



**DESENVOLVIMENTO DE PLACA GERADORA  
DE SINAIS PARA ULTRASSONS  
TERAPÊUTICOS**

**Carolina Isabel Pereira Francisco**

Coimbra, Julho 2012



# **DESENVOLVIMENTO DE PLACA GERADORA DE SINAIS PARA ULTRASSONS TERAPÊUTICOS**

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.

**Carolina Isabel Pereira Francisco**

**2007107102**

**Orientador na FCTUC: Prof. Dr. Jaime Baptista dos Santos**

**Supervisor na Exatronic: Eng. André Eiras dos Santos**

Coimbra, Julho 2012

Aos meus pais e irmão,

## Agradecimentos

Depois de uma caminhada de cinco anos enquanto estudante de Engenharia Biomédica da Universidade de Coimbra é chegada a hora de agradecer às pessoas que contribuíram para o meu sucesso académico e crescimento enquanto pessoa.

Em primeiro lugar gostaria de agradecer a todos os elementos da Exatronic pela forma simpática como me acolheram e por todo o apoio dado em especial ao Eng.º André Santos, que assumiu a supervisão deste projeto, e ao Eng.º Manuel Loureiro que pela sua experiência e conhecimentos contribuíram para a realização deste projeto, motivando-me a fazer sempre mais e melhor. Um agradecimento especial ao Eng.º André Quinta pelos conselhos e apoio prestado e ao André Oliveira e Carlos Portela por me terem ensinado a trabalhar com um ferro de soldar e por todos os conhecimentos técnicos que adquiri nos dias de trabalho na Produção. Por fim, um agradecimento aos colegas da sala PIADS em especial ao João Baptista e ao Tiago Carvalho pelo apoio demonstrado, pelos conhecimentos trocados e pelos bons momentos vividos.

Agradeço ao meu orientador, Professor Dr. Jaime Baptista dos Santos, pela sua disponibilidade e acompanhamento demonstrado ao longo do projeto.

Ao Professor Miguel Morgado, quero deixar o meu agradecimento pelo seu empenho na divulgação e coordenação do curso de Engenharia Biomédica e pelo interesse que demonstra por todos os alunos.

Quero agradecer a todos os amigos que conheci em Coimbra e que acompanharam a minha evolução e crescimento durante este percurso e que o tornaram inesquecível. Um agradecimento especial à Joana Gante e à Mariana Sequeira pelos seus conselhos, apoio demonstrado e por me terem feito olhar o mundo de outra perspetiva. Um muito obrigada também à Ana Sílvia, Danilo Jesus, Gabriel Campos, João Anastácio Sousa, João Dias, Maria Matos, Pedro Santos, Pedro Vaz, Rita Silva e Tobias Correia; sem eles Coimbra teria perdido parte do encanto.

Um agradecimento aos amigos de sempre e em especial ao Nelson Mendes que acompanhou de perto o meu percurso académico. Obrigada pelos bons momentos vividos pelas ruas de Coimbra.

Um grande obrigada aos meus pais, Carlos e Isabel, por me terem proporcionado mais do que as condições necessárias para que pudesse concluir o Mestrado em Engenharia Biomédica. Obrigada por todo o apoio, amor e carinho que me deram e continuam a dar todos os dias. Um agradecimento também ao meu irmão Diogo por todo o carinho.

Ao Samuel agradeço a amizade, companheirismo, dedicação e compreensão que demonstra todos os dias.

## Resumo

É notável o caminho percorrido no desenvolvimento de tecnologias que auxiliam os profissionais de saúde no desempenho das suas funções. Os dispositivos desenvolvidos têm um grande impacto na rotina destes assim como dos utentes, podendo contribuir para a diminuição da duração dos exames, aumentar as probabilidades de sucesso de uma intervenção cirúrgica e diminuir o tempo de recuperação em caso de lesão.

A Medicina Física e Reabilitação é uma área que tem beneficiado do desenvolvimento de dispositivos médicos com eletrónica integrada. Estes permitem aos profissionais o tratamento de lesões musculares não somente com massagens musculares mas também com dispositivos que permitam aumentar a temperatura dos tecidos lesados, essencial para o tratamento dos mesmos.

Este projeto tem como principal objetivo o desenvolvimento de um dispositivo de ultrassons terapêuticos passível de ser utilizado em Medicina Física e Reabilitação. O projeto engloba quatro etapas: estudo e definição dos requisitos físicos, técnicos e fisiológicos para o dispositivo; desenvolvimento do *hardware* necessário por forma a cumprir os requisitos definidos; elaboração do *firmware* que permita controlar o *hardware* e obter modalidades terapêuticas distintas e, finalmente testes ao protótipo construído.

Inicialmente foram estudados os princípios físicos dos ultrassons e quais os seus efeitos ao nível dos tecidos biológicos que potenciam o seu uso como agente terapêutico. Posteriormente foram enumerados os requisitos técnicos que o dispositivo deveria cumprir.

Numa segunda etapa foi desenvolvido o *hardware* necessário à implementação dos requisitos definidos, com recurso ao *software Altium Designer 10*<sup>®</sup>. Foram realizadas simulações e testes por forma a descobrir a abordagem mais adequada.

Durante o desenvolvimento do *hardware* foram identificados alguns dos requisitos do *firmware*; essencialmente no que diz respeito ao condicionamento do sinal. O *firmware*, desenvolvido com recurso à linguagem de programação C, foi arquitetado por forma a cumprir esses requisitos e também para possibilitar a emissão de ondas com características diferentes.

Finalmente, os testes finais do protótipo consistiram na integração do *hardware* e *firmware* desenvolvidos e o teste do sistema como um todo, permitindo a validação do protótipo.

**Palavras chave:** Dispositivo médico, ultrassons terapêuticos, *hardware*, *Altium Designer10*<sup>®</sup>, *firmware*, linguagem de programação C.

## Abstract

Are remarkable the developments seen in technologies that aid the health care professional in their day to day work. These technologies are creating a great impact in the work developed by these professional as well as in the patient's welfare, contributing to a decrease of the exam' duration, an increase of the surgical interventions success probability, as well as a decrease of the recovery time after a musculoskeletal lesion.

The Physical and Rehabilitation Medicine is a field which has benefited from the development of medical devices with embedded electronics. These devices allow the treatment of musculoskeletal lesion not only by muscle massages but also with devices that increase the temperature of these injured muscles, a critical feature for their treatment.

The aim of this project is the development of a therapeutic ultrasound device to be used in Physical and Rehabilitation medicine. This project includes four main stages: study and definition of the physical, physiological and technical requirements; hardware design; development of the firmware which will control the hardware and provide different therapeutic modalities; and test of the developed prototype.

Initially, the ultrasons physical principles were studied as well as the therapeutic effects of their use on biological tissues. Later, the technical requirements of the device were enumerated.

In a second phase, the hardware was designed with the Altium Designer 10<sup>®</sup> software. The hardware development took in account the previously defined requirements. During development, some approaches were simulated and tested looking for the best approach to the requirements.

During the hardware development some firmware requirements were identified, regarding the signal conditioning. The firmware, developed using the C programming language, was developed to fulfill the identified requirements as well as allowing the emission of waves with different characteristics.

The last phase is the integration of the developed hardware and firmware as well as the testing of the system as a whole, allowing for the validation of the prototype.

**KeyWords:** Medical device, Therapeutic ultrasounds, harware, Altium Designer10<sup>®</sup>, firmware, C programming language.

