modalidade terapêutica não apresenta limitações no que diz respeito à duração (15).

A bibliografia consultada defende que a TENS convencional apresenta melhores resultados no alívio da dor aguda (3).

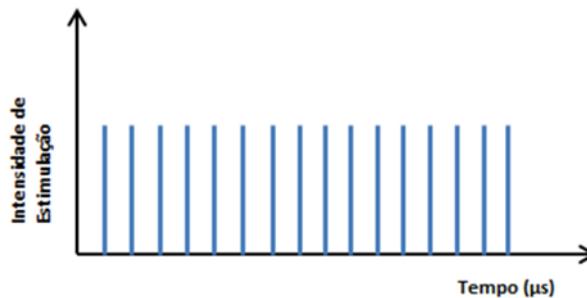


Figura 16 TENS convencional utilizando frequências entre os 100 e os 200 Hz – Adaptado de (3).

#### 5.1.2.2 AL-TENS

O objetivo desta modalidade terapêutica é a indução de contrações musculares intensas mas indolores, ativando seletivamente as fibras A $\delta$  e C.

O mecanismo fisiológico responsável pelo alívio da dor requer que os sinais aferentes dos recetores musculares sejam ativados. Para tal, os elétrodos deverão encontrar-se numa posição que permita a criação de contrações musculares na zona responsável pela dor. À medida que ocorrem estas contrações, ocorrerá a ativação do sistema opióide endógeno responsável pela libertação de moléculas como as endorfinas, dinofirinas e encefalinas (3; 15; 17).

A bibliografia consultada aponta para a efetividade desta modalidade terapêutica no tratamento da dor crónica (3).

Como é possível observar na Figura 17, a frequência dos impulsos emitidos é francamente mais baixa relativamente à TENS convencional, entre 1 a 4 Hz. Relativamente à sua intensidade, a AL-TENS é caracterizada por impulsos de elevada intensidade, necessária para a indução de contrações musculares, e com uma duração de aproximadamente 200  $\mu$ s (3).

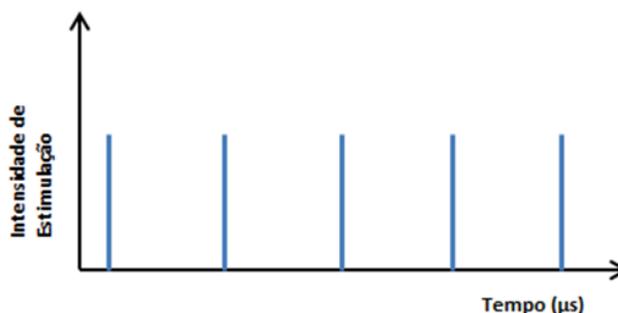


Figura 17 AL-TENS utilizando frequência entre os 1 e 4 Hz – Adaptado de (3).

### 5.1.2.3 TENS Intensa

Esta modalidade terapêutica é aplicada quando se pretende um alívio rápido da dor, sendo por isso necessário gerar pulsos de elevada intensidade, o que pode não ser aceite por muitos doentes.

É necessário portanto ativar as fibras A $\delta$  aplicando os impulsos aos nervos periféricos localizados no sítio da dor. A ativação destas fibras permite o bloqueio da atividade das fibras nociceptivas responsáveis pela sensação da dor (15).

### 5.1.2.4 Outras modalidades

As modalidades terapêuticas indicadas anteriormente constituem a base para um conjunto mais abrangente de métodos terapêuticos. Isto porque os dispositivos disponíveis no mercado de TENS permitem o controlo, durante o tratamento, dos vários parâmetros: amplitude, frequência e duração do impulso. Paralelamente, é também possível escolher o modo de aplicação da TENS: contínuo, ondas de impulsos e burst (ver Figura 18):

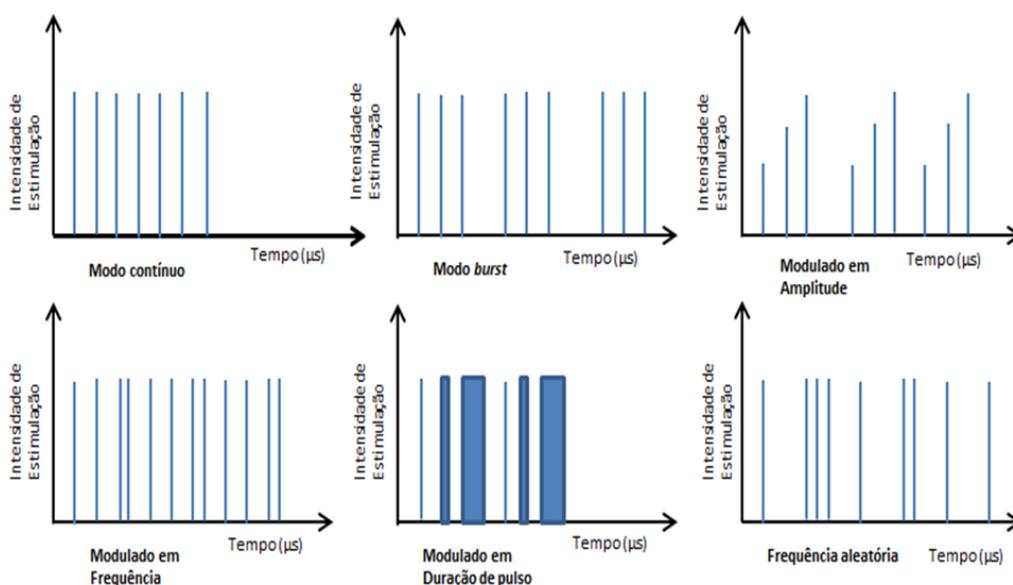


Figura 18 Modalidades que um dispositivo de TENS pode operar – Adaptado de (3).

A adoção do método terapêutico a aplicar depende sobretudo da experiência do terapeuta, da reação do doente ao tratamento e das características que o dispositivo oferece.

### 5.1.3 Precauções, Contraindicações e Reações adversas

Apesar da TENS ser uma das técnicas de eletroterapia mais usada no alívio da dor, existem várias precauções, contraindicações e reações adversas a ter em conta antes da sua administração.

As contraindicações são (4):

- A aplicação da TENS não deve ser aplicada junto de dispositivos médicos tais como: *pacemakers* cardíacos, monitores da apneia do sono, desfibrilhadores cardíacos, monitores de ECG, entre outros;
- A TENS não deve ser aplicada em superfícies cutâneas que apresentem irritação, tumores, trombos venosos e arteriais, no pescoço anterior (evitar a estimulação da carótida), zona do nervo vago, entre outros.

As principais precauções são (4):

- O uso de um dispositivo TENS em mulheres grávidas deve ser efetuado apenas sob aprovação do obstetra;
- A administração da TENS na zona da cabeça ou do peito deve ser sempre monitorizada pelo terapeuta;
- A administração da TENS em doentes que apresentem hipertensão, hipotensão ou outras patologias cardíacas deve ser sempre acompanhada de uma monitorização dos sinais vitais, nomeadamente da pressão sanguínea e ritmo cardíaco;
- A administração da TENS deve ser feita com precaução em caso de doentes epiléticos com suspeita de epilepsia;
- A administração da TENS deve ser acompanhada regularmente por um profissional de saúde devidamente qualificado;
- Os dispositivos de TENS devem ser apenas utilizados após o terapeuta definir especificamente a origem da dor;
- Os dispositivos TENS devem ser guardados fora do alcance das crianças;
- A utilização da TENS durante a condução de viaturas ou máquinas deve ser restrita;
- O dispositivo deve estar sempre desligado antes da colocação dos elétrodos, do seu ajuste ou remoção;
- A utilização de dispositivos TENS durante longos períodos pode levar à irritação cutânea;
- A resposta ao tratamento da superfície cutânea, que se localiza por baixo dos elétrodos deve ser monitorizada.

As principais reações adversas associadas à utilização da TENS são (4):

- Reações alérgicas ao gel de acoplamento ou ao elétrodo;
- Irritação cutânea ou queimaduras nas zonas expostas à corrente elétrica;

- Náuseas ou vômitos;
- Aumento da dor.

## 5.2 Iontoforese

A iontoforese consiste na administração de corrente elétrica de forma a possibilitar a administração de substâncias farmacologicamente ativas tais como esteroides, anti-inflamatórios e anestésicos locais. Assim, a iontoforese utiliza a corrente elétrica com o propósito de facilitar o movimento de fármacos através da pele e tecidos subjacentes. Esta técnica permite, de forma não invasiva e relativamente segura a administração de um quantidade significativa de fármacos, inclusive proteínas e péptidos, impossíveis de administrar por via oral (4; 18).

Esta modalidade terapêutica permite a aplicação de drogas no sistema circulatório sistêmico, sendo portanto uma alternativa aos métodos invasivos tradicionais como são as injeções com seringa. É também possível controlar a intensidade de corrente elétrica aplicada, permitindo o controlo da dose de fármaco libertado (18).

### 5.2.1 Princípios físicos

Nesta secção serão discutidos os três principais mecanismos que permitem a passagem de fármacos através da pele, via corrente elétrica. São estes a electromigração, electroporação e a electrosmose.

#### 5.2.1.1 Electromigração

A electromigração é um processo físico que ocorre quando o fármaco, na forma ionizada é repelido e conduzido no sentido do campo elétrico emitido. Quando estas substâncias se encontram em solução apropriada, dissociam-se em compostos polares, isto é, eletricamente carregados, assumindo uma carga positiva ou negativa, caso percam ou ganhem um eletrão respetivamente. Só no seu estado ionizado é que estes compostos podem ser influenciados pelo campo elétrico aplicado. Desta forma, os iões carregados positivamente (catiões) serão atraídos pelo polo negativo (cátodo) e repelidos pelo ânodo. Por outro lado, os iões carregados negativamente (aniões) serão atraídos para o ânodo e repelidos pelo cátodo (4).

Assim, os fármacos de carga positiva serão colocados sobre o eletrodo positivo (ânodo) e os fármacos com carga negativa serão colocados sobre o eletrodo negativo (cátodo) (4).

O eletrodo que contém o fármaco é frequentemente designado por eletrodo ativo, o eletrodo oposto é designado por dispersivo (4).

#### 5.2.1.2 Electroporação

A electroporação consiste na formação de pequenos poros e/ou canais na camada superficial da pele (*stratum corneum*). Este mecanismo tem uma especial importância porque segundo a literatura consultada, a pele é um tecido biológico impermeável à água e a fármacos com características hidrofílicas (9).

Contudo, alguns tipos de corrente elétrica (como a corrente pulsada) apresentam a capacidade de promover alterações estruturais no *stratum corneum*, nomeadamente poros e canais que aumenta a permeabilidade desta camada às substâncias referidas anteriormente.

Apesar de não haver estudos suficientes que apoiem este mecanismo, é atualmente aceite que a administração de corrente elétrica altere temporariamente a estrutura cutânea, melhorando a sua permeabilidade e conseqüentemente a libertação transdérmica de um elevado número de substâncias (4).

### **5.2.1.3 Electromose**

A electromose consiste no movimento do solvente causado pelo campo elétrico que atua sobre os íons presentes em solução. Desta forma, quando o ânodo (por exemplo) descarrega corrente elétrica, esta irá repelir cátions como o sódio, sendo gerada uma pressão osmótica que afasta o fluido do ânodo. Prevê-se que substâncias presentes nesse fluxo de solvente sejam transportadas para fora do ânodo. Este mecanismo apresenta uma especial relevância porque permite que o solvente atravesse a superfície cutânea através de vias pré-existentes como folículos capilares e glândulas sudoríparas (4).

Este mecanismo tem especial importância porque a pele a pH fisiológico (7,0) apresenta uma carga elétrica negativa, potenciando a electromose do solvente presente no ânodo, havendo condução de cátions. Pelo contrário, a electromose do solvente pelo cátodo torna-se limitada, uma vez que o movimento dos aniões se encontra limitado pelas características elétricas da pele. Se o pH baixar (até 5,0) a pele assume uma carga positiva, ocorrendo a situação contrária à referida anteriormente (4).

### **5.2.2 Parâmetros Elétricos**

Como já foi referido anteriormente, em iontoforese a via pela qual é administrado o fármaco é a corrente elétrica, portanto torna-se essencial discutir os seus principais parâmetros como sejam: tipo, amplitude, duração e dosagem.

#### **5.2.2.1 Tipo de corrente**

Na iontoforese o tipo de corrente normalmente aplicado é a corrente direta e a corrente pulsada. Isto porque, ao contrário da corrente alternada, a corrente direta permite manter um campo electrostático contínuo, uniforme e unidirecional possibilitando a transmissão contínua das partículas carregadas. Além disto, o uso de corrente alternada pode ter como conseqüência a alteração da estrutura química dos fármacos devido ao campo elétrico bidirecional gerado (19).

#### **5.2.2.2 Amplitude da corrente**

Segundo a literatura consultada, prevê-se que a iontoforese seja mais eficaz quando se aplicam correntes de baixa intensidade, de valores compreendidos entre os 1,0 e os 5,0 mA (4; 19).

Na prática clínica inicia-se normalmente o tratamento com uma amplitude de corrente baixa, aumentando-a gradualmente, tendo sempre em conta a reação do doente a este aumento. O valor máximo possível de ser administrada será determinado pelo tamanho do elétrodo, entre 0,1 e 0,5 mA por cm<sup>2</sup> do elétrodo ativo.

### 5.2.2.3 Duração do tratamento

O intervalo de tempo de aplicação de corrente elétrica em iontoforese é inversamente proporcional à amplitude de corrente. Desta forma, para correntes que apresentem valores próximos aos máximos permitidos pelos elétrodos, a duração do tratamento é inferior, comparativamente a valores de correntes mais baixos. É de notar que durante a administração do tratamento, a impedância cutânea pode diminuir sendo necessário modular a amplitude da corrente, de forma a evitar queimaduras e outro tipo de lesões (19).

### 5.2.2.4 Dosagem de fármaco

A dose de fármaco administrada durante um tratamento de iontoforese é calculada através da Equação 1.

$$\text{Dose} = \text{Amplitude da Corrente} \times \text{Duração do Tratamento} \quad [1]$$

Onde,

Amplitude – expressa em mA;

Duração do tratamento – expresso em minutos;

Dose – expressa em mA.min.

Em iontoforese o valor típico de dose administrada é 40 mA.min. Contudo, este valor pode variar entre os 0 e os 80 mA.min. (4; 19)

### 5.2.3 Eléttodos

Atualmente, existe uma enorme variedade de eléttodos que podem ser aplicados em Iontoforeses. Desde eléttodos usados para outro tipo de estimulação elétrica, como eléttodos desenvolvidos especificamente para Iontoforeses.

Os eléttodos convencionais são compostos por materiais como o alumínio, cobre e platina, revestidos por um material flexível como a borracha, esponja e gaze, que permitem o contacto direto com a pele. Estes materiais absorventes são imersos numa solução ionizada (que contém o fármaco) que será posteriormente administrada ao doente. Os eléttodos atualmente disponíveis para os sistemas de iontoforeses apresentam uma câmara no seu interior onde se coloca o líquido iónico que é delimitada por uma membrana semipermeável, ver Figura 19 (19).

Antes de iniciar o tratamento é necessário garantir que haja uma superfície de contacto máxima entre o eléttodo e a pele. Para tal, a superfície cutânea deve ser higienizada com soluções indicadas para esse fim (compostas maioritariamente por água e álcool) de forma a reduzir a sua impedância. É necessário ter em conta que se o valor da impedância cutânea for muito baixo, poderão ocorrer com mais frequência queimaduras e outras lesões cutâneas (19).

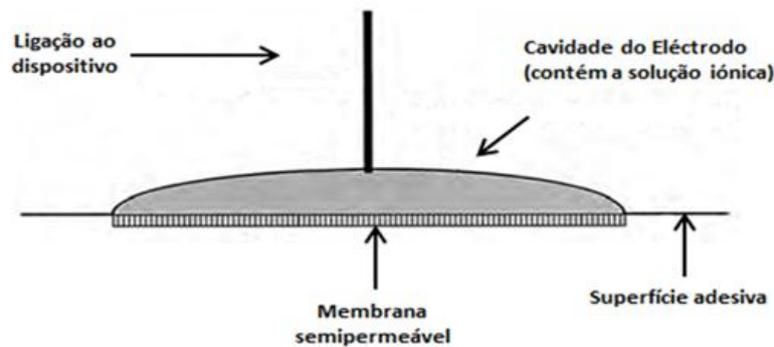


Figura 19 Constituintes de um eletrodo usado tipicamente em Iontoforese – Adaptado de (19).

#### 5.2.4 Aplicações Terapêuticas

Em seguida apresentam-se as inúmeras aplicações terapêuticas da Iontoforese (19):

- Tratamento de inflamações;
- Analgesia;
- Tratamento de espasmos musculares;
- Isquemia;
- Dissolução de depósitos de cálcio;
- Edemas;
- Cicatrização tecidual;
- Hiperidrose;
- Rinite alérgica;
- Gota;
- Queimaduras.