**Índice**

<b>Agradecimentos</b> .....	<b>iii</b>
<b>Resumo</b> .....	<b>iv</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>v</b>
<b>Lista de Tabelas</b> .....	<b>ix</b>
<b>Lista de Figuras</b> .....	<b>x</b>
<b>Acrónimos e Definições</b> .....	<b>xiii</b>
<b>Capítulo 1. Introdução</b> .....	<b>1</b>
1.1. Contextualização.....	2
1.2 Enquadramento.....	2
1.3 Objetivos.....	3
1.4 Organização.....	4
<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.....	10
<b>Capítulo 3. Princípios Físicos, Técnicos e Fisiológicos</b> .....	<b>11</b>
3.1 Transmissão de energia acústica em tecidos biológicos.....	12
3.1.1 Ondas transversais e longitudinais.....	12
3.1.2 Frequência.....	13
3.1.3 Atenuação.....	13
3.2 Física dos Ultrassons Terapêuticos.....	15
3.2.1 Componentes de um gerador de Ultrassons Terapêutico.....	15
3.2.2 Transdutor.....	15
3.2.3 Área de Radiação Efetiva (ERA, <i>Effective Radiating Area</i> ).....	16
3.2.4 O feixe de US.....	17
3.2.5 Rácio de Não-uniformidade do Feixe (BNR).....	18
3.2.6 Modo contínuo e pulsado.....	18
3.2.7 Amplitude, Potência e Intensidade.....	18
3.3 Efeitos fisiológicos dos Ultrassons.....	19
3.3.1 Efeitos Térmicos.....	19
3.3.2 Efeitos não-térmicos.....	21
3.3.2.1 Cavitação.....	21
3.3.2.2 Microfluxos Acústicos.....	22
<b>Capítulo 4. Aplicação dos Ultrassons Terapêuticos</b> .....	<b>25</b>
4.1 Frequência do Tratamento.....	26
4.2 Duração do Tratamento.....	26
4.3 Meio de Acoplamento.....	27
4.4 Técnicas de Aplicação.....	28

4.4.1 Contacto Direto .....	28
4.4.2 Imersão .....	29
4.4.3 Balão .....	29
4.5 Movimento do transdutor .....	30
4.6 Aplicações Terapêuticas .....	30
4.6.1 Reparação e Cicatrização de Tecido Mole .....	30
4.6.2 Tecido cicatricial e contratura articular .....	31
4.6.3 Inflamação Crónica .....	31
4.6.4 Cicatrização Óssea .....	32
4.6.5 Tratamento da dor .....	32
4.6.6 Fonoforese .....	32
4.7 Contraindicações .....	33
<b>Capítulo 5. Requisitos Técnicos do Dispositivo.....</b>	<b>37</b>
5.1 Estudo de mercado.....	38
5.1.1 Conclusão dos estudos .....	38
5.2 Arquitetura do Sistema .....	39
5.3 Sinal elétrico .....	39
5.4 Transdutores .....	40
5.5 Programa Manual e Programas Terapêuticos Pré-definidos .....	41
5.6 Programa de Dosagem.....	42
5.7 Requisitos Definidos .....	46
<b>Capítulo 6. Desenvolvimento do <i>Hardware</i> .....</b>	<b>47</b>
6.1 Diagrama de Blocos.....	48
6.2 Conversor AC/DC .....	49
6.3 Gerador de Sinal .....	51
6.3.1 Oscilador de 24MHz .....	52
6.3.2 Geração de sinais TTL com frequência igual a 3MHz.....	53
6.3.3 Geração de sinais TTL com frequência igual a 1MHz.....	54
6.3.4 Acondicionamento do sinal através das portas lógicas .....	55
6.4 Amplificador .....	57
6.4.1 Placa Geradora de Sinais: Versão 1.0.....	57
6.4.2 Placa Geradora de Sinais: Versão 2.0.....	61
6.5 Feedback .....	63
6.6 Microcontrolador .....	64
<b>Capítulo 7. Desenvolvimento do <i>Firmware</i>.....</b>	<b>67</b>
7.1 Introdução .....	68
7.2 Placa de desenvolvimento: SolidDigid Atmel MEGA128D MINI.....	68
7.3 Requisitos mínimos de <i>Firmware</i> .....	69
7.4 <i>Flow-Chart</i> do <i>Firmware</i> .....	70
7.4.1 Temporizadores .....	72
7.4.2 Geração do sinal TTL .....	73
7.4.3 Conversor Analógico-Digital.....	73



---

<b>Capítulo 8. Testes Finais do Protótipo</b> .....	<b>75</b>
8.1 Ambiente de Desenvolvimento .....	76
8.2 Protótipo e Testes Finais .....	76
8.2.1 Integração do <i>firmware</i> e módulo gerador de sinal .....	77
8.2.2 Módulo Amplificador e <i>Output</i> .....	80
<b>Capítulo 9. Conclusões e Trabalho Futuro</b> .....	<b>83</b>
9.1 Conclusões .....	84
9.2 Trabalho Futuro .....	84
9.3 Apreciação Final .....	85
<b>Bibliografia</b> .....	<b>86</b>
<b>Anexos</b> .....	<b>89</b>
Anexo I: Estudo de Mercado .....	91
Anexo II: Simulação <i>Multisim11</i> <sup>®</sup> .....	91
Anexo III: Esquemático da placa de desenvolvimento .....	91
Anexo IV: Ficheiros <i>Altium</i> <sup>®</sup> da versão 1.0 da placa geradora de sinais ..	91
Anexo V: Ficheiros <i>Altium</i> <sup>®</sup> da versão 2.0 da placa geradora de sinais....	91
Anexo V: Trabalho Futuro .....	91

**Lista de Tabelas**

Tabela 1 – Equipa do projeto. ....	2
Tabela 2 – Coeficientes de absorção (dB/cm) para vários tecidos a 1 e 3 MHz .....	14
Tabela 3 – Reflexão dos US em diferentes interfaces.....	15
Tabela 4 – Efeitos da elevação da temperatura nos tecidos biológicos .....	20
Tabela 5 – Efeitos fisiológicos provocados pelo aumento da temperatura .....	27
Tabela 6 – Taxa de Aquecimento por minuto.....	27
Tabela 7 – Tempos de emissão dos modos pulsado e contínuo. ....	40
Tabela 8 – Programas terapêuticos pré-definidos.....	42
Tabela 9 – Intensidades emitidas pelo DM para se atingir a intensidade necessária na zona da lesão, operando a uma frequência igual a 1MHz .....	44
Tabela 10 – Intensidade a emitir pelo DM para se atingir a intensidade necessária na zona da lesão, operando com uma frequência igual a 3MHz.....	45
Tabela 11 – Especificações técnicas do dispositivo .....	46
Tabela 12 – Especificações de <i>software</i> . ....	46
Tabela 13 – Especificações do conversor AC/DC utilizado.....	50
Tabela 14 – Especificações do oscilador SG.....	52
Tabela 15 – Especificações do Contador HCT.....	53
Tabela 16 – Tabela de função da porta lógica NOR.....	56
Tabela 17 – Especificações da <i>half-bridge</i> .....	59
Tabela 18 – Características elétricas do STD.....	61
Tabela 19 – Especificações do termistor das sondas.....	64
Tabela 20 – Pinos do Microcontrolador ATmega128A .....	65
Tabela 21 – Programas Terapêuticos Definidos.....	70
Tabela 22 – Tipo de sinal emitido em função dos sinais enviados pelo microcontrolador. ....	72
Tabela 23 – Cálculos efetuados para programação do ADC. ....	74

## Lista de Figuras

Figura 1 – Etapas principais seguidas durante a elaboração do projeto. ....	4
Figura 2 – Diagrama de <i>Gantt</i> referente ao planeamento inicial. ....	9
Figura 3 – Diagrama de <i>Gantt</i> referente ao planeamento final. ....	10
Figura 4 – Propagação das ondas longitudinais e transversais. As ondas transversais são transmitidas essencialmente no tecido ósseo. ....	12
Figura 5 – Capacidade de penetração dos ultrassons. ....	13
Figura 6 - Efeito Piezoelétrico. A: No efeito piezoelétrico direto a deformação mecânica do cristal origina uma tensão. B: No efeito piezoelétrico indireto, a mudança de polaridade da corrente alternada temo como consequência a contração e expansão do cristal, produzindo ultrassons. ....	16
Figura 7 – Área de Radiação Efetiva. ....	17
Figura 8 – Secção longitudinal de um feixe de US. ....	17
Figura 9 Cavitação estável e instável. ....	22
Figura 10 – Os microfluxos consistem no movimento unidirecional dos fluidos ao longo das membranas celulares. ....	23
Figura 11 – Classificação e escala de aquecimento. ....	26
Figura 12 – Aplicação de US utilizando como meio de acoplamento um gel. ....	28
Figura 13 – Técnica de imersão. ....	29
Figura 14 – Técnica do balão, utilizada numa superfície irregular. ....	29
Figura 15 – Princípio fisiológico da fonoforese. ....	33
Figura 16 – Arquitetura do dispositivo de US. ....	39
Figura 17 – Sinal de excitação do transdutor. ....	40
Figura 18 – Estrutura de um transdutor de US. ....	40
Figura 19 – Transdutores: A – Transdutor com ERA igual a $4\text{cm}^2$ ; B - Transdutor com ERA igual a $1\text{cm}^2$ . ....	41
Figura 20 – Programa de Dosagem: Tipo de Patologia. ....	43
Figura 21 – Programa de Dosagem: Profundidade do Tecido. ....	43
Figura 22 – Programa de Dosagem: Área de Tratamento. ....	44
Figura 23 – Diagrama de blocos do <i>hardware</i> do DM. ....	48
Figura 24 – Conversor AC/DC. ....	49
Figura 25 – Esquema de alimentação dos componentes utilizados na placa geradora. ....	50
Figura 26 – Regulador de tensão. ....	51
Figura 27 – Gerador de sinal: esquema simplificado de funcionamento. ....	51
Figura 28 – Sinais obtidos à saída do oscilador. A: sem resistência de carga. B: com resistência de carga. ....	52

Figura 29 – Diagrama temporal de um contador binário síncrono de 4bits.....	53
Figura 30 – Simulação <i>Multisim11</i> <sup>®</sup> da geração de sinais TTL com frequência de 3MHz. ....	54
Figura 31 – Sinais TTL de 3MHz obtidos com o osciloscópio A: Amplitude do sinal TTL B: Frequência do sinal TTL. ....	54
Figura 32 - Simulação <i>Multisim11</i> <sup>®</sup> da geração de sinais TTL com frequência de 1MHz. ....	55
Figura 33 – Sinais TTL necessários à geração do sinal de 1MHz A: Sinal de 2MHz à entrada e saída do inversor B: Sinal TTL de 1MHz de frequência à saída do HCT...55	
Figura 34 – Condicionamento do sinal a 1MHz A: Simulação <i>Multisim11</i> <sup>®</sup> B: Sinal obtido. ....	56
Figura 35 - Condicionamento do sinal a 3MHz A: Simulação <i>Multisim11</i> <sup>®</sup> B: Sinal obtido. ....	57
Figura 36 – Representação do circuito utilizado para testar o módulo amplificador. ....	58
Figura 37 – Circuito inversor: Simulação <i>Multisim11</i> <sup>®</sup> . ....	58
Figura 38 – Configuração do Maxim15 como <i>half-bridge</i> . ....	59
Figura 39 – Esquema de funcionamento das <i>half-bridges</i> . ....	60
Figura 40 – Fotografia da placa geradora de sinais: módulo amplificador. ....	61
Figura 41 – Montagem experimental. ....	61
Figura 42 – <i>Display</i> de dois dígitos.....	62
Figura 43 – Fotografias da placa geradora de sinal versão 2.0. ....	62
Figura 44 – Montagem experimental da placa geradora de sinal versão 2.0. ....	63
Figura 45 – Esquema do <i>hardware</i> utilizado por forma a se determinar continuamente o valor da temperatura do alumínio que reveste a sonda. ....	63
Figura 46 – <i>Pinout</i> do MCU ATmega128A.....	65
Figura 47 – Fotografia da placa de desenvolvimento SolidDigid Atmel MEGA128D MINI. ....	68
Figura 48 – <i>Flow Chart</i> do <i>firmware</i> desenvolvido. ....	71
Figura 49 – Emissão em modo contínuo e pulsado A: Modo contínuo. B: Modo pulsado (ciclo de trabalho de 10%) C: Modo pulsado (ciclo de trabalho de 20%) D: Modo pulsado (ciclo de trabalho de 50%). ....	72
Figura 50 – Ambiente de Desenvolvimento do projeto. ....	76
Figura 51 – Montagem experimental da integração do <i>hardware</i> e <i>firmware</i> .....	77
Figura 52 – Emissão correspondente ao tratamento P0. ....	77
Figura 53 - Emissão correspondente ao tratamento P1. ....	78
Figura 54 – Emissão correspondente ao tratamento P2. ....	78
Figura 55 - Emissão correspondente ao tratamento P3. ....	79

Figura 56 - Emissão correspondente ao tratamento P4. ....79

Figura 57 - Emissão correspondente ao tratamento P5. ....80

Figura 58 – Esquema utilizado para calcular o pico de corrente nos MOSFETs.....81

Figura 59 – *Output* da placa geradora de sinal para uma frequência igual a 100Hz.  
.....82

---

## Acrónimos e Definições

<b>AC</b>	Corrente Alternada
<b>BNR</b>	Rácio de Não-uniformidade do Feixe
<b>CMOS</b>	<i>Complementary Metal-Oxide-Semiconductor</i>
<b>DC</b>	Corrente Contínua
<b>DM</b>	Dispositivo Médico
<b>ECG</b>	Electrocardiograma
<b>EEPROM</b>	Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory
<b>ERA</b>	Área de Radiação Efetiva
<b>FW</b>	<i>Firmware</i>
<b>HIFU</b>	Ultrassons de Elevada Intensidade Focalizados
<b>HMI</b>	Interface Homem-Máquina
<b>HW</b>	<i>Hardware</i>
<b>I&amp;DT</b>	Inovação & Desenvolvimento Tecnológico
<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>MCU</b>	Microcontrolador
<b>MFR</b>	Medicina Física e Reabilitação
<b>NA</b>	Não aplicável
<b>NP</b>	Norma Portuguesa
<b>PCB</b>	Placa de Circuito Impresso
<b>PME</b>	Pequena e Média Empresa
<b>PWM</b>	Modulação da Largura de Pulso
<b>PZT</b>	Titanato-Zirconato de Chumbo
<b>SNC</b>	Sistema Nervoso Central
<b>ULA</b>	Unidade Lógica e Aritmética
<b>US</b>	Ultrassons
<b>USART</b>	<i>Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter</i>
<b>UST</b>	Ultrassons Terapêuticos





# Capítulo 1

Introdução



No presente capítulo será exposta a contextualização do projeto desenvolvido, a motivação para a sua concretização assim como os objetivos que se ambicionam atingir.

### 1.1. Contextualização

O projeto proposto pela Exatronic compreende o desenvolvimento de uma placa geradora de sinais para um dispositivo de ultrassons (US) dedicado ao tratamento de lesões músculo-esqueléticas, no âmbito da Medicina Física e Reabilitação (MFR). O desenvolvimento da placa subentende a conceção de *hardware* e *firmware* adequados à geração do sinal.

Tendo por base o *know-how* da empresa na conceção e desenvolvimento de dispositivos com eletrónica integrada e a criação recente de uma nova área de negócio – Exa4life, este projeto visa desenvolver um produto com características que permitam a sua integração no mercado da saúde.

Este trabalho foi desenvolvido na sequência da Dissertação de Mestrado do Eng. André Eiras dos Santos a qual conduziu à apresentação, estudo e definição de requisitos físicos e técnicos do dispositivo.

A Tabela 1 resume os intervenientes responsáveis pela realização do projeto, que visa a obtenção do grau de mestre do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica.

Tabela 1 – Equipa do projeto.