No contexto da MFR, a utilização da Iontoforese recai essencialmente no tratamento de inflamações musculares e no alívio da dor, tanto de origem nervosa como muscular.

#### 5.2.5 Contraindicações

Existem inúmeras contraindicações relativamente ao uso da Iontoforese, nomeadamente à reação do doente em relação ao fármaco administrado. As principais são (19):

- Alergia / intolerância do paciente ao fármaco administrado;
- Hipersensibilidade cutânea;
- Alergia a materiais metálicos;
- Sensibilidade cutânea à corrente direta.





## **Capítulo 6**

### Requisitos Técnicos

No presente capítulo encontra-se descrita a arquitetura do sistema desenvolvido e os principais requisitos técnicos necessários para desenvolver tanto o *hardware* como o *firmware* do sistema.

### 6.1 Arquitetura do Sistema

O dispositivo de eletroterapia a desenvolver deverá apresentar dois canais independentes possibilitando a aplicação de corrente elétrica de forma autónoma e assíncrona. O facto de ser um dispositivo portátil requer uma fonte de alimentação interna.

Os constituintes físicos do DM serão:

- Fonte de alimentação interna – bateria de 9V;
- Placa geradora de sinal:
  - PCB com a componente analógica – descrita com mais detalhe no Capítulo 7: Desenvolvimento do *Hardware*;
  - Placa de desenvolvimento do microcontrolador ATMEGA128A – descrita com mais detalhe no Capítulo 8: Desenvolvimento do *Firmware*;
- Painel frontal, no qual serão colocados os botões que permitem o controlo dos vários parâmetros pelo utilizador;
- Cablagem interna;
- Acessórios onde se incluem os elétrodos e sua faixa de fixação e cablagem de ligação entre a máquina e o local de aplicação dos elétrodos;
- Monitor e botões que constituem a HMI (*Human-Machine Interface*) do sistema.

A Figura 20 apresenta a arquitetura do dispositivo portátil de eletroterapia:

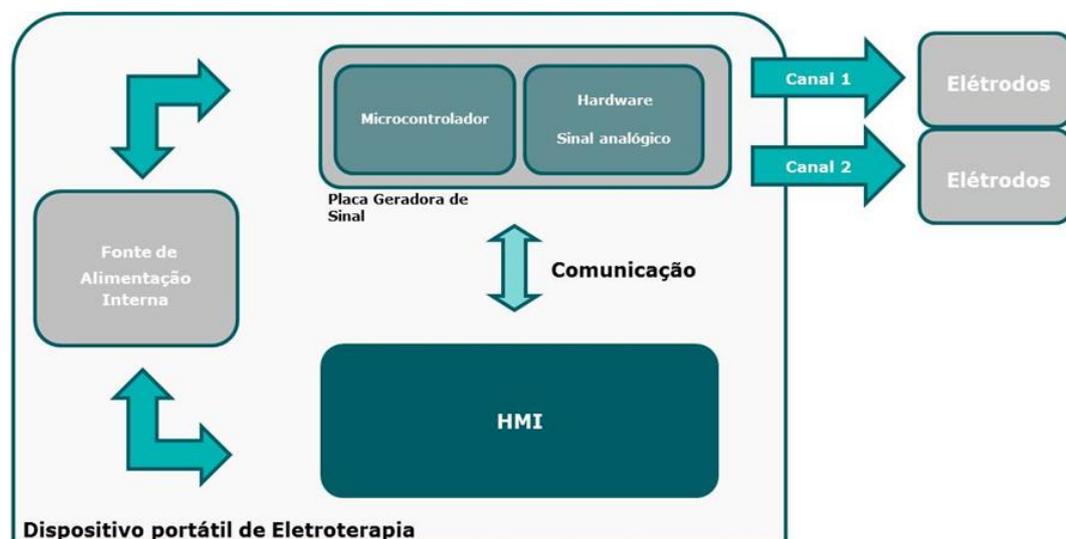


Figura 20 Macro Arquitetura do dispositivo de Eletroterapia.

De forma a potenciar a portabilidade do dispositivo será usada uma fonte de alimentação interna (bateria de 9V), que alimenta a placa geradora de sinal, responsável pela produção das formas de onda pretendidas: pulsada positiva,

negativa e bifásica para a TENS e pulsada de polaridade positiva e negativa para a Iontoforese.

O microcontrolador será responsável pelo envio dos sinais TTL que definirão a frequência e a largura de pulso do sinal elétrico gerado.

## 6.2 Requisitos do sistema

A secção seguinte incide sobre os requisitos funcionais associados ao sistema.

### 6.2.1 Descrição geral do sistema

O sistema de eletroterapia visa a aplicação de diferentes tipos de correntes elétricas de forma a melhorar a qualidade de vida dos indivíduos que apresentam dor crónica ou aguda, lesões a nível do sistema músculo-esquelético entre outras patologias. Este dispositivo destina-se um público-alvo composto maioritariamente por adultos e idosos que apresentem as condições referenciadas anteriormente.

### 6.2.2 Programas terapêuticos e parâmetros controláveis

A principal função do dispositivo passa pela emissão de dois tipos de corrente elétrica para aplicações terapêuticas diferentes. Como tal, a placa geradora de sinal deverá apresentar a possibilidade de emitir sinais de diferentes polaridades. Os parâmetros intrínsecos a este tipo de sinais também deverão poder ser controlados pelo utilizador (ver Tabela 7).

Tabela 7 Parâmetros controláveis pelo Utilizador

	TENS	Iontoforese
<b>Forma de Onda/Impulso</b>	Simétrica Assimétrica	Degrau.
<b>Polaridade</b>	Positiva Negativa Alternada	Positiva Negativa
<b>Modulações de Corrente</b>	Frequência constante Frequência variável Dois canais em simultâneo Dois canais alternados	Contínuo Pulsado
<b>Largura de pulso (<math>\mu\text{s}</math>)</b>	10-400	NA
<b>Frequência (Hz)</b>	0,5-500	5000
<b><math>T_{\text{on}}</math> (<math>\mu\text{s}</math>)</b>	1-30	NA
<b><math>T_{\text{off}}</math> (<math>\mu\text{s}</math>)</b>	1-90	NA
<b>Duração dos tratamentos (min)</b>	1-60	1-60.
<b>Corrente máxima (mA)</b>	100	6.

No que diz respeito à TENS existem três programas terapêuticos pré-definidos (discutidos na secção 4.1.2 – Modalidades de TENS) que o utilizador pode aplicar, ver Figura 21.

No que concerne à Iontoforese, utilizou-se o mesmo *hardware* desenvolvido para a TENS limitando apenas a tensão emitida pelo dispositivo para valores inferiores, ou seja, em vez de se aplicar uma onda DC aplicar-se-á uma onda pulsada a uma dada frequência. Tal como na TENS será aplicado ao doente uma onda monofásica mas com intensidade inferior (um máximo de 6 mA), evitando o fenómeno de polarização da pele. Assim, durante o tempo de repouso ( $t_{off}$ ) a pele pode recuperar as suas características iniciais (8; 9).

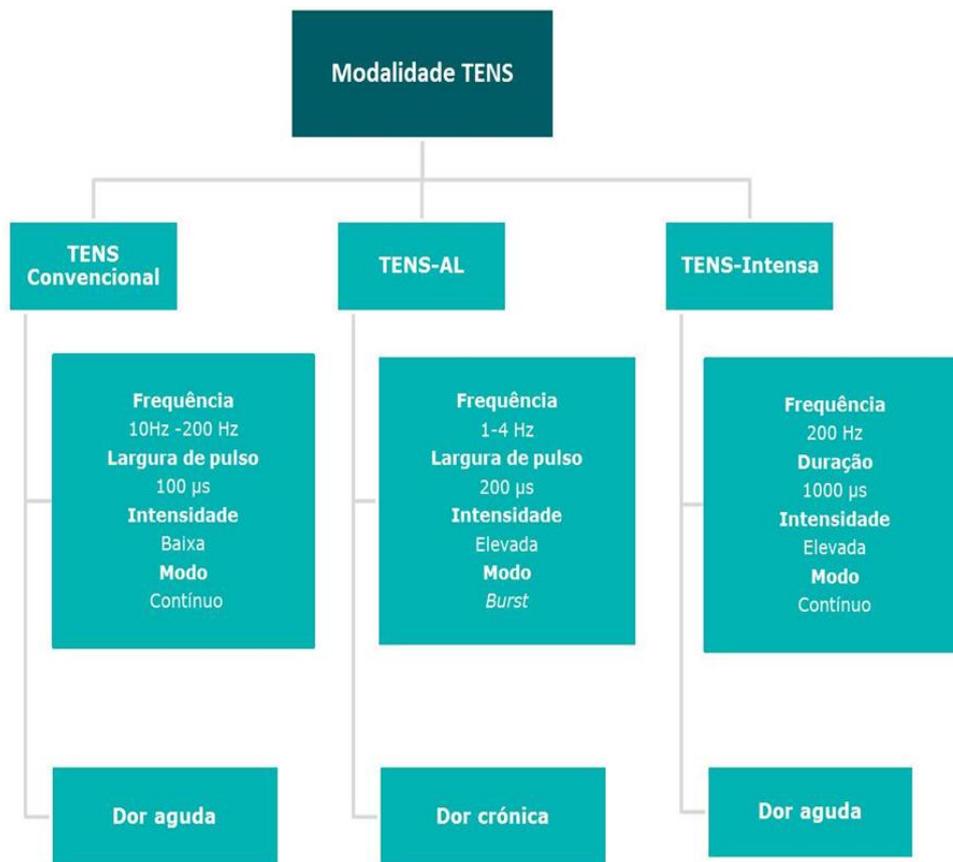


Figura 21 Programas Terapêuticos disponíveis pelo dispositivo.

A frequência dos impulsos a emitir será no máximo de 5 kHz, tendo o utilizador a possibilidade de definir a intensidade máxima que o dispositivo poderá emitir.

## **Capítulo 7**

Desenvolvimento do  
*Hardware*

Este capítulo inclui todos os passos necessários para o desenvolvimento do protótipo final da placa geradora de sinais. Serão também descritas todas as fases de desenvolvimento do *hardware*, desde os testes mais simples, essenciais para a escolha do transformador, até à obtenção da placa final.

### 7.1 Diagrama de Blocos

O primeiro desafio que se colocou no desenvolvimento do *hardware* foi o facto de a TENS ser uma modalidade terapêutica onde se aplicam correntes de elevada amplitude. Mais concretamente, consiste na aplicação de impulsos que podem atingir a ordem dos 100V (para uma carga de 1 k $\Omega$ ) podendo ser monofásicos ou bifásicos (simétricos ou assimétricos). Desta forma, a primeira etapa passou pelo desenvolvimento de um circuito capaz de elevar a tensão para o valor supramencionado a partir de uma alimentação de 9V.

O circuito desenvolvido será capaz de produzir correntes pulsadas com uma amplitude máxima variável de 135V, onde a polaridade, frequência e largura de pulso poderão ser controlados, tendo em conta o efeito terapêutico pretendido. A Figura 22 apresenta o diagrama de blocos da placa geradora desenvolvida.

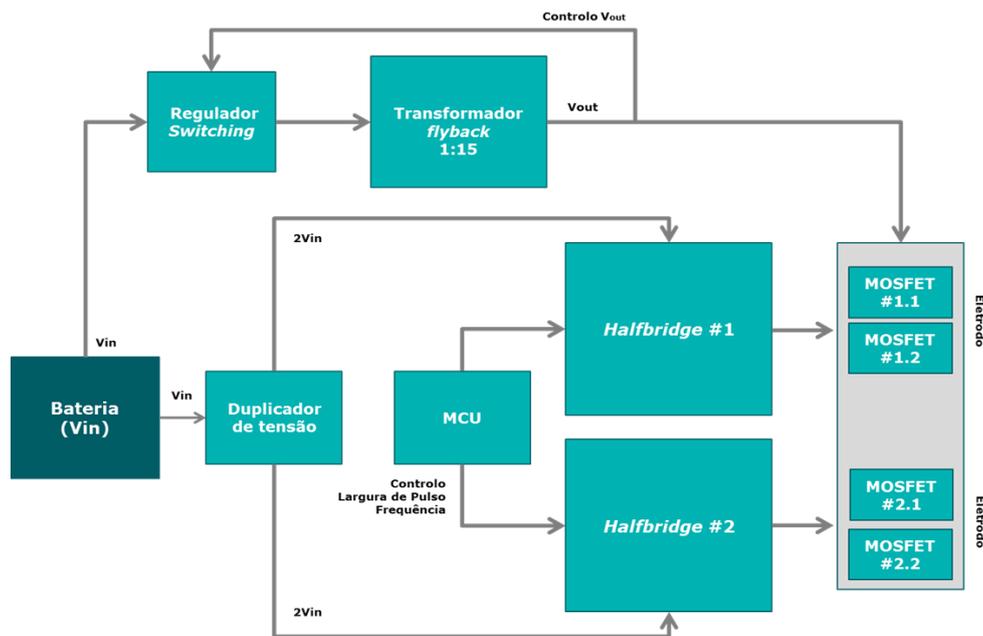


Figura 22 Diagrama de blocos do circuito desenvolvido.

O circuito é alimentado por uma tensão contínua de 9V, que depois de ser convertida por um sinal pulsado pelo regulador de tensão é elevada para um valor na ordem dos 135V por meio de um transformador na configuração *flyback*. Depois de retificado por um diodo, o sinal DC vai carregar dois condensadores que alimentarão os MOSFETs.

Os quatro MOSFETs em conjunto com as duas *Halfbridges*, serão capazes de converter a tensão DC que é emitida pelo transformador (após retificação) em ondas pulsadas de diferentes polaridades.

É possível obter impulsos de diferentes polaridades devido aos diferentes sinais que são enviados para as *Halfbridges*. Caso se liguem as duas entradas da

*Halfbridge #1* a um sinal TTL é medido entre os dois terminais de *output* do circuito uma onda pulsada de polaridade positiva, com a frequência e largura de pulso igual ao sinal TTL enviado para a *Halfbridge*.

Caso se envie apenas um sinal TTL para a *Halfbridge #2* a diferença entre os dois sinais medidos nos dois terminais de *output* do circuito resulta numa onda pulsada negativa de frequência e largura de pulso semelhante ao sinal TTL enviado.

No caso em que se enviam dois sinais TTL invertidos, um para cada *Halfbridge*, obter-se-á entre os terminais de *output*, uma onda pulsada bipolar de frequência e largura de pulso igual aos dois sinais TTL.

Para o correto funcionamento das *Halfbridges* é necessário alimentá-las a uma tensão superior à de alimentação do circuito (entre 10 e 20V), para tal, foi desenvolvido um circuito duplicador de tensão capaz de, a partir dos 9V alimentar os IC referidos anteriormente.

Cada bloco do diagrama será discutido com mais detalhe nas secções seguintes.

### 7.1.1 Transformador

O primeiro teste que se efetuou consistiu na utilização de um circuito integrado capaz de produzir uma onda pulsada a partir de uma fonte de tensão DC (ver Figura 23).



Figura 23 Funcionamento do Oscilador NE.

A frequência e ciclo de trabalho dos impulsos são controlados através de duas resistências e um condensador externo associado ao oscilador. Após serem gerados os impulsos, estes foram conduzidos para um transformador convencional (230 VAC de entrada, duas saídas 10,5VDC, 50-60Hz). Este transformador apresenta um enrolamento (bobine) primário, o que tradicionalmente recebe os 230V e dois enrolamentos secundários que emitem uma tensão com o valor aproximado de 10,5V.

A estratégia desenvolvida passou por utilizar o transformador ao contrário, isto é, os enrolamentos secundários receberiam o sinal proveniente do oscilador, e a tensão de saída seria obtida entre os terminais do enrolamento primário.

Nesta montagem experimental, utilizaram-se, à entrada do transformador, dois transístores NPN e PNP, de forma a se obter os impulsos invertidos, funcionando desfasadamente como interruptores na condução do sinal.

Nesta fase não se produziu um PCB, todos os componentes foram colocados numa *breadboard*. A Figura 24 apresenta o diagrama de blocos da montagem de teste supramencionada.