Nome	Papel desempenhado no projeto	Contactos
<b>Carolina Isabel Pereira Francisco</b>	Estudante responsável pela execução do Projeto	<a href="mailto:carolina.p.francisco@gmail.com">carolina.p.francisco@gmail.com</a>
<b>Prof. Dr. Jaime Baptista dos Santos</b>	Orientador do Projeto na FCTUC	<a href="mailto:jaimedeec@deec.uc.pt">jaimedeec@deec.uc.pt</a>
<b>Eng. André Eiras dos Santos</b>	Supervisor do Projeto na Exatronic	<a href="mailto:asantos@exatronic.pt">asantos@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

A evolução contínua das sociedades tem permitido a melhoria das condições de vida da população, avanços médico-cirúrgicos e a promoção e generalização dos cuidados de saúde. Consequentemente assiste-se ao aumento da esperança média de vida que se traduz no aumento do número de idosos. O envelhecimento da população conduz também ao aumento de doenças crónicas muitas vezes sinónimo de incapacidade física (1).

Desta forma torna-se imperativo aumentar os recursos disponíveis para proporcionar os cuidados necessários a uma população tendencialmente envelhecida. Neste âmbito a MFR assume um papel primordial na manutenção e promoção da saúde uma vez que, enquanto especialização médica, contribui para a reabilitação e/ou recuperação do indivíduo afetado funcionalmente por uma doença incapacitante ou fratura óssea (1) (2). O público-alvo é majorado se tivermos em consideração a população que, não sendo idosa, sofreu algum tipo de lesão músculo-esquelética.

Tem-se vindo a assistir, ao longo dos últimos anos, ao desenvolvimento de novas técnicas e equipamentos passíveis de serem utilizados por forma a acelerar os processos terapêuticos resultando, assim, numa recuperação mais rápida e eficiente. A MFR emerge como uma área da medicina com grande potencial impulsionada pelo desenvolvimento de dispositivos médicos (DM) que englobam o laser, a eletroterapia e os ultrassons.

Está identificada uma oportunidade de negócio: desenvolvimento de dispositivos médicos eletrónicos associados à MFR e que compreendem a eletroterapia, os ultrassons e o laser. A Exatronic, que pretende posicionar-se no mercado, identificou as necessidades existentes na MFR e considerou o desenvolvimento de um dispositivo de ultrassons terapêuticos uma potencialidade.

Além da experiência demonstrada no desenvolvimento de soluções com eletrónica integrada, a Exatronic apresenta-se como uma entidade certificada pela ISO 13485 para desenvolver e produzir dispositivos médicos.

### 1.3 Objetivos

Os objetivos principais do presente projeto consistem no desenvolvimento do *hardware* (HW) e *firmware* (FW) necessários à geração de sinais elétricos que, quando convertidos por um transdutor de efeito piezoelétrico, originem uma onda acústica passível de ser utilizada com finalidade terapêutica. De modo a cumprir os objetivos delineados, foram desenvolvidas as seguintes tarefas:

- Estudo dos conceitos e técnicas relacionadas com os Ultrassons Terapêuticos.
- Definição dos requisitos básicos da placa de *hardware* a desenvolver.
- Desenvolvimento de uma placa de circuito impresso (PCB) com recurso ao *software Altium Designer10*<sup>®</sup>.
- Desenvolvimento do *firmware* necessário ao funcionamento da placa anteriormente elaborada.
- Testes ao sistema: *hardware* e *firmware*.

Como referido anteriormente, este trabalho surge no seguimento de outro no qual foram identificados todos os requisitos que um dispositivo de US deveria possuir de modo a apresentar-se como um produto competitivo no mercado. Nesta fase não é objetivo o desenvolvimento de um produto pronto a ser comercializado mas antes de um protótipo, motivo pelo qual foram definidos os requisitos básicos a cumprir.

A estrutura do documento está organizada em concordância com as etapas percorridas. Assim, na Figura 1 é possível visualizar de forma mais intuitiva essas mesmas tarefas.

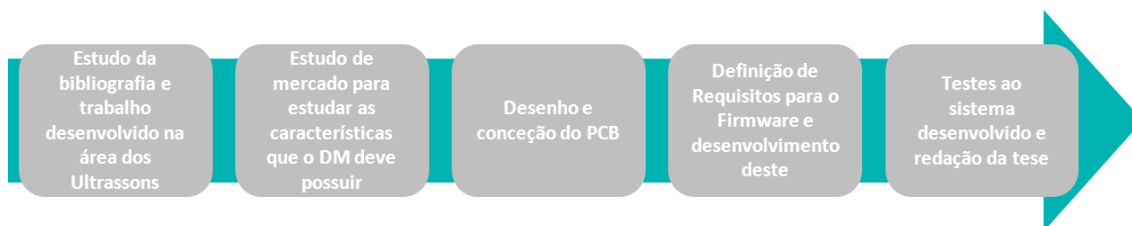


Figura 1 – Etapas principais seguidas durante a elaboração do projeto.

## 1.4 Organização

Esta dissertação está organizada em capítulos, cujos conteúdos se apresentam resumidamente:

### Capítulo 1: Introdução

No presente capítulo é contextualizado o projeto e são apresentados todos os intervenientes, assim como também é descrito o enquadramento e enumerados os objetivos propostos. Finalmente, é apresentada a estrutura organizacional de toda a dissertação.

### Capítulo 2: Gestão do Projeto

Neste capítulo é descrita resumidamente a organização que acolheu o projeto (Exatronic) e a contribuição do mesmo para a instituição acolhedora. É também apresentada a calendarização inicial e final das macrotarefas realizadas ao longo do projeto.

### Capítulo 3: Princípios Físicos, Técnicos e Fisiológicos

Este capítulo é relativo aos princípios físicos, técnicos e fisiológicos. São descritas as características dos US enquanto ondas mecânicas e a sua interação com os tecidos biológicos. São enumerados sucintamente os componentes que constituem um dispositivo de US bem como os parâmetros que devem ser respeitados aquando da projeção de um transdutor de US. Finalmente são descritos os efeitos fisiológicos dos US; efeitos térmicos e não-térmicos.

### Capítulo 4: Aplicação dos Ultrassons Terapêuticos

É o capítulo referente à aplicação dos ultrassons terapêuticos no qual são descritas as técnicas de aplicação. São também enumeradas as diversas aplicações terapêuticas e as situações contraindicadas.

### Capítulo 5: Requisitos Técnicos do Dispositivo

Neste capítulo apresentam-se as conclusões de um estudo de mercado elaborado com a finalidade de se definirem os requisitos que o dispositivo deve respeitar. São, ainda, descritos os requisitos que um equipamento de ultrassons terapêutico deve possuir, idealmente, e finalmente apresentam-se os requisitos técnicos e de *software* definidos para o protótipo a desenvolver.

### **Capítulo 6: Desenvolvimento do *Hardware***

Descrevem-se as metodologias utilizadas no desenvolvimento de todo o *hardware* necessário à geração dos sinais elétricos de excitação dos transdutores. É apresentado o diagrama de blocos da placa, bem como a descrição detalhada de cada bloco assim como o processo evolutivo do trabalho desenvolvido.

### **Capítulo 7: Desenvolvimento do *Firmware***

São apresentadas as metodologias utilizadas no desenvolvimento do *firmware* incluindo o *flow-chart* elaborado. São enumerados os parâmetros definidos para os programas terapêuticos que condicionam os formatos de onda emitidos pela placa geradora e os cálculos efetuados para a conversão dos valores lidos pela ADC em valores de temperatura.

### **Capítulo 8: Testes Finais do Protótipo**

É o capítulo onde se apresenta o ambiente de desenvolvimento do projeto, o protótipo desenvolvido, a montagem experimental utilizada para teste do *hardware* e *firmware* do protótipo e algumas das imagens que permitem a validação do mesmo.

### **Capítulo 9: Conclusões e Trabalho Futuro**

É o último capítulo do documento no qual se faz referência às conclusões do trabalho desenvolvido e onde se apresentam sugestões para trabalho futuro.





## **Capítulo 2**

Gestão do  
Projecto

As secções que constituem este capítulo incluem uma breve descrição da Exatronic, empresa que permitiu o desenvolvimento do projeto; a contribuição do trabalho desenvolvido para a empresa e finalmente, a listagem das principais tarefas necessárias à concretização do projeto com êxito juntamente com a calendarização inicialmente prevista e a calendarização que foi efetivamente cumprida.