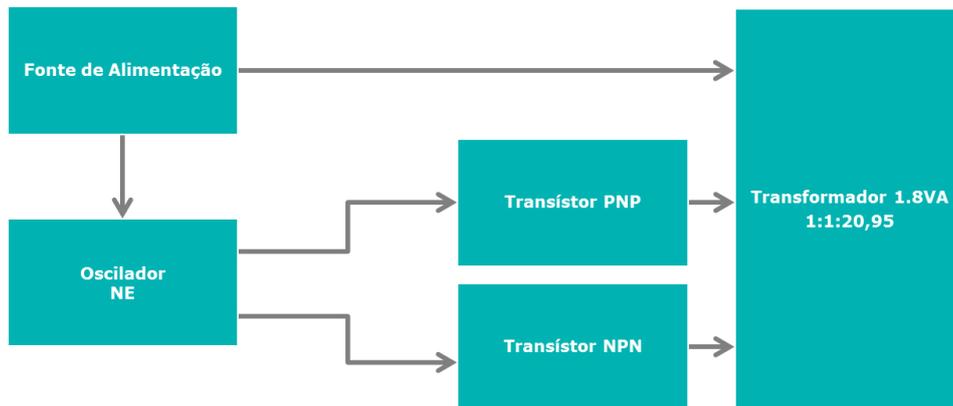


Figura 24 Diagrama de Blocos da primeira montagem.

O oscilador NE na configuração *astable* permitiu definir a frequência dos impulsos através da Equação 2:

$$frequência\ dos\ impulsos = \frac{1}{\ln 2 \times C (R_1 + 2R_2)} \quad [2]$$

Onde:

C- corresponde à capacidade do condensador externo (nF);

R<sub>1</sub> e R<sub>2</sub> – correspondem ao valor das duas resistências externas (kΩ).

Variando o valor dos componentes referidos (C, R<sub>1</sub> e R<sub>2</sub>) é possível alterar a frequência dos impulsos que chegam ao transformador. No caso deste teste foram usadas duas resistências de 10kΩ e um condensador de 470 nF resultando numa frequência de oscilação de 102,3 Hz (ver Figura 25).

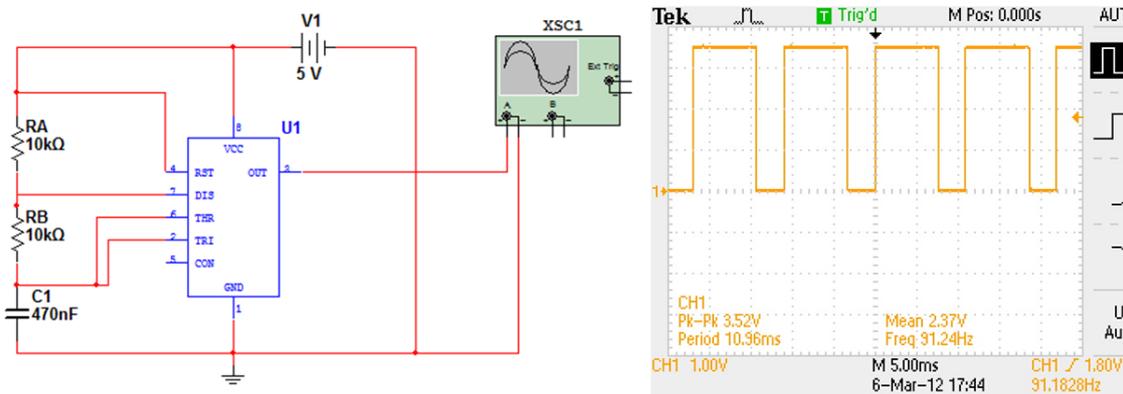


Figura 25 Esquema de montagem do NE (à esquerda) e onda resultante medida com osciloscópio (à direita).

Como se pode inferir o valor de frequência obtido pelo oscilador encontra-se muito próximo do valor teórico.

Após a verificação do correto funcionamento do oscilador, efetuou-se a montagem experimental ilustrada na Figura 26

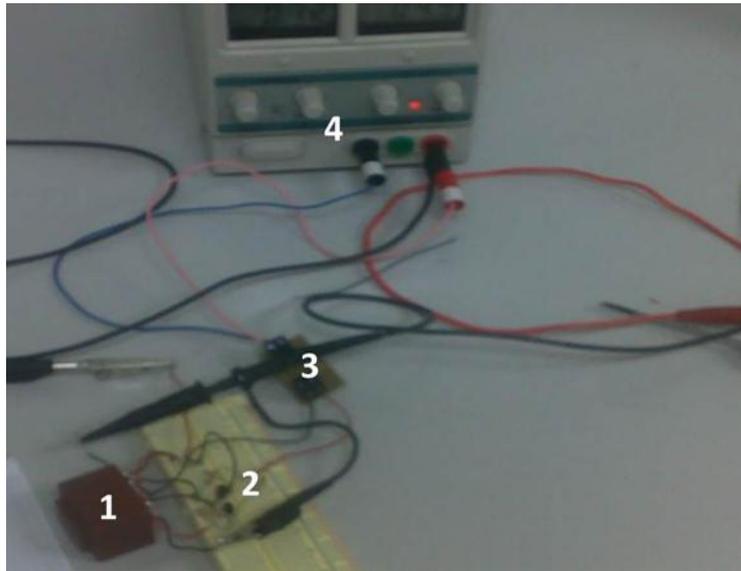


Figura 26 Primeira Montagem Experimental.

Os principais elementos que compõem a montagem experimental encontram-se numerados de 1 a 4. Onde:

- 1- Corresponde ao transformador 230:10,5:10,5;
- 2- Transístor NPN e PNP;
- 3- Circuito oscilador ( $N_E$ ,  $R_1$ ,  $R_2$  e  $C_1$ );
- 4- Fonte de alimentação.

O transformador usado neste primeiro teste permite um aumento (*step up*) ou uma diminuição (*step down*) da tensão num determinado circuito, devido essencialmente às propriedades eletromagnéticas da ferrite, material constituinte das bobinas do transformador. Este tipo de transformador funciona apenas com corrente alternada, uma vez que é este o tipo de corrente que possibilita uma alternância constante do fluxo de elétrons. Desta forma é possível a geração de uma tensão induzida – indução eletromagnética (20).

De uma forma resumida, uma tensão de entrada é fornecida à bobina primária provocando a circulação de um fluxo de elétrons ao longo desta. Este fluxo, por sua vez, irá provocar o aparecimento de uma tensão induzida na bobina secundária do transformador. Esta tensão induzida dependerá do número de enrolamentos presentes na bobina, sendo que, para aumentar a tensão de saída em relação à tensão de entrada, o número de enrolamentos na bobina secundária terá de ser superior ao da bobina primária (transformador *step up*) (20).

A tensão induzida na bobina secundária ( $V_s$ ) pode ser calculada através da lei da indução eletromagnética de Faraday, expressa pela Equação 3.

$$V_s = N_s \frac{\partial \Phi}{\partial t} \quad [3]$$

Onde  $N_s$  corresponde ao número de enrolamentos da bobina secundária e  $\frac{\partial \Phi}{\partial t}$  ao valor do fluxo magnético ao longo de um enrolamento. Uma vez que os

enrolamentos da bobine estão orientados paralelamente às linhas do campo magnético, o fluxo magnético corresponde ao produto entre o campo magnético  $B$  e a área que este atravessa. Considera-se que a área permanece constante e o campo magnético varia temporalmente segundo o fluxo que entra na bobine primária. Desta forma, para um transformador ideal, o fluxo do campo magnético é igual nas duas bobines. Consequentemente, o valor de tensão da bobine primária ( $V_p$ ) é dado pela Equação 4.

$$V_p = N_p \frac{\partial \Phi}{\partial t} \quad [4]$$

Fazendo o rácio entre a equação [3] e [4] tem-se:

$$\frac{V_s}{V_p} = \frac{N_s}{N_p} \quad [5]$$

No caso concreto do transformador testado, sabe-se que a razão entre a tensão de entrada e de saída é de 230V:10,5V, facilmente se calcula a relação de enrolamentos, que corresponde a 22:1. Como se está a usar o transformador na configuração *step up*, considera-se rácio de 1:22.

O transformador foi testado com uma tensão de entrada de 5V, obtendo-se a onda representada na Figura 27. A tensão de saída foi medida através de um osciloscópio com as pontas colocadas entre os dois terminais do transformador.



Figura 27 Tensão de saída medida aos terminais do transformador.

Esta primeira configuração restringe a escolha dos valores de frequência e largura de pulso da onda, uma vez que estão limitados pelo valor das resistências  $R_1$  e  $R_2$  e do condensador  $C$  presente no circuito oscilador. Além disso, o peso e tamanho do transformador, acompanhado pelo fato de não ser possível a escolha da polaridade dos impulsos fizeram com que esta solução fosse posta de lado.

Este primeiro teste serviu essencialmente para perceber o funcionamento dos transformadores *step up* e dos circuitos osciladores associados a transístores. O formato de onda obtido não corresponde com o referenciado na literatura (onda pulsada quadrada).

De forma a poder utilizar o mesmo tipo de *hardware* para a TENS e Iontoforese, foi desenvolvido um novo circuito capaz de gerar impulsos positivos, negativos e bipolares, cuja intensidade pode ser regulada de forma analógica (via potenciómetro), tendo em conta o tratamento a efetuar.

Como tal, numa primeira fase foi desenvolvido um circuito conversor DC-DC, capaz de elevar a tensão de entrada para um valor superior, e posteriormente desenvolveu-se um circuito complementar capaz de comutar o sinal DC produzido pelo transformador e obter impulsos com diferentes polaridades. O circuito encontra-se descrito com mais detalhe na próxima secção.

### 7.1.2 Conversor DC-DC

Nesta fase, procurou-se desenvolver um circuito que permitisse elevar o sinal proveniente de uma fonte de alimentação de 9V para os valores pretendidos, sendo para tal usado um regulador *switching* e um transformador *flyback*, constituindo uma configuração *flyback*, para a conversão do sinal de 9VDC para um sinal de 130VDC.

O diagrama de blocos do circuito descrito encontra-se na Figura 28.

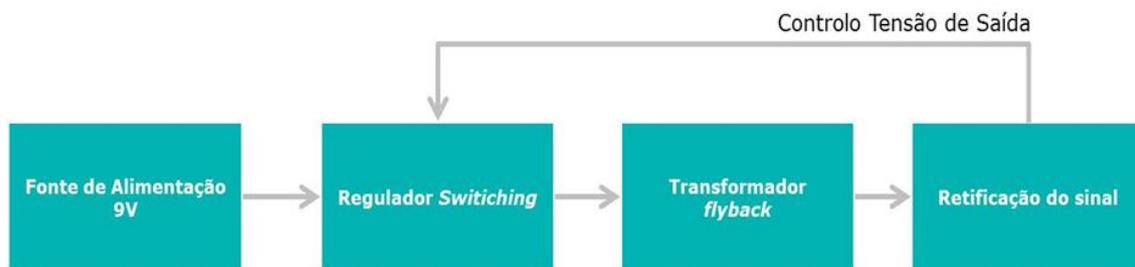


Figura 28 Diagrama de Blocos do Conversor DC-DC.

Uma fonte de alimentação é colocada a 9V de forma a poder alimentar o circuito. O sinal gerado é recebido no pino 6 do Regulador *Switching*.

Este circuito integrado é usado fundamentalmente na conversão DC-DC, neste caso para elevar a tensão para o valor pretendido através do transformador.

#### 7.1.1.1 Regulador de Tensão (*Switching Regulator*)

Este componente quando utilizado em conjunto com um transformador *flyback* permite a geração de uma tensão de saída constante, sendo vulgarmente designado por conversor DC-DC.

Como tal, este tipo de Circuito Integrado (IC) é aplicado quando se utiliza uma fonte de alimentação contínua. A tensão DC fixa (9V) é, convertida numa tensão variável, sendo o seu valor máximo controlado através da sua largura de pulso (PWM) ou frequência de oscilação do IC. Para tal, este IC apresenta um transistor interno que comuta continuamente a uma frequência de 100kHz. Esta oscilação induz uma variação de corrente no transformador, devida à comutação do transistor, que permite carregá-lo e descarregá-lo com a frequência definida anteriormente (21; 22; 23).

O ganho DC do circuito irá depender essencialmente da razão do número de enrolamentos da bobine primária e secundária do transformador.

Este IC foi escolhido com base nas características apresentadas na Tabela 8.

Tabela 8 Condições de Operação do MC-Ab – Adaptado de (23).

Parâmetro	Característica
$V_{in}$ (V)	3,0-40
$V_{out}$ (V)	Ajustável
Topologia	Step up Step down Inversor
Frequência (kHz)	Até 100
Controlo	Modulação da Frequência

O MC-Ab opera na gama de valores de tensão pretendidos e permite o controlo analógico por via de uma malha de *feedback* da tensão de saída  $V_{out}$ , essencial para as várias modalidades terapêuticas que o dispositivo disponibilizará.

A Figura 29 apresenta de uma forma esquemática o circuito elaborado. Este circuito está projetado para, após se elevar a tensão de entrada ( $V_{in}$ ) para o valor pretendido, assegurar um fluxo contínuo de corrente, que é obtido graças ao circuito responsável pela retificação do sinal - o díodo e os condensadores que se encontram à saída do transformador. A resistência colocada nos terminais do oscilador tem como objetivo limitar o fluxo de corrente que circula na bobine primária do circuito.

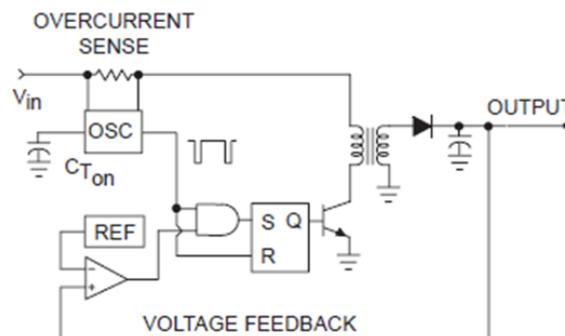


Figura 29 Representação esquemática do IC MC-Ab e transformador CJ (23).

À saída do circuito deverá ser possível a obtenção de uma tensão contínua de valor máximo de 135V, dada pelas características do transformador.

### 7.1.1.2 Transformador *flyback*

Como foi referido na secção anterior, o MC-Ab através de um condensador externo e um transístor interno (que funciona como interruptor) converte o sinal de entrada, proveniente da fonte de alimentação, numa série de impulsos com uma frequência definida pelo condensador suprarreferido. A corrente proveniente do regulador provocará o aparecimento de uma tensão induzida no segundo enrolamento do transformador, que irá carregar dois condensadores eletrolíticos.

Tendo em conta a Equação 5 e o facto de o transformador, segundo o fabricante, apresentar uma relação de enrolamentos da bobine primária para a

secundária ser de 1 para 15, obter-se-á idealmente um valor de 135V (ver Tabela 9) (25).

Tabela 9 Especificações do Transformador CJ-AL – Adaptado de (25)

<b>Nome do Componente</b>	CJ-AL
<b>Indutância a 100 kHz</b>	15,0 $\mu$ H
<b>Indutância mínima</b>	13,5 $\mu$ H
<b>Topologia</b>	<i>Step up</i>
<b>Razão Enrolamentos Primários: Secundários</b>	1:15

A tensão à saída do transformador é regulada por meio de um divisor resistivo que permite controlar o valor de tensão máximo gerado pelo transformador.

Através da utilização do Altium Designer 10 ® foi desenvolvido um PCB com o circuito descrito anteriormente, sendo possível testar se o transformador consegue converter o sinal como pretendido. A montagem experimental e a tensão de saída encontram-se ilustradas na Figura 30.

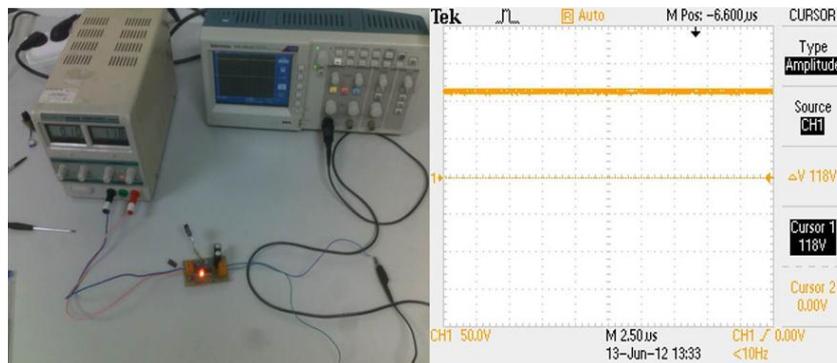


Figura 30 Montagem experimental do circuito conversor DC-DC (à esquerda) e saída do circuito (à direita).

Como se pode inferir, o transformador funciona corretamente, para uma entrada de 9V foi possível obter uma tensão DC de 118V, valor próximo do que era previsto. Toda a documentação gerada no Altium respetiva ao desenvolvimento deste circuito encontra-se no [Anexo II: Ficheiros Altium – Conversor DC-DC.](#)

Após concluir que o transformador escolhido funciona corretamente, procedeu-se ao passo seguinte, que consistiu no desenvolvimento de um circuito capaz de, a partir do sinal gerado pelo transformador, produzir as ondas pulsadas de frequência e largura de pulso variáveis.