## **2.1 Exatronic**

A Exatronic, que conta com 17 anos de atividade, reúne competências para, de uma forma vertical, conduzir processos de investigação e desenvolvimento tecnológico, criar produtos personalizados, incrementar valor e otimizar processos de industrialização. O *core business* da empresa abrange a conceção, desenvolvimento, prototipagem, industrialização e fornecimento de soluções e produtos com eletrónica integrada.

Em dezembro de 2008 a Exatronic foi certificada pela Norma Portuguesa (NP) 4457:2007 em Gestão de Investigação, Desenvolvimento e Inovação (IDI), sendo a primeira Pequena e Média Empresa (PME) do setor da eletrónica a conseguir esta distinção.

Tendo por base os princípios orientadores em Inovação & Desenvolvimento Tecnológico (I&DT), na segunda metade de 2010, surge associada à Exatronic uma *start-up* orientada para o sector da saúde – a Exa4Life cuja motivação será o desenvolvimento de soluções biomédicas com eletrónica integrada e que permitam a melhoria da qualidade de vida do ser Humano.

Dos vários prémios atribuídos à Exatronic destaca-se o reconhecimento atribuído pelo Instituto de Apoio às Pequenas e Médias Empresas e à Inovação (IAPMEI) como PME EXCELÊNCIA 2009, em Julho de 2009. Distinção obtida também no ano de 2011.

No primeiro trimestre de 2010, a Exatronic obteve a certificação pela ISO 13485 relativo ao requisito normativo para desenvolver e fabricar dispositivos médicos com eletrónica integrada.

## **2.2 Contribuição do projeto**

Como supramencionado, este projeto surgiu na sequência de outro no qual foram estabelecidos todos os requisitos técnicos que um dispositivo de Ultrassons Terapêutico (UST) deve possuir para ser um dispositivo médico (DM) competitivo em relação aos já existentes no mercado.

Os requisitos fisiológicos compilados irão permitir a elaboração da documentação que servirá de suporte ao equipamento na qual será necessário documentar os princípios físicos presentes na interação dos US com os tecidos biológicos e os seus efeitos fisiológicos.

Uma vez que a solução desenvolvida é um protótipo, este projeto constitui uma base para o desenvolvimento de um produto passível de ser colocado no mercado.

A arquitetura definida para o HW permitirá sustentar o desenvolvimento de um produto, uma vez que foram documentadas as metodologias utilizadas na construção de cada bloco do sistema e a interação que deve existir entre os mesmos.

No que diz respeito ao FW desenvolvido, esta componente do projeto é simples e muito intuitiva quer para testar quer para um programador que a use como base para elaborar algo de maior complexidade. Ainda assim, permite um controlo muito eficaz do HW e permite implementar diversas modalidades terapêuticas.

### 2.3 Calendarização do projeto

Com o intuito de se otimizar a gestão do tempo disponível para a concretização dos objetivos inicialmente propostos, elaborou-se uma planificação das macrotarefas a serem desenvolvidas no decorrer do projeto, as quais foram executadas, na sua totalidade, nas instalações da Exatronic.

#### 2.3.1 Calendarização inicial do projeto

O projeto apresentado teve início a 12 de Setembro de 2011 e terminou a 30 de Junho de 2012 (data em que terminou a redação da tese de mestrado) e a calendarização inicial é mostrada na Figura 2.

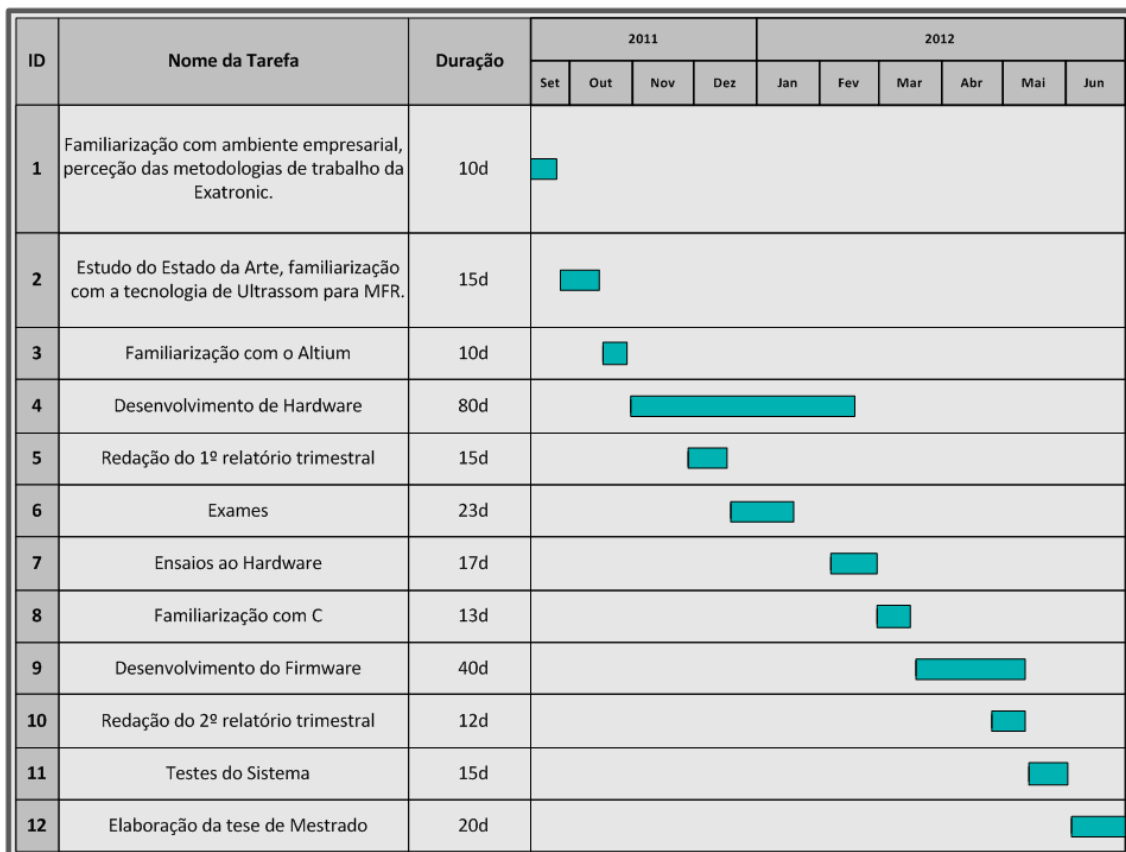


Figura 2 – Diagrama de Gantt referente ao planeamento inicial.



### 2.3.2 Calendarização final do projeto

Todos os objetivos inicialmente estabelecidos foram cumpridos no entanto a duração das diferentes tarefas sofreram algumas alterações, como se demonstra na Figura 3.