## 7.2 Versão 1.0 da Placa Geradora de Sinal

A primeira versão da placa geradora de sinal apresenta-se na Figura 31. O PCB desenvolvido apresenta apenas uma camada de cobre, sendo que os componentes *Dual In-Line Package* (DIP) encontram-se na face superior (*Top*

*Layer*) e os componentes *Surface-Mount Technology* (SMD) encontram-se colocados directamente na face interior do PCB (*Bottom Layer*). Os ficheiros Altium desta placa encontram-se no Anexo III: Ficheiros Altium – versão 1.0 da Placa Geradora de Sinal.

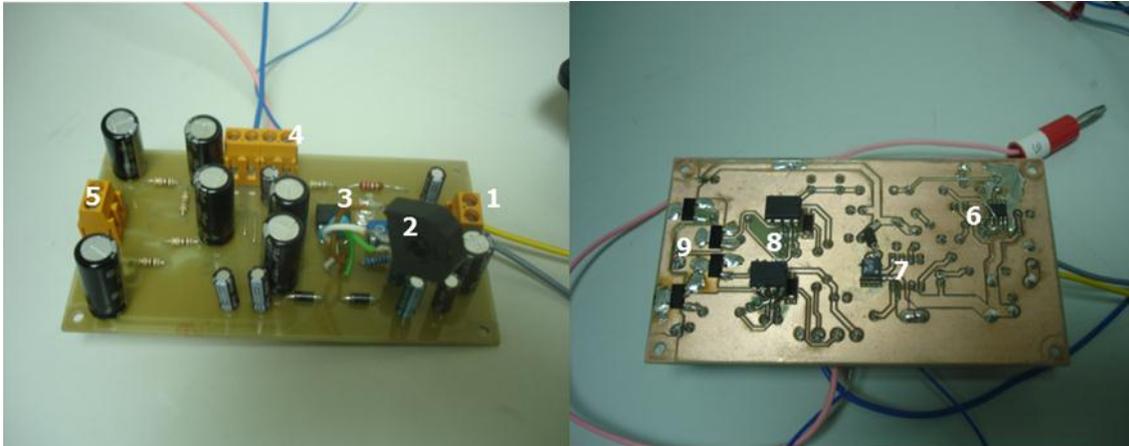


Figura 31 Primeira versão do PCB desenvolvido (à esquerda apresenta-se a *Top Layer* e à direita a *Bottom Layer*).

Os principais componentes que constituem o PCB encontram-se numerados de 1 a 9, sendo:

1. Entrada para alimentação do circuito;
2. Potenciómetro de 100k $\Omega$ ;
3. *Switching Regulator* (MCAb);
4. Entradas para o sinal do MCU;
5. *Output* para os elétrodos;
6. Oscilador NE;
7. Transformador CJ-AL;
8. IC *Halfbridge* IRF(S);
9. MOSFETs BSP.

Numa primeira fase, comprovou-se o correto funcionamento do circuito conversor DC-DC. Para tal, regulando o potenciómetro de 10 e 100 k $\Omega$  verificaram-se os valores de tensão obtidos à saída deste (ver Figura 32).

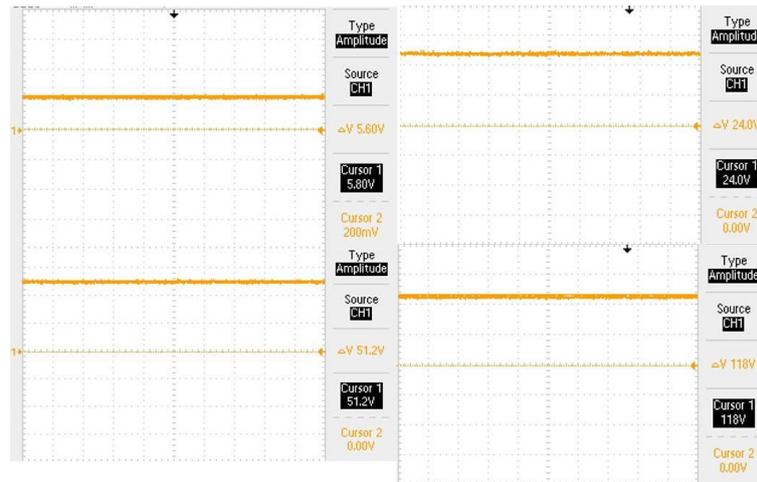


Figura 32 Valores de tensão DC medidos à saída do circuito conversor DC-DC quando se regula o potenciômetro 1 e 2.

Com o correto funcionamento do circuito conversor DC-DC torna-se essencial explicar as características e modo de funcionamento dos componentes do circuito responsáveis pela geração dos impulsos.

Desta forma, as duas secções seguintes explicam o funcionamento tanto das *Halfbridges* como dos MOSFETs utilizados no PCB.

### 7.2.1 *Halfbridges* e MOSFETs

De forma a converter o sinal obtido pelo conversor DC-DC foi escolhido o IC da International Rectifier® (IRS) como *driver* dos MOSFET que produzirão os impulsos consoante o seu estado *on* ou *off*.

Este IC permite conduzir o sinal produzido pelo conversor DC-DC para os MOSFETs responsáveis pela geração dos impulsos. A frequência, polaridade e largura de pulsos é definida pela entrada lógica do *driver* ( $HIN$  e  $\overline{LIN}$ ), cujos sinais são gerados a partir do microcontrolador. O IRS foi escolhido principalmente porque opera a tensões elevadas, uma vez que os MOSFET recebem a tensão proveniente da descarga dos condensadores do circuito conversor DC-DC.

A configuração representa-se esquematizada na Figura 33.

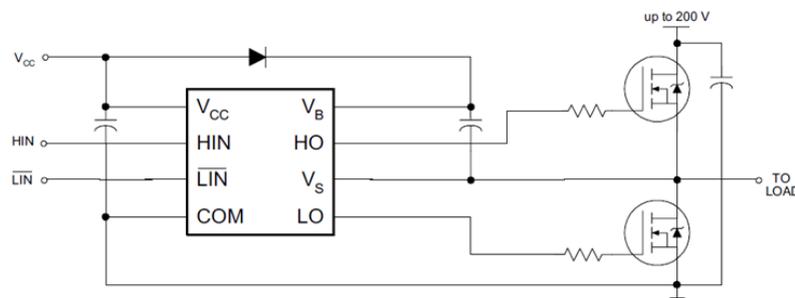


Figura 33 Representação esquemática do IC IRS (26).

As principais condições de operação do IRS(S) encontram-se resumidas na Tabela 10.

Tabela 10 Condições de Operação do IRS – Adaptado de (26)

Parâmetro	Valor mínimo	Valor máximo
$V_B$ (V)	$V_s+10$	$V_s+20$
$V_s$ (V)	N.A.	200
$V_{HO}$ (V)	$V_s$	$V_B$
$V_{cc}$ (V)	10	20
$V_{Lo}$ (V)	0	$V_{cc}$
$V_{IN}$ (V)	0	$V_{cc}$
$T_A$ (°C)	-40	125

Para a geração dos impulsos são usados quatro MOSFET, que atuam como interruptores aos pares, sendo possível, consoante o seu estado de condução e o sinal que recebem das *Halfbridges* produzir sinais com diferentes configurações. Os MOSFETs escolhidos foram os BSP produzidos pela Philips. Apresentam interface direta para sinais TTL ou CMOS e uma velocidade de comutação elevada. Além disto, operam na gama de valores de tensão pretendidos (Tabela 11) (27).

Os quatro transístores (dois associados a cada *Halfbridge*) conduzirão o sinal, consoante o sinal lógico que receberem na porta (*gate*) e, desta forma produzir-se-ão à saída do circuito, os impulsos com a polaridade pretendida.

As características dos sinais TTL produzidos pelo MCU serão discutidas com mais detalhe na secção correspondente ao *firmware* do dispositivo.

Tabela 11 Condições de Operação do BSP – Adaptado de (27).

Parâmetro	Valor mínimo	Valor máximo
$V_B$ (V)	$V_s+10$	$V_s+20$
$V_s$ (V)	N.A.	200
$V_{HO}$ (V)	$V_s$	$V_B$
$V_{cc}$ (V)	10	20
$V_{Lo}$ (V)	0	$V_{cc}$
$V_{IN}$ (V)	0	$V_{cc}$
$T_A$ (°C)	-40	125

As *Halfbridges* recebem o sinal TTL através da entrada HIN e  $\overline{LIN}$  (ver Figura 33). Uma vez que a entrada  $\overline{LIN}$  é inversora não há necessidade do uso prévio de um circuito que inverta a fase do sinal. Assim, à saída da *Halfbridge* obtêm-se dois sinais invertidos entre si, nos pinos HO e LO (sendo o sinal medido em LO invertido em relação a HO). Estes dois sinais são conduzidos para a *gate* do MOSFET. Quando a *gate* deste componente está *on*, o MOSFET abre e conduz a tensão da *source* para o *dreno* (ponto A), quando está *off* o MOSFET fecha, sendo a tensão no *dreno* de 0V. Uma vez que os sinais que atuam na *gate* dos MOSFET são invertidos

entre si, estes comutam alternadamente. É devido à comutação dos MOSFETs à frequência do sinal TTL proveniente do MCU, que se geram ondas pulsadas.

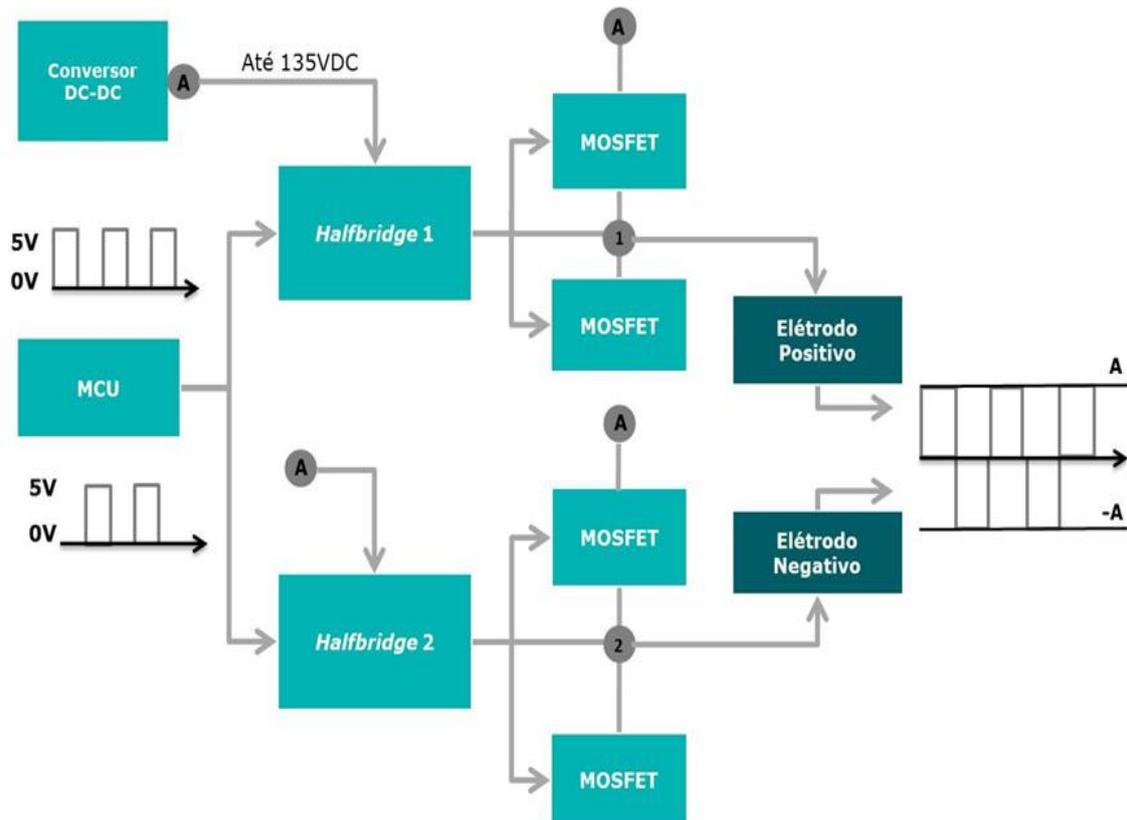
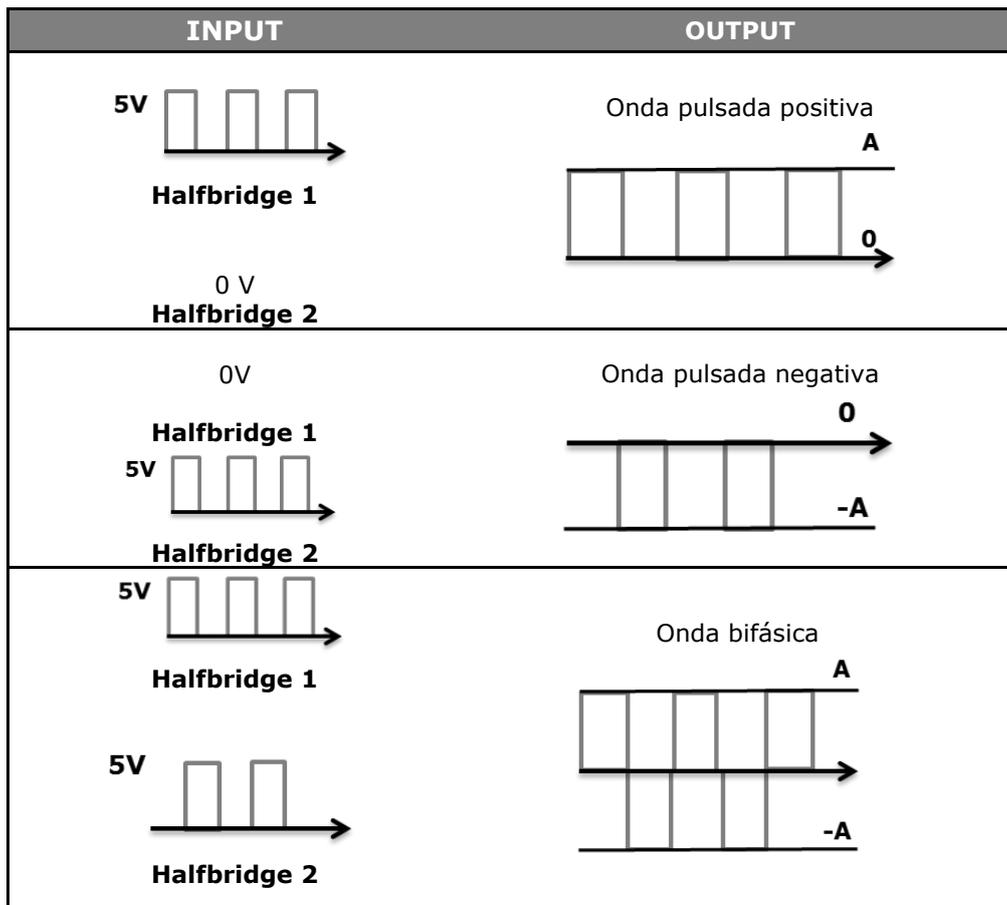


Figura 34 Funcionamento do circuito gerador dos impulsos

Através do envio de apenas um sinal TTL para a *Halfbridge#1* apenas os dois MOSFETs a que lhe estão associados, irão comutar obtendo-se ondas pulsadas no eléctrodo positivo ( $V_{out} = A-0V$ ). Subtraindo o sinal recebido no eléctrodo positivo com o eléctrodo negativo obtém-se o sinal pulsado positivo. No caso, em que se envia o sinal TTL para *Halfbridge#2*, são os MOSFETs associados ao eléctrodo negativo que comutam e desta forma obtém-se à saída uma tensão negativa entre o eléctrodo positivo e negativo ( $V_{out} = 0-AV$ ). Desta forma é possível obter a onda pulsada de polaridade negativa.

Para o caso do sinal de polaridade alternada é necessário enviar dois sinais TTL, invertidos entre si para que as *halfbridges* (e consequentemente os MOSFETs a que estão associados) comutem alternadamente. Assim quando se envia o sinal TTL para a *Halfbridge 1* serão os MOSFETs que lhe estão associados que comutam, obtendo-se os pulsos positivos; quando o primeiro sinal se encontra a 0 é enviado o segundo sinal que fará comutar a *Halfbridge#2* obtendo-se assim os pulsos negativos de amplitude A.

A Tabela 12 apresenta os *inputs* necessários para se obterem os três formatos de onda distintos como *output*.

Tabela 12 Halfbridges: *Input* e *Output*.

### 7.2.2 Duplicador de Tensão

A placa geradora de sinais possui, além dos circuitos que permitem a elevação da tensão (conversor DC-DC) e geração dos impulsos, um circuito auxiliar que permite alimentar as *Halfbridges*. Como se pode verificar pelas condições de operação do IRS (Tabela 10), o IC necessita de uma tensão de alimentação compreendida entre os 10 e 20V. Uma vez que o circuito será alimentado a 9V, tornou-se necessário projetar um circuito que permitisse alimentar estes dois IC. Este circuito duplicador de tensão encontra-se ilustrado na Figura 35.

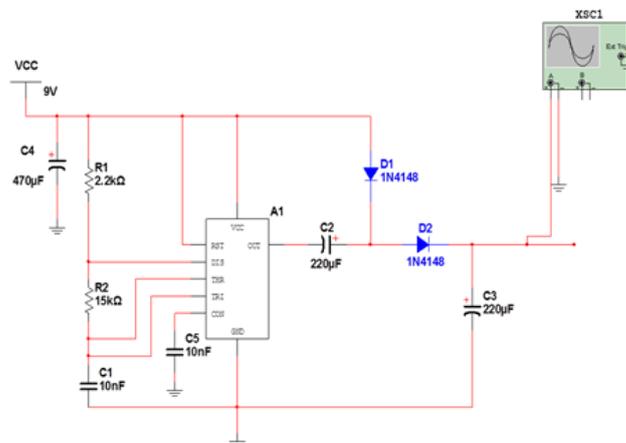


Figura 35 Duplicador de Tensão.

O circuito desenvolvido apresenta um IC oscilador na configuração *astable*, capaz de gerar um sinal quadrado a uma dada frequência definida por R1, R2 e C1, tendo em conta a Equação 2. Desta forma, a tensão de saída de NE oscilará entre os dois valores lógicos 0 e 1 continuamente a uma dada frequência (sendo que 0 corresponde a 0V, e 1 corresponde a 9V) (28).

Quando o circuito é alimentado pela primeira vez, o valor de saída do NE lido no pino 3 apresentará o valor lógico 1 (aproximadamente 9V) permitindo o carregamento do condensador C3 através do D2 sendo que neste ponto também se atingirá um valor próximo de 9V. Quando a saída se apresenta o valor lógico 0, C2 é carregado a partir da tensão de alimentação Vcc, através de D1 (28).

Quando se atinge novamente o valor lógico 1, o condensador C3 ainda se apresenta parcialmente (senão totalmente) carregado do ciclo anterior, sendo assim possível atingir um nível de tensão superior ( $9V+9V$ ). Assim, após vários ciclos onde C2 e C3 carregam alternativamente, C3 apresentará uma tensão com valor duas vezes superior à tensão de entrada (28).

Desta forma, é possível obter uma tensão de saída de aproximadamente 18V (se não se tiver em conta que na passagem por D1 e D2 há uma queda de potencial de 0,7V).

O oscilador foi projetado para uma frequência de oscilação de 5kHz. Para tal, os valores de R1 e R2 utilizados foram 2,2k a 15k e um condensador cerâmico de 10nF. Segundo a Equação 2, para estes valores o IC oscilará a uma frequência de aproximadamente 4,8kHz.

O *output* medido no pino 3 apresenta-se na Figura 36.

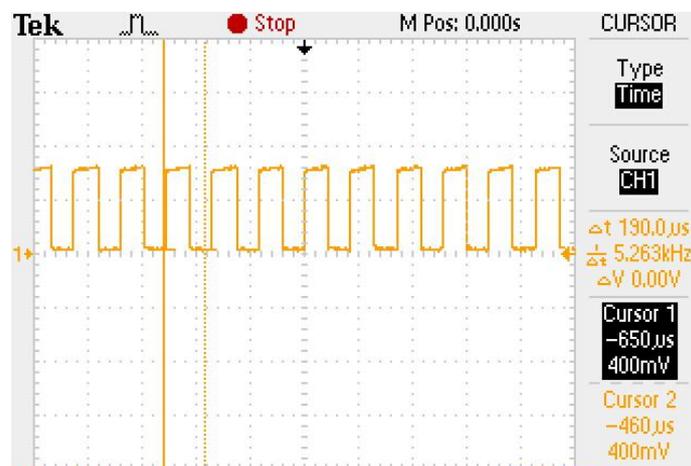


Figura 36 *Output* do NE com frequência de oscilação de 5,263kHz.

Como resultado deste circuito obteve-se uma onda DC com um valor de amplitude máximo de 13,2V. Um valor um pouco aquém do esperado (16V) mas suficiente para alimentar as *Halfbridges* (ver Figura 37).



Figura 37 Tensão DC gerada pelo duplicador de tensão

O circuito projetado permite a geração dos sinais pretendidos, pelo que procedeu-se ao desenvolvimento de uma segunda versão da placa final em PCB, utilizando o Altium Designer 10<sup>®</sup>. Os ficheiros gerados neste encontram-se no Anexo IV: Ficheiros Altium da Placa Final.

### 7.3 Versão 2.0 da placa geradora de sinal

A versão 2.0 da placa geradora de sinais apresenta-se na Figura 38. Tal como a versão 1.0 é composta por duas camadas (*Up* e *Down Layer*). O esquemático encontra-se no Anexo IV.

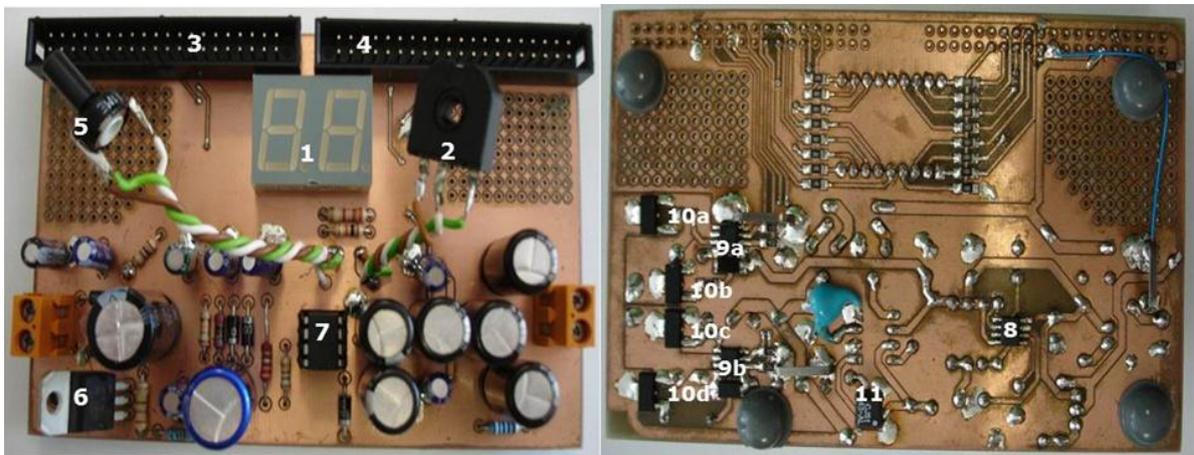


Figura 38 Versão 2.0 da placa geradora de sinal (à esquerda a *Bottom Layer* e à direita a *Top Layer*).

Os principais componentes que constituem a placa geradora de sinal encontram-se numerados de 1 a 10. Onde:

1- *Display* de dois dígitos, onde será mostrado a modalidade terapêutica, a duração e intensidade do tratamento;

2- Potenciómetro de 100k $\Omega$  que permite o controlo analógico da tensão máxima do conversor DC-DC;

3- Conector para a placa de desenvolvimento onde se encontra o MCU

4- Conector para a placa de desenvolvimento onde se encontra o MCU e os botões que permitem a interação com o utilizador;

5- Potenciômetro de 10k $\Omega$  que permite o controlo analógico da tensão máxima do conversor DC-DC;

6- Regulador de Tensão que permite a alimentação da placa de desenvolvimento (LM);

7- Regulador *Switching* (MCAb);

8- Oscilador (NE);

9a e 9b- *Halfbridges* (IRS(S));

10a, 10b, 10c e 10d - MOSFETs BSPA.

11- Transformador na configuração *flyback*.

Segue-se uma descrição dos principais blocos ainda não estudados e que estão relacionados com a utilização da placa de desenvolvimento que contém o MCU.

### 7.3.1 Regulador de Tensão (LM)

O LM é um circuito integrado de três terminais que permite fornecer até 1,5A de corrente para uma tensão de entrada compreendida entre 1,2V e 37V. Para o controlo da tensão de saída foram apenas necessário dimensionar duas resistências externas, obtendo-se uma tensão de saída de 5V (ver Figura 39).

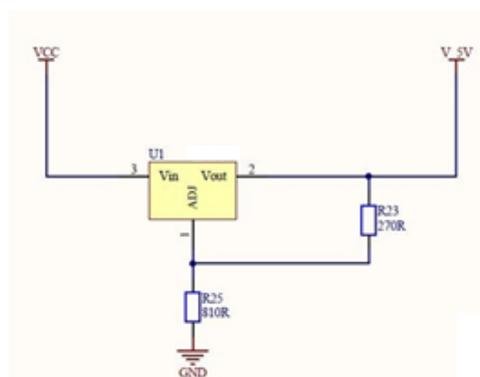


Figura 39 Montagem do LM

Relativamente às condições de operação deste IC, estas encontram-se resumidas na Tabela 13.

Tabela 13 Condições de Operação do LM – Adaptado de (29).

Parâmetro	Valor mínimo	Valor máximo
$V_{out}$ (V)	1,5	37
$V_{in}$ (V)	3.	40
$I_{max}$ (A)	NA	1,5
$T_A$ (°C)	0	125

No circuito representado na Figura 39,  $V_{cc}$  corresponde à tensão que alimenta o *hardware* da placa geradora de sinal;  $V_{5V}$  corresponde ao valor da tensão de 5V que alimenta o MCU e respetiva placa de desenvolvimento.

### 7.3.2 Display de dois dígitos

O *display* de dois dígitos tem a principal função de mostrar ao utilizador, a duração e intensidade do tratamento, bem como indicar a modalidade terapêutica que se está a utilizar

Cada um dos dois dígitos é composto por sete LEDs que acendem consoante o sinal lógico (1 e 0) que provém do MCU. Consoante a disposição dos LEDs, isto é, se apresentam os ânodos ou os cátodos ligados entre si, podem ser designados por cátodo comum ou ânodo comum. Dependendo da combinação dos LEDs que são acesos, é possível reproduzir representações simples dos números de 0 a 9 e alguns caracteres.

A Figura 40 apresenta a montagem do *display* de dois dígitos na placa geradora de sinal.

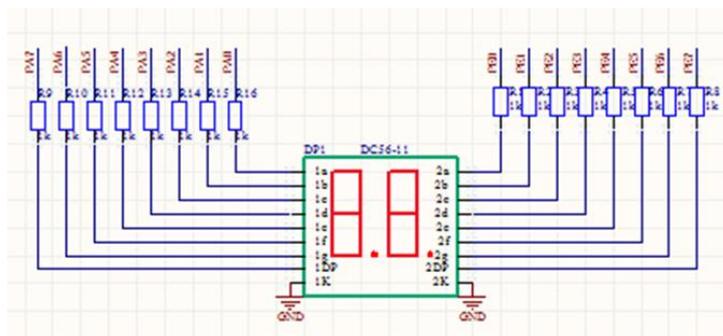


Figura 40 Montagem do *display* de dois dígitos.

As resistências colocadas entre a saída do MCU e a entrada do *display* têm como função limitar a corrente para um valor de 5 mA ( $5V/1k\Omega$ ).

As portas do *display* (1a a 1K) encontram-se conectadas a uma porta do MCU onde serão programados os sinais lógicos a enviar – a porta A do MCU que possui 8 pinos. Da mesma forma, as portas de (2a a 2K) encontra-se conectada os oito pinos da Porta E.

As características do MCU serão discutidas com mais detalhe no Capítulo 8 – Desenvolvimento do *Firmware*.

## 7.4 Ambiente de desenvolvimento

Durante todo o processo de desenvolvimento do *hardware* foram usados dois tipos de *software*: o National Instruments MultiSim 11.0® para a simulação de algumas partes dos circuitos e o Altium Designer 6® para desenhar o esquemático e obter o PCB. O Altium Designer tornou-se essencial para o desenvolvimento de todo o *hardware* uma vez que permite de forma bastante intuitiva o desenho de esquemáticos e o desenvolvimento de PCBs com as camadas pretendidas.

A Figura 41 representa sucintamente a sequência de atividades até à obtenção do PCB.

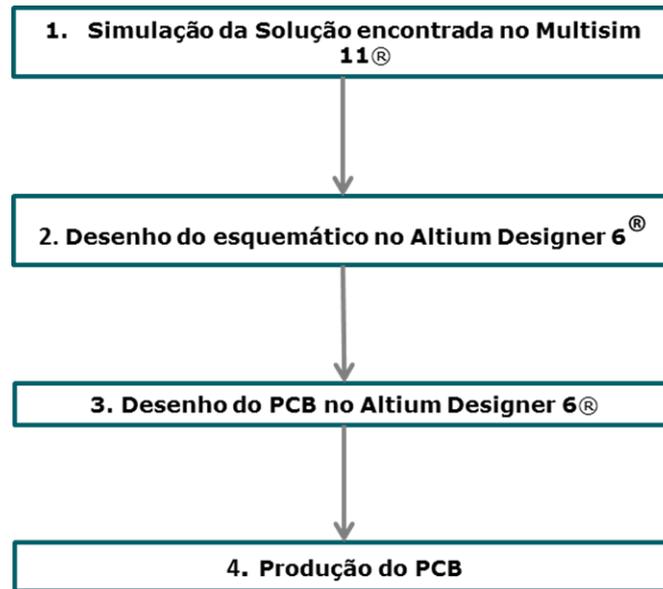


Figura 41 Sequência de processos até à obtenção da placa geradora de sinal.

Depois de percorridos todos estes passos procederam-se aos testes do *Hardware*.

### 7.5 Testes do *Hardware*

Como já foi referido no ponto 7.2.1- *Halfbridges* e MOSFETs, nesta fase do projeto todo o *hardware* foi testado com recurso a um gerador de sinal de ondas quadradas que permitia a comutação das *Halfbridges*. A montagem experimental encontra-se ilustrada na Figura 42.

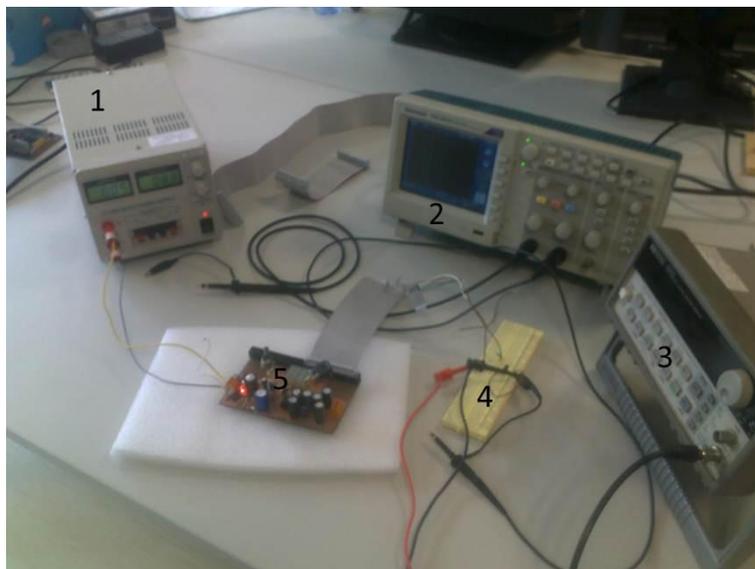


Figura 42 Montagem experimental para os testes da Placa Geradora de Sinal.

Os principais constituintes da montagem experimental encontram-se numerados de 1 a 4, onde 1) fonte de alimentação da Placa (regulada a 9V); 2) osciloscópio (Tektronic TDS2012C) usado para visualizar os sinais; 3) o gerador de ondas quadradas; 4) montagem do circuito inversor.

O sinal produzido pelo gerador de sinal é enviado para as duas entradas de uma das *halfbridges*, por meio de um *flat cable*. O sinal invertido é produzido pelo circuito inversor (4) que é conduzido para a segunda *halfbridge* por meio de um *flat cable*.

Nesta fase, os valores de frequência e largura de pulso foram escolhidos de forma aleatória, uma vez que apenas se pretendia inferir o correto funcionamento do *hardware*.

O funcionamento do circuito inversor e os resultados obtidos encontram-se descritos na secção seguinte.

### 7.5.1 Circuito Inversor e Resultados preliminares

De forma a possibilitar a geração de dois sinais invertidos entre si e assim permitir a emissão de ondas bifásicas, foi necessário desenvolver circuito inversor simples, por forma a utilizar o gerador de sinais disponível, ver Figura 43.