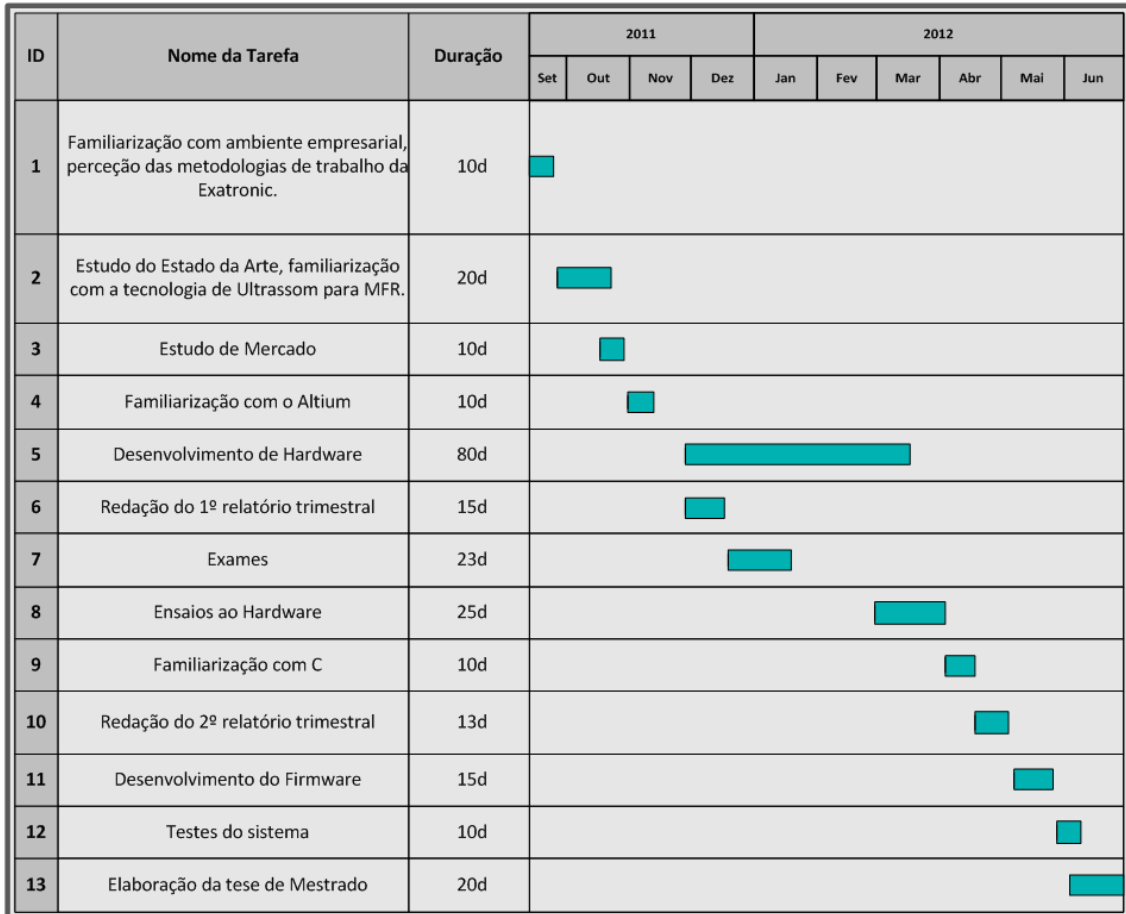


Figura 3 – Diagrama de Gantt referente ao planeamento final.

## **Capítulo 3**

Princípios Físicos,  
Técnicos e Fisiológicos

Para a comunidade médica, os ultrassons apresentam-se como uma técnica utilizada em diferentes vertentes da medicina como o diagnóstico, a ablação de tecido e a terapia. A terapia com recurso a US é uma prática comumente utilizada em MFR. Neste sentido, os US são privilegiados em detrimento de outras modalidades diatérmicas (terapia através do calor) uma vez que são altamente eficientes na produção de calor a profundidades consideradas elevadas, em termos fisiológicos.

### 3.1 Transmissão de energia acústica em tecidos biológicos

Os ultrassons são ondas mecânicas cuja energia é transmitida através da vibração de moléculas do meio biológico à medida que a onda se propaga. Uma vez que, para fins terapêuticos, os ultrassons utilizados possuem frequências entre 0,75 e 3 MHz; ondas mecânicas com estas características não se propagam em meios gasosos (3) (4).

As ondas mecânicas propagam-se segundo dois modos distintos fundamentais, isto é, na forma de ondas transversais ou longitudinais; sendo que a energia de uma forma de onda pode ser convertida noutra, por exemplo, numa interface entre dois meios diferentes, utilizando incidência angular (5).

#### 3.1.1 Ondas transversais e longitudinais

Os dois modos fundamentais de propagação (transversal e longitudinal), têm em comum o facto de ambas se poderem propagar em meio sólido. Durante a propagação de ondas longitudinais (ou de compressão), as oscilações das moléculas ocorrem na direcção da propagação da onda. Assim, ao longo do eixo de propagação da onda mecânica, existem zonas com maior densidade molecular (compressão) e zonas de menor densidade molecular ou zonas de rarefação (ver Figura 4) (4) (6).

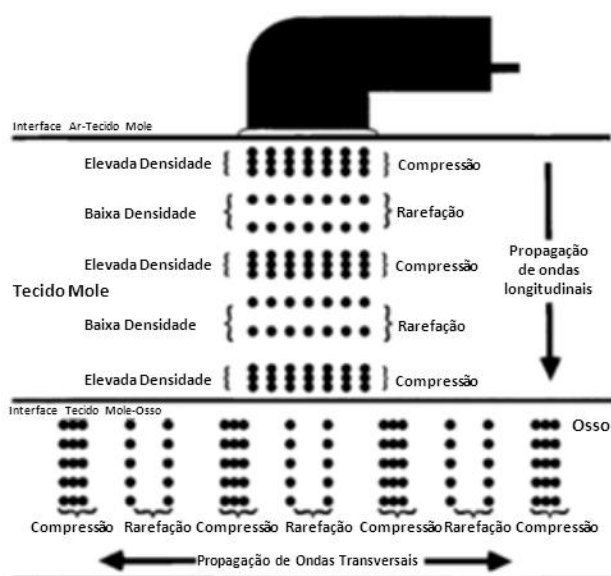


Figura 4 – Propagação das ondas longitudinais e transversais. As ondas transversais são transmitidas essencialmente no tecido ósseo. (Adaptado de (7)).

A propagação de ondas transversais implica a vibração das moléculas na direcção perpendicular à transmissão da onda. Apesar das ondas longitudinais se

propagarem tanto em meio sólido como líquido, as ondas transversais são transmitidas apenas em meios sólidos (3).

Uma vez que a maioria dos tecidos biológicos apresenta características muito semelhantes às dos líquidos, os US são essencialmente ondas longitudinais. Excetua-se o osso, que tem propriedades físicas semelhantes aos sólidos, podendo propagarem-se as ondas transversais para além das ondas longitudinais, devido à possível conversão de modos (4).

### 3.1.2 Frequência

Os US são definidos como vibrações mecânicas inaudíveis e de elevada frequência produzidas por um cristal de efeito piezoelétrico que converte energia elétrica proveniente de um gerador em energia acústica, através da sua deformação mecânica (8).

No espectro, as frequências de US terapêuticos variam entre 0,75 e 3MHz, contudo a maioria dos dispositivos disponíveis no mercado permite tratamentos com frequências de 1 e 3MHz (8). É a frequência do US que restringe a profundidade máxima que o feixe atinge, como se ilustra na Figura 5.

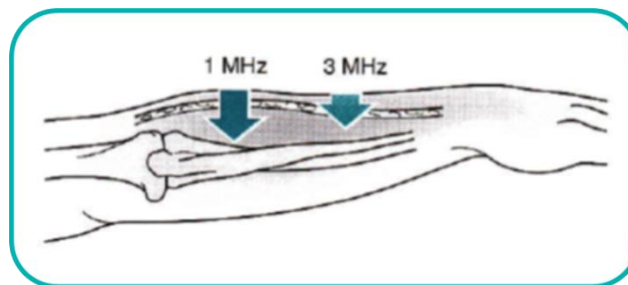


Figura 5 – Capacidade de penetração dos ultrassons (9).

Ultrassons de baixa frequência atingem profundidades mais elevadas (variáveis entre 2 e 5cm para frequências de 1MHz) sendo utilizados principalmente no tratamento de lesões profundas e em pacientes com maior quantidade de gordura subcutânea (4). Contudo, a divergência do feixe é superior quando comparados com US de 3MHz. Estes, por sua vez, são recomendados para o tratamento de lesões superficiais uma vez que são absorvidos a baixa profundidade, cerca de 1 a 2 cm (7).

### 3.1.3 Atenuação

À medida que o feixe de US se propaga ao longo dos tecidos sofre atenuação, ou seja, perde progressivamente energia/intensidade. Este decréscimo deve-se à absorção de energia pelos tecidos como também à dispersão ou *scattering* da onda mecânica resultante da interação do feixe com a microestrutura do meio de propagação (4).