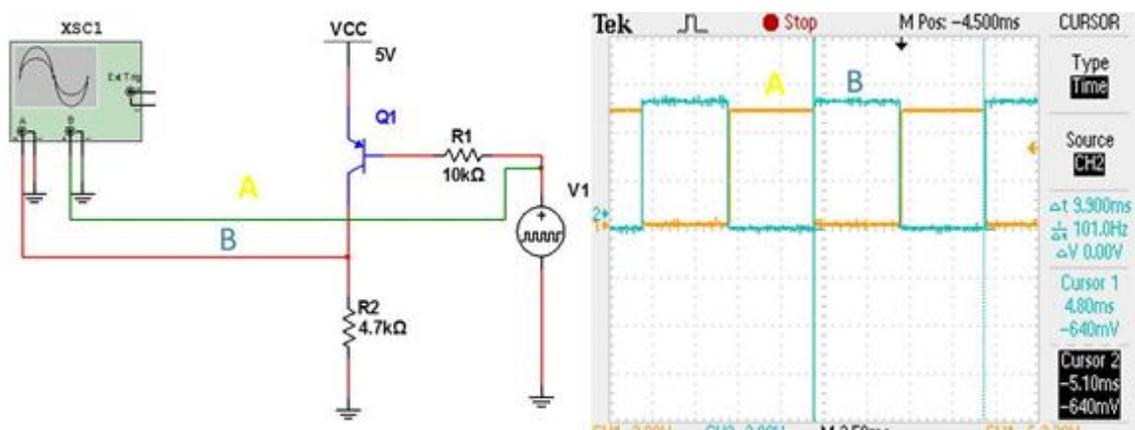


Figura 43 Circuito responsável pela onda pulsada invertida.

Apenas com um transistor PNP e uma resistência (R1) foi possível gerar os pulsos invertidos, sendo que A corresponde ao sinal emitido pelo gerador de sinal e B ao sinal invertido. A resistência R2 encontra-se presente no PCB nas duas entradas da *Halfbridge*.

Com esta configuração é possível obter entre os dois terminais de saída do *hardware* desenvolvido, o sinal a vermelho representado na Figura 44.



Figura 44 Onda quadrada bifásica.

Como se poder verificar obteve-se o resultado esperado, isto é, uma onda de duas polaridades, com frequência igual ao sinal de entrada. A cor amarela representa o sinal proveniente do gerador de sinal, a azul o sinal proveniente do circuito inversor e a vermelho o sinal resultante.

A Figura 45 apresenta a onda obtida quando se envia apenas um sinal TTL para a *Halfbridge 1*.



Figura 45 Onda pulsada positiva

A Figura 46 apresenta o sinal obtido quando se envia um sinal TTL para a *Halfbridge 2*.



Figura 46 Onda pulsada negativa.

Como é possível observar pelas Figuras 44,45 e 46 o *hardware* apresenta-se a funcionar corretamente, uma vez que foram obtidos os três formatos de onda pretendidos.

A fase seguinte passou por desenvolver o *firmware* e que permite gerar e controlar os sinais TTL, a enviar para o *hardware* e o controlo dos botões e do *display* de dois dígitos.



## **Capítulo 8**

Desenvolvimento do  
*Firmware*

## Capítulo 8: Desenvolvimento do *Firmware*

Este capítulo incide sobre todos os passos necessários para o desenvolvimento do *firmware* necessário para o correto funcionamento de todo o *hardware*.

O *firmware* de um dispositivo consiste num tipo específico de *software* ou num conjunto de instruções programadas no seu *hardware* e que permitem o seu correto funcionamento. O *firmware* de um dispositivo é tipicamente armazenado na unidade de *flash* ROM (*Read-Only Memory*) de um dispositivo. Este tipo de memória, ao contrário da memória ROM, não permite que a informação seja apagada ou reescrita (30).

No que diz respeito ao desenvolvimento da placa geradora de sinal em questão, é através da programação do *firmware* que será possível a comunicação entre a componente digital do circuito (presente no MCU) e o *hardware*, descrito no Capítulo 7 (30).

Todo o *firmware* foi desenvolvido com recurso a uma placa de desenvolvimento, a SolidDigid Atmel MEGA128D MINI, baseada no microcontrolador produzido pela Atmel®, o ATmega 128A. Todo o código foi desenvolvido em linguagem C no compilador disponível pela AVR, o Atmega Studio 6.

### 8.1 ATMEGA 128A

O ATMEGA128A é um microcontrolador CMOS de oito BITS baseado na arquitetura Harvard, que combina um elevado número de instruções com os seus trinta e dois registos, directamente conectados à Unidade Lógica e Aritmética (ULA). Assim, dois registos independentes podem ser consultados apenas numa única instrução em apenas um ciclo do relógio (31).

Os principais componentes que o microcontrolador apresenta são:

- Memória *flash* de 128KBytes;
- Memória EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory);
- Cinquenta e três pinos de I/O;
- Trinta e dois registos;
- Temporizador em tempo real;
- Quatro temporizadores com controlo de *Pulse Width Modulation* (PWM);
- Dois USARTs – (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter);
- Um Conversor Analógico Digital;
- Um oscilador com frequência até 16MHz.

Os motivos que pesaram na escolha deste MCU, foram: o facto de a Exatronic apresentar uma larga experiência na programação de microcontroladores da família ATmega; a disponibilidade de ferramentas já “maduras” e testadas no mercado; a existência de um temporizador interno que permite controlar com alguma facilidade a geração da forma de onda; o ADC interna com pelo menos 10 bits de resolução; a obtenção de bons desempenhos quando aplicado noutros produtos desenvolvidos pela Exatronic.

A disposição dos seus pinos encontra-se representada na Figura 47.

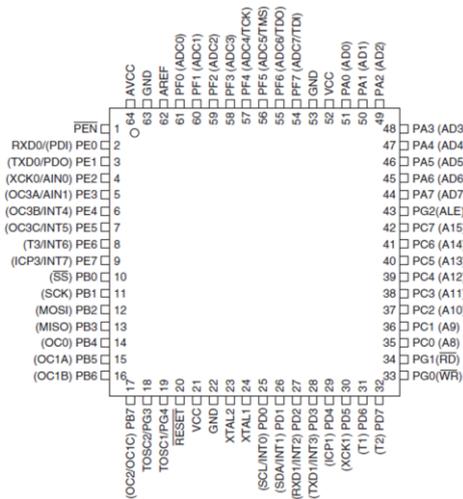


Figura 47 ATMEGA28A (31)

As funções dos pinos do ATMEGA128A encontram-se resumidas na Tabela 14.

Tabela 14 Descrição dos pinos do ATMEGA128A - Adaptado de (31).

Pino	Descrição
V <sub>cc</sub>	Fonte de alimentação
GND	Terra
Porta A (PA7:PA0) Porta B (PB7:PB0) Porta C (PC7:PC0) Porta D (PD7:PD0) Porta E (PE7:PE0)	Porta de 8 bits I/O <sub>B</sub>
Porta F (PF7:PF0)	Recebe o sinal lógico para o ADC
Porta G (PG4:PG0)	Porta de 5 bits I/O
RESET	Reset do sistema, quando o pulso emitido tem duração superior à definida
XTAL1	Entrada do relógio interno e do Oscilador
XTAL2	Saída do Oscilador
AVCC	Pino de alimentação da Porta F (com o ADC), que se encontra externamente conectado ao V <sub>cc</sub> , através de um filtro passa-baixo
AREF	Pino de referência para o ADC
PEN	Pino que permite a programação do MCU em <i>Serial Programming mode</i> (SPI)

## 8.2 SolidDigid Atmel MEGA128D MINI

Devido à experiência da empresa na programação de microcontroladores da Atmel, nomeadamente do Atmega128, ficou definido que seria este o Microcontrolador a usar no dispositivo de Eletroterapia. Desta forma, foi cedida uma placa de desenvolvimento que incorpora este microcontrolador (ver Figura 48), sendo assim possível a familiarização com a linguagem de programação C e posteriormente desenvolver todo o *firmware* necessário.

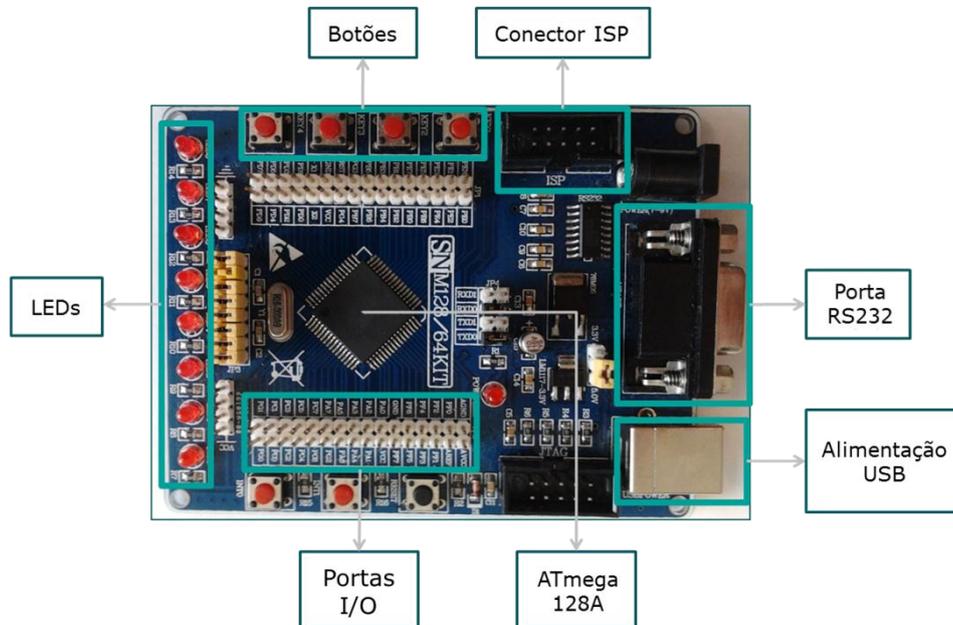


Figura 48 Placa de desenvolvimento SolidDigid Atmel128D Mini.

Os principais componentes que constituem a placa de desenvolvimento são:

1. Conetor ISP (*In System Programming*) com cinco entradas de dois pinos;
2. Conetor JTAG (Joint Test Action Group) com cinco entradas de dois pinos;
3. Dois tipos de entradas de alimentação: externa e através de USB;
4. Possibilidade de seleção da tensão de alimentação entre 3,3 e 5,0V;
5. Cristal oscilador de Quartzo com frequência desde 1 até 16Mhz;
6. Circuito de RESET;
7. Oito LED ligados a uma porta I/O através de conetores removíveis (*jumpers*);
8. Conetor fêmea RS232;
9. Quatro botões externos independentes;
10. Dois interruptores externos: int0 e int1.

Após o estudo das características da placa apresentada e das possibilidades que o *hardware* descrito no Capítulo 7 apresenta, foram definidos os requisitos mínimos do fw a desenvolver.

Através da análise do esquemático da placa de desenvolvimento foi possível fazer a correspondência entre as portas do MCU e os principais componentes presentes na placa. Desta forma, tornou-se possível definir as portas do MCU a usar tendo em conta a função pretendida.

Relativamente às portas I/O, que permitem a entrada e saída de sinal, sabe-se que:

- Porta A- encontra-se livre;
- Porta B- pinos 0,1,2 e 3 encontram-se conectados aos quatro botões externos e os pinos 4,5,6 e 7 encontram-se livres;
- Porta C- encontra-se conectada aos oito LEDs;
- Porta D – pinos 0 e 1 encontram-se ocupados pelos dois interruptores externos (int0 e int1) e os restantes encontram-se livres;
- Porta E – encontra-se livre;
- Porta F – encontra-se ligada ao ADC;
- Porta G – encontra-se livre.

Desta forma é possível selecionar as portas do MCU a utilizar, permitindo o desenvolvimento do firmware necessário.

### **8.3 Requisitos mínimos de *Firmware***

Esta secção incide sobre as principais tarefas desenvolvidas ao nível do *firmware* do dispositivo de Eletroterapia.

A principal tarefa passou pela geração de quatro sinais lógicos que serão recebidos pela placa geradora de sinal (mais concretamente as duas entradas HIN e  $\overline{\text{LIN}}$  de cada *Halfbridge*). Consoante a combinação de sinais lógicos (0 e 1) serão produzidos pulsos com diferentes polaridades, uma vez que, para valores lógicos diferentes, a comutação dos MOSFETs também o será, refletindo-se no formato de onda à saída do circuito. Assim, é possível a geração de impulsos de polaridade positiva, negativa e bipolares com controlo da sua largura de pulso e consequentemente da sua frequência.

Adicionalmente, será utilizado o Conversor Analógico Digital (ADC) do microcontrolador de forma a possibilitar ao utilizador a visualização da intensidade do tratamento emitida pelo dispositivo (isto é, a tensão regulada através dos potenciômetros).

Adicionalmente, as portas do microcontrolador a utilizar na sua programação são:

1. Porta A – conectada ao *display* de dois dígitos;

2. Porta B – serão utilizados os pinos 4,5,6 e 7 responsáveis pela saída dos sinais lógicos;
3. Porta E – conectada a um *display* de sete dígitos;
4. Porta F – conectada ao ADC para a leitura da tensão e conversão do sinal.

Com o desenvolvimento do todo o fw, espera-se que o utilizador terá a possibilidade de:

- Escolher o formato de onda a emitir pelo dispositivo;
- Definir a frequência e largura de pulso da onda escolhida;
- Visualizar por meio de um *display* os parâmetros definidos anteriormente;
- Definir a duração do tratamento;
- Visualizar o valor da tensão emitida pelo dispositivo.

### 8.4 Flowchart

De forma a facilitar o desenvolvimento do *firmware* tendo em conta os requisitos mínimos definidos na secção anterior foi desenvolvido o *flowchart* presente na Figura 49.

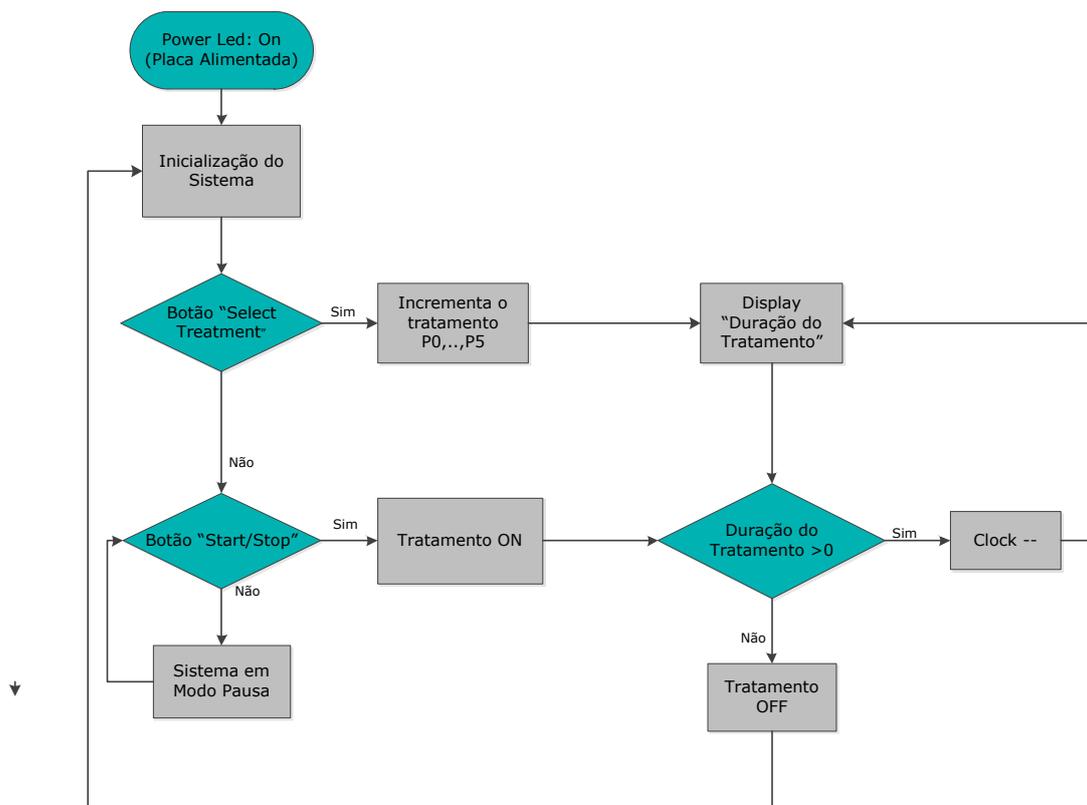


Figura 49 *Flowchart* do *firmware* desenvolvido.

De forma a simplificar o desenvolvimento do *firmware* e a interação entre o utilizador e o dispositivo, foram definidos seis programas terapêuticos que apresentam formas de onda, frequência e largura de pulsos distintos. Assim,

quando o sistema é ligado, será mostrado ao utilizador (por defeito) o programa terapêutico P0 (os seus parâmetros serão discutidos na secção seguinte). Caso seja este o programa que o utilizador pretenda administrar, carrega no segundo botão (START/STOP) e o sinal é emitido. Nesta altura, aparecerá no *display* a duração do tratamento (definida no código) em contagem decrescente. De minuto em minuto aparecerá no *display*, durante 10s, o tratamento que está a ser aplicado. A qualquer altura do tratamento, caso o utilizador o deseje, pode suspender o tratamento, carregando no botão START/STOP. A qualquer altura, o utilizador tem a hipótese de aumentar ou diminuir a intensidade do tratamento através dos dois potenciômetros.

#### 8.4.1 Geração dos Sinais Digitais TTL

Para simplificar o funcionamento do protótipo, foram programados a nível de *firmware* várias funções responsáveis pelo envio para as *Halfbridges* de sinais TTL, que produzirão os formatos de onda distintos.

Numa primeira fase foi desenvolvida uma função no código que atribui o valor lógico 1 ou 0 às saídas do MCU correspondentes às entradas das *Halfbridges* (PB4, PB5, PB6 e PB7). Conjugando estes quatro sinais obtêm-se os três formatos de onda distintos.

Um impulso pode ser definido pelo seu tempo *on* ( $t_{on}$ ), que em eletrónica digital corresponde ao período de tempo que o sinal está no valor lógico 1, e pelo seu tempo *off* ( $t_{off}$ ), período de tempo que o sinal está no valor lógico 0. É assim possível enviar estes sinais as entradas das *Halfbridges*, e tal como com o gerador de sinais, obter as diferentes formas de onda.

Quando se pretende obter os impulsos positivos à saída do circuito, programa-se o MCU de forma a enviar sinais lógicos 1 para as entradas PB4 e PB5 e 0 para as entradas PB6 e PB7, durante o  $t_{on}$  pretendido. Durante o  $t_{off}$  definido são enviados quatro sinais lógicos 0. Caso se pretenda pulsos negativos à saída do circuito, programa-se o MCU de forma a enviar, durante o  $t_{on}$  pretendido sinais lógicos 0 para as entradas PB4 e PB5, e sinais lógicos 1 para as entradas PB6 e PB7. Durante o  $t_{off}$  enviam-se sinais lógicos 0. Para obter ondas bipolares, durante o  $t_{on}$  enviam-se sinais lógicos 1 para PB4 e PB5 e 0 para PB6 e PB7. Durante  $t_{off}$  enviam-se sinais lógicos 0 para PB4 e PB5 e sinais lógicos 1 para PB6 e PB7. A Tabela 15 apresenta as combinações possíveis.

Tabela 15 Sinais Digitais enviados para o *Hardware*.

T_On	T_Off	Polaridade Output
(1,1,0,0)	(0,0,0,0)	Positiva
(0,0,1,1)	(0,0,0,0)	Negativa
(1,1,0,0)	(0,0,1,1)	Alternada

#### 8.4.2 Modalidades terapêuticas programadas

Com base nas combinações presentes na secção anterior foi possível a definição de programas terapêuticos diferentes. Assim, e de forma a possibilitar abranger o maior número de aplicações terapêuticas foram definidos seis

modalidades terapêuticas cujas características se encontram expressas na Tabela 16.

Tabela 16 Programas terapêuticos pré-definidos.

Designação	T_On (ms)	T_Off (ms)	Frequência Hz	Polaridade	Duração do Tratamento (min.)
P0 TENS Intensa	1	4	200	Alternada	15
P1 TENS Convencional	0,2	9,8	10	Alternada	20
P2 TENS Pulsos Positivos	0,5	4,5	200	Positiva	20
P3 TENS Pulsos Positivos	1	2	333	Positiva	20
P4 Iontoforese Pulsos Positivos	0,15	0,15	3300	Positiva	20
P5 Iontoforese Pulsos Negativos	0,15	0,15	3300	Negativa	20

A geração de sinais digitais com uma determinada frequência é realizada graças à utilização dos temporizadores que o MCU contém.

### 8.4.3 Temporizadores

Um temporizador consiste num tipo de controlador que permite a medição de intervalos de tempo. A cada impulso do relógio incrementa-se uma contagem no temporizador. Assim, pode-se afirmar que o temporizador mede intervalos de tempos múltiplos do período do relógio utilizado (32).

Desta forma, a resolução do temporizador é dada pela Equação 6.

$$\text{Resolução} = \frac{1}{\text{Frequência de Entrada}} \quad [6]$$

O ATMEGA128A apresenta quatro temporizadores independentes. Contudo, no desenvolvimento do *firmware* foram utilizados apenas dois, um para o controlo do sistema (relógio) e outro com uma resolução maior para a produção dos impulsos que, como é possível verificar pela Tabela 16 requerem uma resolução mínima de 0,1 ms (32).

O *timer0* do MCU foi programado de forma a controlar todo o sistema bem como o contador responsável pela duração do tratamento. Desta forma, não é necessário operar a frequências tão elevadas. Assim, uma vez que o cristal do CPU vibra a uma frequência de 16MHz (com ciclos de  $6,25 \times 10^{-8}$ s) utilizou-se um *prescaler* de 128 ciclos. Desta forma, o valor da frequência é reduzido para 125kHz, onde o valor  $8 \times 10^{-6}$ s corresponde ao tempo entre cada incremento. Para obter uma base temporal de 1ms são necessários 125 ciclos ( $1 \times 10^{-3}$ s x 125kHz) (32).

Tendo em conta que o *timer0* possui 8 bits de resolução, este faz contagens de 0 a  $2^8-1$ , ou seja, 255 ciclos. Com a utilização do *prescaller* o timer conta 130 (255-125) ciclos de relógio que correspondem ao valor de 1ms.

Uma vez que os sinais TTL necessários apresentam uma frequência que, no limite, pode atingir 5kHz foi necessário programar um segundo *timer* de forma a aumentar a resolução temporal por forma a se obter uma base temporal de 0,1ms que corresponde a uma frequência máxima de 10kHz. Para o efeito programou-se o *timer1* que possui 16bits de resolução.

A frequência elevada do CPU dispensa a utilização de um *prescaller*. Desta forma, o tempo entre cada incremento é de  $6,25 \times 10^{-8}$ s; para se obter uma base temporal de 0,1ms são necessários 1600 ciclos ( $0,1 \times 10^{-3}$ s  $\times$   $16 \times 10^6$ Hz). Pelo facto do *timer1* possuir 16bits este faz contagens até 65535. Uma vez que não foi usado *prescaller*, este timer conta 63935 (65535-1600) ciclos, isto é de 63935 até 65535.

#### 8.4.4 Conversor Analógico Digital

A ADC é um constituinte do microcontrolador AVR que permite converter uma determinada diferença de potencial num valor numérico entre 0 e um valor de referência. No caso do dispositivo em questão, o que se pretende é que a ADC leia o valor de tensão gerado pelo conversor DC-DC e o converta para um sinal digital. Este, por sua vez, seria visualizado no *display* de dois dígitos, de forma ao utilizador poder saber a intensidade do tratamento que está a ser usado (33).

O ADC do MCU tem uma resolução máxima de 10 bits, ou seja, pode apresentar valores entre 0 e 1023. Normalmente o valor de referência ( $V_{Ref}$ ) utilizado no ADC é bastante próximo da tensão de alimentação do MCU, 5V (33).

Desta forma é possível converter a tensão emitida no DC-DC, que varia entre o valor 0 e os 135V numa escala de 0 a 1023. Posteriormente o valor compreendido entre 0 e 1023 obtido pela relação anterior, é convertido para uma escala de 0 a  $V_{ref}$  (5V).

Apesar do ADC não ter sido programado no *firmware*, a placa geradora de sinal encontra-se já preparada para a conversão do sinal proveniente do conversor DC-DC num sinal digital capaz de ser lido pelo MCU.



## **Capítulo 9**

Testes Finais ao Sistema

Nesta secção encontram-se os resultados provenientes dos testes finais do sistema e respetivos resultados.

Depois do *hardware* desenvolvido e completamente testado com o gerador de ondas quadradas, integrou-se o *firmware* e analisaram-se os resultados obtidos

A Figura 50 apresenta a arquitetura final do protótipo desenvolvido.

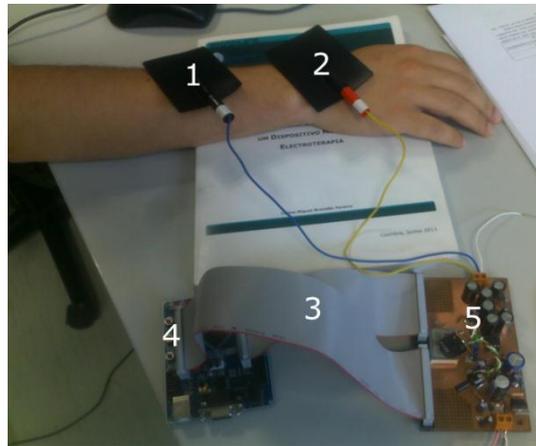


Figura 50 Constituintes do protótipo final.

Os números 1 e 2 correspondem aos dois elétrodos de estimulação transcutânea; o número 3 aos *flat cables* responsáveis pela ligação entre a placa de desenvolvimento e o *hardware*; o número 4 corresponde à placa de desenvolvimento e 5 à placa geradora de sinal.

De forma a visualizar o *output* gerado pelo protótipo conectaram-se os dois canais do osciloscópio às duas saídas correspondentes aos elétrodos.

### 9.1 Montagem Experimental

A Figura 51 apresenta a montagem experimental usada para testar o protótipo desenvolvido.

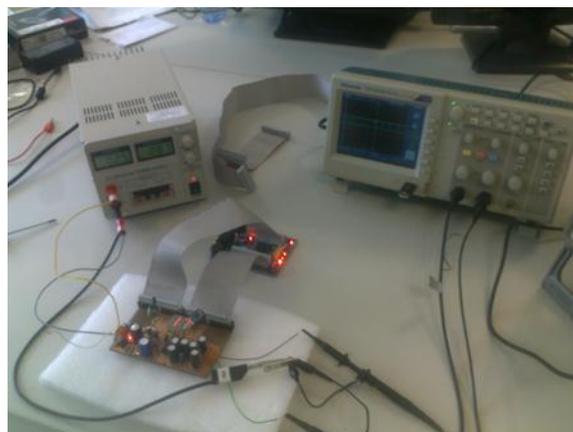


Figura 51 Montagem para teste do protótipo.

Para efetuar os testes, utilizou-se uma fonte de alimentação regulada a 9V e 500mA, um osciloscópio digital com os dois canais ligados (Canal 1 e Canal 2) aos dois terminais dos elétrodos. Posto isto, com o auxílio dos botões SELECT e

START/STOP, obtiveram-se as ondas correspondentes a cada um dos cinco tratamentos.

## 9.2 Resultados

Quando se liga a placa geradora, por definição o tratamento que esta emitirá será o P0. Ao carregar no botão START, o tratamento tem início. Os resultados encontram-se na Figura 52.

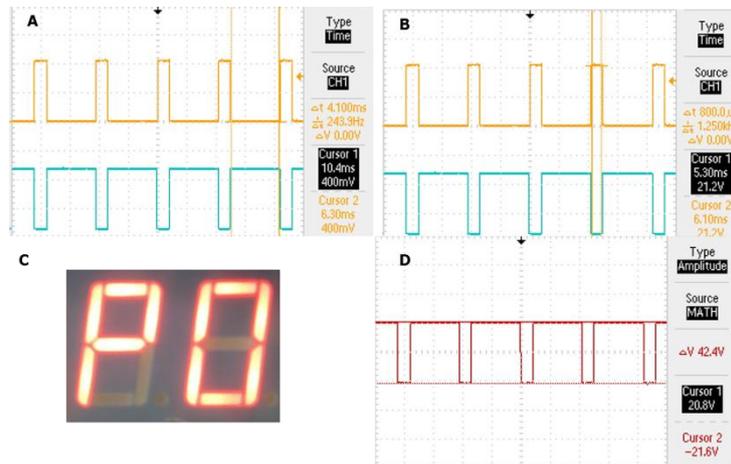


Figura 52 Formato de onda correspondente ao tratamento P0.

Analisando a Figura 52 pode facilmente chegar a conclusão que o valor de frequência da onda programado no *firmware*, encontra-se muito próxima da onda bipolar obtida. Pela análise de A e B sabe-se que a frequência da onda corresponde a  $\frac{1}{4,1\text{ ms}+0,8\text{ ms}} = 204\text{ Hz}$ . O valor obtido encontra-se muito próximo do valor teórico (200 Hz). A amplitude da onda pico-a-pico corresponde ao valor de 42,4V (21,2V+21,2V). Como é possível inferir a onda C resulta da subtração das duas ondas representadas. Para a geração deste formato de onda é necessário portanto a emissão de dois sinais TTL invertidos entre si.

Quando o tratamento acaba, ou caso o utilizador o interrompa, este pode seleccionar outro programa terapêutico pré-definido caso pressione a tecla SELECT.

A onda obtida correspondente ao tratamento P1 encontra-se ilustrada na Figura 53 Formato de onda correspondente ao tratamento P1.

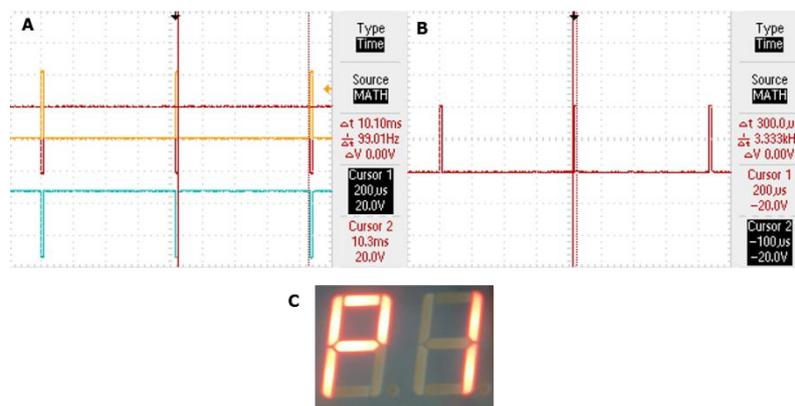


Figura 53 Formato de onda correspondente ao tratamento P1.

Como era de esperar a frequência da onda encontra-se muito próxima do valor esperado -  $\frac{1}{10,10\text{ ms}+0,3\text{ ms}} = 97\text{ Hz}$ , sendo o valor teórico programado de 100Hz. Esta onda com polaridade alternada é muito utilizada em TENS.

A onda obtida correspondente ao tratamento P02 encontra-se ilustrada na Figura 54.

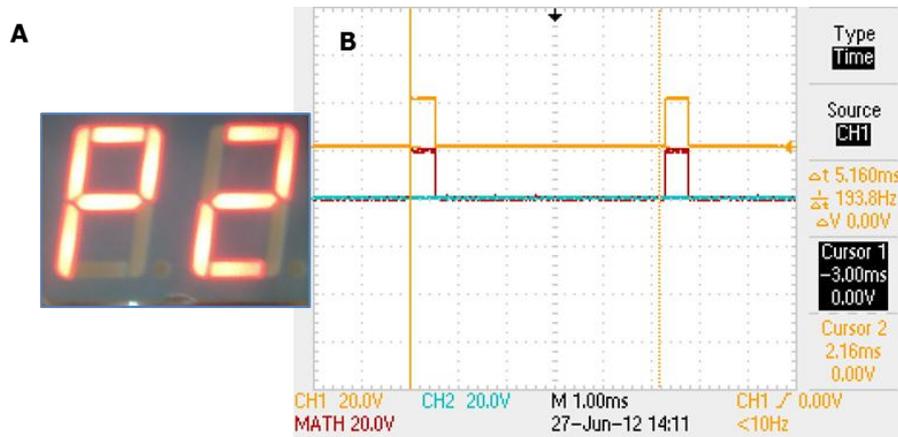


Figura 54 Formato de onda correspondente ao tratamento P2.

Como se pode inferir a onda apresenta uma frequência muito próxima do valor teórico esperado (200 Hz). Esta modalidade terapêutica apresenta um tempo *on* bastante reduzido, cerca de 500  $\mu\text{s}$  de forma a possibilitar a administração de ondas com elevada amplitude.

A Figura 55 apresenta o formato de onda emitido pelo dispositivo durante o tratamento P3

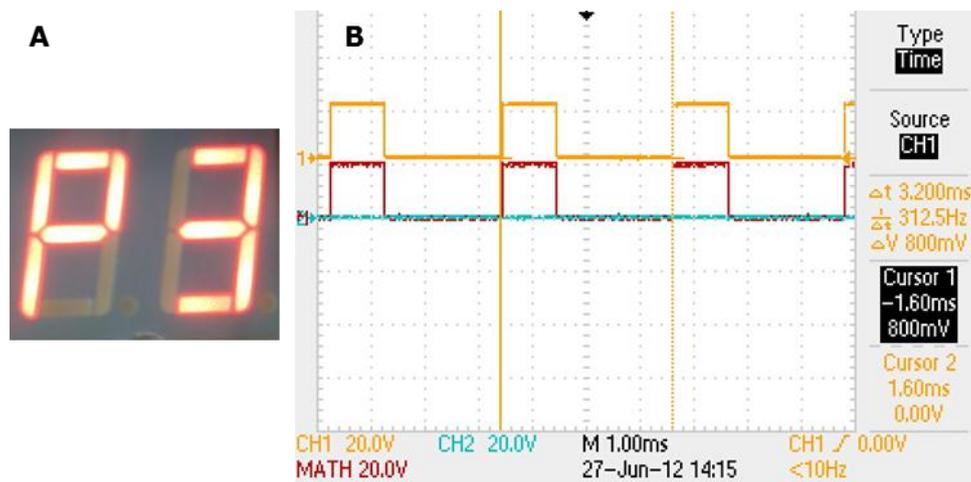


Figura 55 Formato de onda correspondente ao tratamento P3.