A atenuação do feixe de US está relacionada com o teor proteico de cada tecido havendo maior absorção nos tecidos com maior percentagem proteica. A capacidade de penetração e transmissão do feixe de ultrassons para tecidos adjacentes é determinada pela frequência do US bem como pelas características do tecido no qual se propaga (Tabela 2). Penetração e atenuação são grandezas

inversamente relacionadas. A atenuação aumenta à medida que a frequência do feixe é incrementada e, conseqüentemente, menor é a profundidade atingida pela onda mecânica (10).

Tabela 2 – Coeficientes de absorção (dB/cm) para vários tecidos a 1 e 3 MHz (10).

Tecido	1MHz	3MHz
<b>Sangue</b>	0,028	0,084
<b>Tecido Adiposo</b>	0,14	0,42
<b>Nervo</b>	0,2	0,6
<b>Músculo (Paralelo)</b>	0,28	0,84
<b>Músculo (Perpendicular)</b>	0,76	2,28
<b>Vasos Sanguíneos</b>	0,4	1,2
<b>Pele</b>	0,62	1,86
<b>Cartilagem</b>	1,16	3,48
<b>Osso</b>	3,32	NA

A quantidade de energia refletida e, conseqüentemente a percentagem de energia transmitida aos tecidos mais profundos é determinada pela diferença relativa das impedâncias acústicas dos meios materiais na interface. A impedância acústica de um material é calculada utilizando a equação (4):

$$Z = \rho v \quad (\text{Eq. 1})$$

Em que  $Z(Kg.m^{-2}.s^{-1})$  designa a impedância acústica,  $\rho(kg.m^{-3})$  a densidade e  $v(m.s^{-1})$  a velocidade de propagação acústica no material.

Quando uma onda incide numa interface que separa dois meios com características distintas, parte da onda é refletida e restante é transmitida. A componente transmitida e refletida está relacionada com as impedâncias acústicas dos tecidos. Assim, seja  $a_r$  a energia da onda refletida na interface e  $a_i$  a energia da onda incidente, a relação entre estas grandezas ( $\phi$ ) é dado por (10):

$$\phi = \frac{a_r}{a_i} = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (\text{Eq. 2})$$

Em que  $Z_1$  e  $Z_2$  correspondem às impedâncias acústicas dos meios de propagação. Quanto maior for a diferença entre as impedâncias acústicas dos dois meios, maior é a quantidade de energia refletida e menor é a quantidade transmitida para o meio adjacente (ver Tabela 3) (4) (11):

Tabela 3 – Reflexão dos US em diferentes interfaces (4) (11).

Interface	Porcentagem de Reflexão
<b>Pele/Ar</b>	99,9
<b>Água/Pele</b>	0,2
<b>Pele/Tecido Adiposo</b>	1,0
<b>Músculo/Osso</b>	15-40
<b>Tecido adiposo/Músculo</b>	0,8
<b>Alumínio/Gel</b>	65-80
<b>Gel/Pele</b>	0,1

Numa interface transdutor/ar os US são refletidos praticamente na sua totalidade uma vez que a densidade molecular do ar é diminuta. Consequentemente, a impedância acústica deste material é muito reduzida.

### 3.2 Física dos Ultrassons Terapêuticos

As ondas acústicas são produzidas aplicando um sinal elétrico de frequência igual à frequência de ressonância do cristal de efeito piezoelétrico (10).

#### 3.2.1 Componentes de um gerador de Ultrassons Terapêutico

De forma simplificada, para se gerar um sinal acústico são necessários dois componentes: um gerador de sinal elétrico e um transdutor de efeito piezoelétrico. O primeiro componente consiste num circuito elétrico oscilador que produz um sinal de frequência específica e ajustada aos requisitos de frequência do transdutor. Tipicamente, o painel de controlo dos dispositivos de UST possui um temporizador programável, um quantificador de energia, um controlador da intensidade do feixe de saída, um interruptor para controlar o ciclo de trabalho, a possibilidade de operar em modo contínuo ou pulsado e, eventualmente, a possibilidade do transdutor ter um sensor de temperatura que tenha uma resposta ao aumento de temperatura do transdutor e possibilite a interrupção automática do tratamento, em caso de sobreaquecimento dos tecidos (4) (12).

#### 3.2.2 Transdutor

O transdutor consiste num cristal de efeito piezoelétrico, como seja o quartzo ou outros cristais sintéticos como o titanato zirconato de chumbo (PZT) e o titanato de bário com espessura entre 2 e 3mm. É este elemento ativo, parte integrante da sonda de ultrassons, que converte a energia elétrica em energia acústica por via da sua deformação (10) (12).

Quando um sinal elétrico, com uma frequência igual à frequência de ressonância do cristal piezoelétrico, é aplicado à sonda, o elemento ativo expande e contrai, vibrando com a frequência do sinal elétrico (10). Resulta, assim, a emissão de uma onda mecânica propagando-se no meio em análise, a qual mantém a frequência do sinal elétrico que lhe deu origem (4).

Tal como evidenciado na Figura 6, existem duas formas de efeito piezoelétrico. O efeito piezoelétrico direto, que se caracteriza pelo aparecimento de uma diferença de potencial ao longo do cristal quando este é sujeito a uma deformação e o efeito piezoelétrico indireto ou inverso, em que uma deformação é produzida no cristal quando este é submetido a um sinal elétrico. É o efeito piezoelétrico inverso que está na origem da produção de US (4).

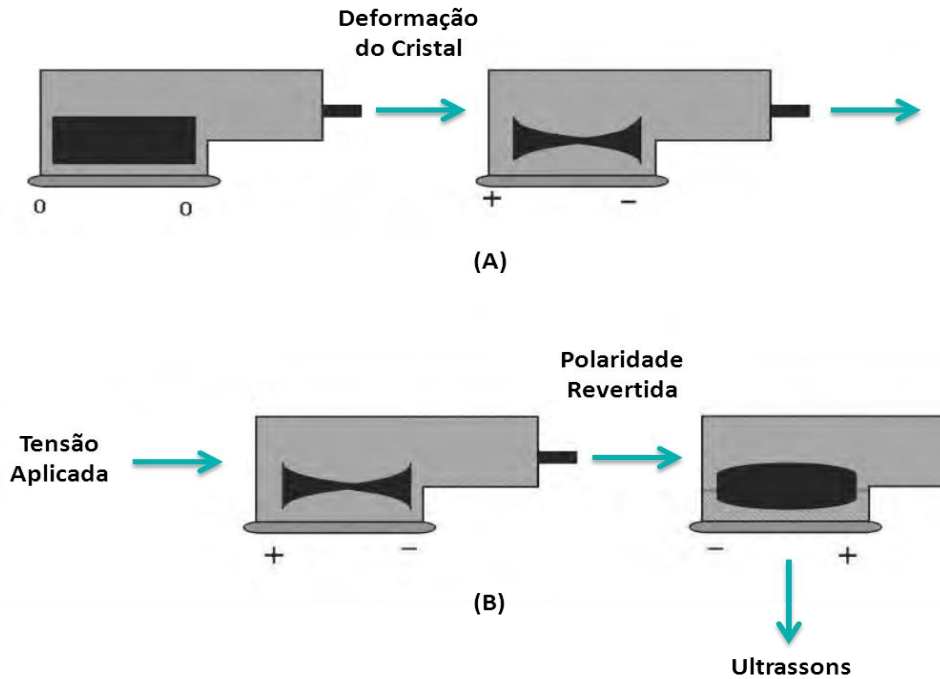


Figura 6 - Efeito Piezoelétrico. A: No efeito piezoelétrico direto a deformação mecânica do cristal origina uma tensão. B: No efeito piezoelétrico indireto, a mudança de polaridade da corrente alternada temo como consequência a contração e expansão do cristal, produzindo ultrassons. (Adaptado de (4)).

Por forma a se obter US com uma única frequência, deve ser aplicada ao cristal piezoelétrico uma corrente AC com uma única frequência e o cristal deve ter a espessura adequada uma vez que este parâmetro está diretamente relacionado com a sua frequência de ressonância ( $f$ ) através da expressão:

$$f = \frac{c}{2t} \quad (\text{Eq. 3})$$

Em que  $c$  representa a velocidade do som no material e  $t$  a espessura do material. Analisando a expressão, facilmente se conclui que, para o mesmo material, a frequência de ressonância é tanto maior quanto menor for a espessura do cristal.