A principal diferença entre esta modalidade terapêutica e o descrito na Figura 54 é a frequência dos pulsos emitidos que no tratamento P3 é superior (aproximadamente 312 Hz).

A Figura 56 apresenta o formato de onda do programa terapêutico P4.

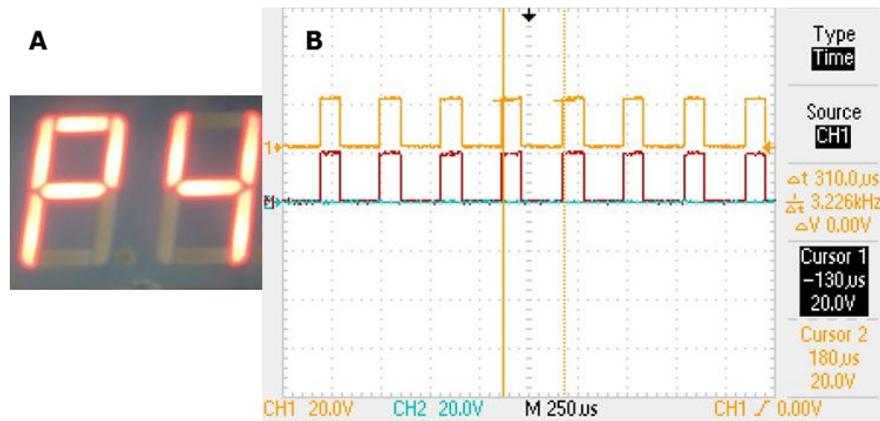


Figura 56 Formato de onda correspondente ao tratamento P4.

Este formato de onda, com uma frequência bastante superior aos anteriores (aproximadamente 3,5kHz) é utilizado com frequência em Iontoforese no modo pulsado.

A Figura 57 apresenta o *output* correspondente ao último programa terapêutico pré-definido.

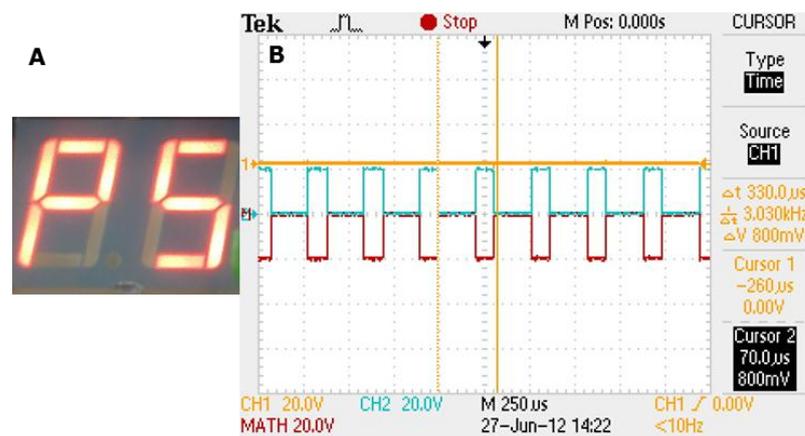


Figura 57 Formato de onda correspondente ao tratamento P5.

O formato de onda obtido permite a emissão de pulsos com a polaridade negativa, podendo ser aplicado tanto em Iontoforese como em TENS, com respetivo controlo da amplitude máxima dos pulsos emitidos.

É assim possível concluir que o protótipo final encontra-se a funcionar corretamente, produzindo todos os programas terapêuticos para os quais foi desenvolvido. Nesta fase, de forma a garantir condições de segurança para quem testa o protótipo, a tensão foi regulada de forma a apresentar um valor máximo de 20V.

Finalmente, pretendeu-se observar a tensão máxima emitida com o protótipo em funcionamento. Para tal, selecionou-se o programa P2 e regularam-se os potenciômetros de forma a maximizar o valor de amplitude dos impulso, ver Figura 58

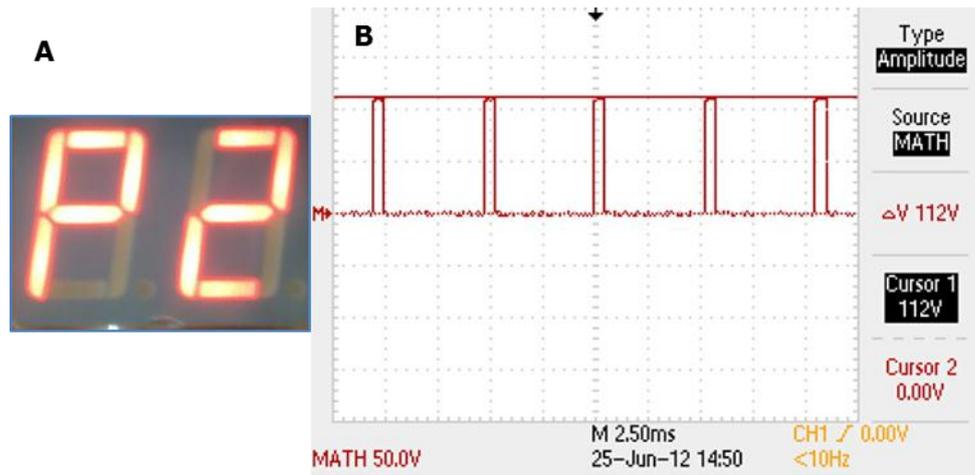


Figura 58 Tensão máxima emitida pelo protótipo no programa terapêutico P2.

Como se pode observar pela análise da figura anterior, o valor máximo obtido para a amplitude dos impulsos foi de 112V, um valor próximo do disponibilizado pelo fabricante do transformador (135V).

## **Capítulo 10**

Conclusões e  
Trabalho Futuro

### 10.1 Conclusão

A eletroterapia é uma modalidade terapêutica amplamente utilizada para finalidades distintas tais como a ação anti-inflamatória, a administração transdérmica de fármacos e o alívio da dor. Estes são alguns dos motivos pelos quais têm surgido inúmeros dispositivos portáteis no mercado.

Em MFR existe uma grande diversidade de *tipos* de correntes elétricas utilizadas, distinguindo-se entre si pela sua amplitude, formato de onda, e frequência. Contudo, existem duas modalidades que se destacam pelos seus benefícios terapêuticos: a TENS e a Iontoforese. A primeira é usada fundamentalmente no tratamento e alívio da dor enquanto a segunda é usada essencialmente na administração de fármacos com interesse terapêutico.

Desta forma, e com base no estudo de mercado efetuado, desenvolveu-se todo o *hardware* necessário à geração dos sinais adequados para cada uma das modalidades.

O *hardware* foi desenvolvido por etapas, cada uma correspondendo a um bloco do diagrama de blocos arquitetado. Deste modo, numa primeira fase teve como objetivo a seleção de um transformador que permite elevar a tensão de uma bateria de 9V para tensões superiores a 100V, necessárias para algumas modalidades de TENS (TENS Intensa). Posto isto, desenhou-se a estratégia mais adequada para permitir a geração de impulsos a partir de um sinal DC. Este desafio foi solucionado utilizando um circuito composto por duas *Halfbridges* e quatro MOSFETs.

Desenvolvida a estratégia que permitiu cumprir os requisitos referentes à amplitude das ondas, os objetivos que se seguiram consistiram no controlo do formato de onda e frequência; objetivos atingidos através do desenvolvimento do *firmware*.

A programação do microcontrolador permite gerar os sinais adequados tendo em conta as necessidades do utilizador. Estes sinais, enviados às *Halfbridges*, pelas suas características de frequência e *duty cycle* permitem a emissão de ondas com aplicações terapêuticas distintas. Esta abordagem permite aumentar o número de aplicações terapêuticas disponíveis ao utilizador, sendo um fator diferenciador comparativamente aos produtos existentes no mercado.

Deste trabalho resulta um protótipo que poderá ser utilizado pela empresa na construção e validação de um dispositivo portátil de eletroterapia. Este documento inclui também algumas das estratégias usadas para o desenvolvimento do *hardware* e que não permitiam cumprir os requisitos mínimos definidos inicialmente, a nível do formato de onda e dos seus parâmetros intrínsecos.

### 10.2 Trabalho futuro

O protótipo desenvolvido foi projetado de forma a ser alimentado a 9V. Como tarefa futura, seria importante testá-lo com uma bateria de 9V para estudar os consumos energéticos do circuito e redimensioná-lo de forma a potenciar a sua portabilidade. Além disto, uma vez que o protótipo se encontra a funcionar corretamente, seria interessante a pesquisa de componentes com menores

dimensões e consumo energético. Desta forma, seria também possível integrar o MCU na placa geradora de sinal.

Um aspeto fundamental seria também analisar o circuito e projetá-lo de forma a estar em conformidade com a norma IEC60601 respeitante à compatibilidade eletromagnética de dispositivos médicos elétricos.

Outra tarefa a desenvolver seria a integração da base de dados e da interface desenvolvida previamente para o efeito, de forma a possibilitar o armazenamento dos dados respeitantes às modalidades terapêuticas administradas.

Posto isto, seria necessário testar o sistema desenvolvido *in vivo*, de forma a inferir sobre a efetividade dos tratamentos programados no dispositivo.

Por último, uma vez que a empresa está a desenvolver paralelamente um dispositivo para administração em ambiente clínico de ultrassons terapêuticos, seria interessante integrar o *hardware* desenvolvido neste tipo de equipamentos. Esta simbiose torna-se bastante interessante uma vez que a eletroterapia é muito frequentemente administrada em conjunto com os ultrassons.

### **10.3 Apreciação Final**

O desenvolvimento deste projeto tornou-se um desafio de particular importância uma vez que me permitiu adquirir competências técnicas e pessoais fundamentais para o meu futuro profissional. Uma vez que foi desenvolvido em ambiente empresarial, permitiu-me perceber as metodologias de trabalho implementadas nas empresas.

Devido ao carácter técnico do projeto, foi possível alargar os meus conhecimentos no que toca ao desenvolvimento de circuitos elétricos, a trabalhar com ferramentas de desenho de circuitos impressos e na programação de microcontroladores.

Por tudo isto, é-me possível fazer um balanço positivo do trabalho efetuado na Exatronic.

## Bibliografia

1. **Ward, A.** *Livro Branco de Medicina Física na Europa*. s.l. : Comissão de Prática Profissional, Secção de Medicina Física e de Reabilitação da UEMS, 2009.
2. **Cameron, H.** *Physical Agents in Rehabilitation*. 2ª Edição. s.l. : Saunders.
3. **Watson, T.** *Electrotherapy on the Web*. [Online] [Citação: 15 de Novembro de 2010.] <http://www.electrotherapy.org/>.
4. **Robinson, J. e Snyder-Mackler, L.** *Clinical Electrophysiology*. s.l. : Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
5. **Leitão, C.** *Desenvolvimento de Dispositivo de Electroterapia para Medicina Física e Reabilitação*. Coimbra : s.n., 2010.
6. **Prentice, W.** *Modalidades Terapêuticas em Medicina Desportiva*. 4ª Edição. s.l. : Manole.
7. **Gratieri, T., Gelfuso, G. e Fonseca, R.** *Princípios básicos e aplicação da iontoforese na penetração cutânea de fármacos*. Brasil : s.n., 2008. Vol. XXXI.
8. **Akimoto, M., Kawara M. e Matsubayashi, H.** *Development of the Pulsed Direct Current Iontophoresis and Its Clinical Application*. Cambridge : s.n., 2006.
9. **Nishimura, T., Akimoto, M. e Miyazaki, M.** *Developments of Transdermal Transport System during Skin Iontophoresis and Electroporation*. Japão : PIERS Online, 2010. Vol. VI.
10. **Johnson, D. e Repperger, D.** *Development of a Spectrally Matched TENS stimulation waveform*. Dayton, OH : IEEE, 1996. 0-7803-3 131-.
11. **Medical Expo.** [Online] [Citação: 1 de Maio de 2012.] [http://img.medicaexpo.com/images\\_me/photo-m2/multi-functional-electrotherapy-units-4-channels-438846.jpg](http://img.medicaexpo.com/images_me/photo-m2/multi-functional-electrotherapy-units-4-channels-438846.jpg).
12. **Texas Medical.** *Pulsed Galvanic Stimulator*. [Online] [Citação: 1 de Maio de 2012.] <http://www.texas-medical.com/tens/galvanic.htm>.
13. **Fitness 24.** [Online] [Citação: 1 de Maio de 2012.] [http://www.fitness24.it/image\\_art/ggid40072561Globus%20-%20Genesy%20Micro%20-%20Elettrostimolatore.jpg](http://www.fitness24.it/image_art/ggid40072561Globus%20-%20Genesy%20Micro%20-%20Elettrostimolatore.jpg).
14. **Walsh, M.** *The Evolution of TENS*. Northern Ireland : s.n., 2003, Vol. 21.
15. **Johnson, M. e Bennet, M.** *Neuropathic Pain - Oxford Pain Management Library*. 2ª. Lancaster : Oxford Medicine, 2009.
16. **Verity Medical Ltd.** . *TENSProtocolbyDrDeirdreWalsh.pdf*. [Online] [Citação: 4 de Novembro de 2011.]

17. **Watson, T.** Current concepts in electrotherapy. *Haemophilia*. 8, 2002, Vol. IIX, pp. 413-418.
18. **Ching, C., Camilleri, I. e Connolly, P.** *A low-cost, programmable device for versatile current delivery in iontophoresis applications*. [ed.] Elsevier. 2004.
19. **Quillen, W. e Underwood, F.** *Therapeutic Modalities for Physical Therapists*. 2ª. USA : Mc Graw Hill, 2002. DOI 10.1036/0071376925.
20. **Revise Smart.** Spyka. [Online] [Citação: 29 de Março de 2012.] <http://www.revisesmart.co.uk/physics/electromagnetism/transformers.html>.
21. **Circuits, Open.** [Online] [Citação: 10 de Março de 2012.] [http://www.opencircuits.com/Switching\\_regulator](http://www.opencircuits.com/Switching_regulator).
22. **Riehl, R.** Conversores CC/CC. [Online] [Citação: 10 de Março de 2012.] [http://www.dee.feb.unesp.br/~rudolf/dp/CAP3\\_FCHAV01.PDF](http://www.dee.feb.unesp.br/~rudolf/dp/CAP3_FCHAV01.PDF).
23. **On Semiconductor.** MC - 1.5 A, Step-Up/Down/Inverting Switching Regulators. [Online] [Citação: 30 de Março de 2012.]
24. **Transformer, Flyback.** [Online] [Citação: 30 de Março de 2012.] <http://flybacktransformer.org/>.
25. **Coilcraft.** Flyback Transformer - CJ143-AL. [Online] [Citação: 20 de Março de 2012.]
26. **International Rectifier.** IRS Half-Bridge Driver. [Online]
27. **Philips.** N-channel enhancement mode vertical D-MOS transistor. [Online] 1 de Abril de 2012.
28. **ECE Lab.** Voltage Doubler Circuit. [Online] [Citação: 16 de Abril de 2012.] <http://www.ecelab.com/circuit-doubler.htm>.
29. **National Semiconductor.** 3-Terminal Adjustable Regulator. [Online] 16 de Abril de 2012.
30. **TechTerms.** Firmware. [Online] [Citação: 27 de Abril de 2012.] <http://www.techterms.com/definition/firmware>.
31. **Atmel.** [Online] [Citação: 27 de Abril de 2012.] <http://www.atmel.com/Images/doc8151.pdf>.
32. **Camera, D.** *Newbie's Guide to AVR Timers*. 2012.
33. **Mesurement Computing.** Analog to Digital Conversion. [Online] [Citação: 30 de Abril de 2012.] <http://www.mccdaq.com/PDFs/specs/Analog-to-Digital.pdf>.





Anexos



Os Anexos seguintes não estão disponíveis para visualização pública.

**Anexo I: Estudo de Mercado;**

**Anexo II: Ficheiros Altium - Conversor DC-DC**

**Anexo III: Ficheiros Altium – Versão 1.0 da Placa Geradora de Sinal**

**Anexo IV: Ficheiro Altium da Placa Final**

**Anexo V: Esquemático da Placa de Desenvolvimento**