Considerando que a velocidade de propagação no PZT é aproximadamente igual a  $4000 \text{ m.s}^{-1}$  (13), então para produzir uma onda com 1MHz de frequência o cristal deve possuir  $2\text{mm}$  de espessura e  $0,67\text{mm}$  no caso de uma onda de 3MHz.

### 3.2.3 Área de Radiação Efetiva (ERA, *Effective Radiating Area*)

A porção da superfície do transdutor que efetivamente produz US é denominada por ERA. A ERA é dependente da área de superfície do cristal e

idealmente corresponde à área da superfície visível do transdutor (4). Uma vez que o cristal não vibra uniformemente, então a ERA é sempre menor que a área do transdutor (ver Figura 7) (10).

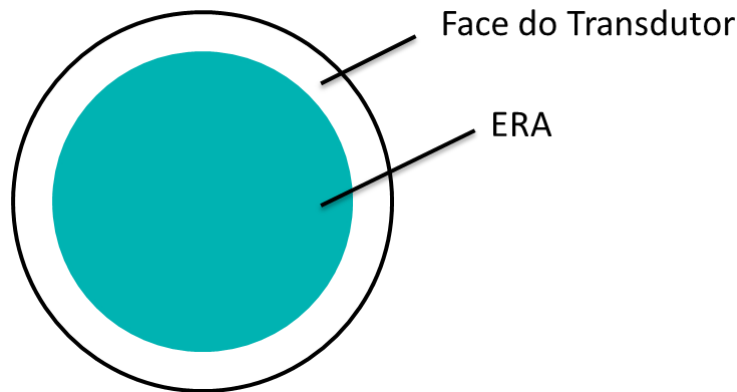


Figura 7 – Área de Radiação Efetiva (Adaptado de (10)).

### 3.2.4 O feixe de US

O feixe de US terapêuticos apresenta baixa divergência, concentrando a energia numa área mais restrita. Considerando um feixe de US de frequência igual a 1MHz que se propaga nos tecidos moles com uma velocidade igual a 1540m/s e comprimento de onda igual a 1,54mm este é tanto mais colimado quanto maior for o diâmetro do transdutor do qual é emitido (3) (4).

Considerando um feixe cilíndrico, a distribuição de energia não é uniforme, principalmente na zona mais próxima do transdutor, definida como campo próximo. O campo próximo é uma região com flutuação espacial da energia com origem nas diferenças de pressão criadas pelas ondas emitidas pelo transdutor. À medida que o feixe se desloca em profundidade, afastando-se do transdutor, as ondas tornam-se eventualmente indistinguíveis e atingem um mesmo ponto simultaneamente, criando um ponto de máxima intensidade acústica (4) A distância ( $L$ ) do ponto de máxima intensidade acústica à superfície do transdutor é dada por:

$$L = \frac{D^2}{4\lambda} \quad (\text{Eq. 4})$$

Em que  $D$  representa o diâmetro do transdutor e  $\lambda$  o comprimento de onda. A partir desse ponto, o feixe desloca-se no campo distante onde a distribuição de energia é mais uniforme contudo a divergência do feixe aumenta (ver Figura 8).

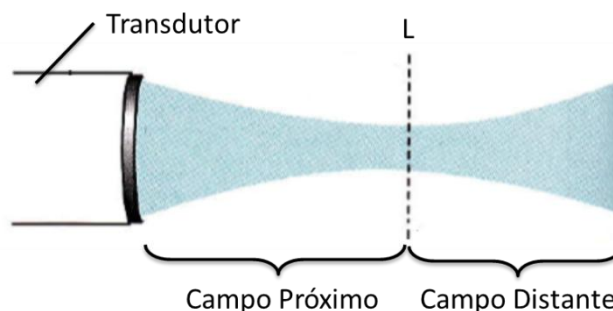


Figura 8 – Seção longitudinal de um feixe de US (Adaptado de (10)).



Estas características do feixe justificam a necessidade de movimentar constantemente o transdutor. Caso contrário, a temperatura iria aumentar no mesmo local podendo causar queimaduras no paciente (10) (14).

### 3.2.5 Rácio de Não-uniformidade do Feixe (BNR)

Como referido, o feixe acústico não é uniforme ao longo do eixo do transdutor. A grandeza utilizada para quantificar esta variação de intensidade no feixe designa-se por BNR. Este rácio é calculado utilizando um microfone subaquático (hidrofone acústico) para determinar a região de máxima intensidade do feixe ao longo da direção de propagação e a intensidade média ao longo da superfície do transdutor (4).

Exemplificando, um valor de BNR de 2:1 significa que a intensidade de saída média é de  $1 \text{ W/cm}^2$  e o pico de máxima intensidade é de  $2 \text{ W/cm}^2$ . Idealmente o BNR deveria ser 1:1, não sendo possível, consideram-se aceitáveis valores de BNR entre 2:1 e 6:1. Existem alguns transdutores com BNR de 8:1; contudo, picos com  $8 \text{ W/cm}^2$  de intensidade podem lesar os tecidos. Consequentemente, aumenta o risco de lesão do paciente se forem utilizadas intensidades de  $1 \text{ W/cm}^2$  em transdutores de BNR igual a 8 (4).

Facilmente se conclui que quanto mais baixo for o BNR, mais uniforme é a saída e menores são as probabilidades de se criarem pontos quentes em profundidade.

### 3.2.6 Modo contínuo e pulsado

Em geral, os geradores de sinais disponibilizam sinais em modo contínuo como em modo pulsado. Se a geração for em modo contínuo, isto é, se as ondas acústicas são continuamente injetadas no meio, a intensidade do feixe mantém-se constante ao longo do tratamento (10). Utilizando o modo pulsado, o sinal é periodicamente interrompido, não havendo portanto propagação acústica no meio para o período *off*. Neste caso, a intensidade do tratamento é inferior. A percentagem de tempo correspondente à produção de emissão acústica é designada como ciclo de trabalho:

$$\text{Ciclo de trabalho} = \frac{\text{Duração do pulso (tempo on)}}{\text{Período da onda (tempo on + tempo off)}} \quad (\text{Eq. 5})$$

A título de exemplo, se o pulso tem a duração de  $1 \text{ ms}$  e o período da onda é de  $5 \text{ ms}$ , o ciclo de trabalho é de 20%. Consequentemente, a energia total transmitida ao sistema é apenas 20% da energia que seria transmitida se o dispositivo operasse em modo contínuo.

Tipicamente, o modo contínuo é utilizado quando se pretendem efeitos térmicos. A aplicação de US em modo pulsado reduz o aquecimento dos tecidos, efeitos não térmicos. US pulsado ou US contínuos de baixa intensidade produzem efeitos mecânicos ou não térmicos associados à cura de tecidos moles (4).

### 3.2.7 Amplitude, Potência e Intensidade

Amplitude é o termo utilizado para descrever a magnitude de vibração de uma onda. A potência (Watt) traduz a taxa à qual a energia é radiada (energia por unidade de tempo). Intensidade é uma medida da taxa à qual a energia flui por

unidade de área ( $W/cm^2$ ). Uma vez que a potência e a intensidade não estão distribuídas de forma uniforme ao longo do feixe, podem ser definidos vários tipos de intensidade, sendo a designação atribuída consoante o seu valor máximo, médio e a sua componente temporal (10) (14).

- $I_{SATP}$  – intensidade média durante o tempo *on* (tempo em que há emissão de US);
- $I_{SATA}$  – intensidade média aplicada em todo o tratamento:

$$I_{SATA} = I_{SATP} \times \text{Ciclo de trabalho} \quad (\text{Eq. 6})$$

A intensidade média durante o tempo *on* é normalmente tida como intensidade de referência aparecendo na interface dos dispositivos; motivo pelo qual é a selecionada pelo terapeuta para aplicação durante o tempo *on* (15).

Tipicamente as intensidades aplicadas situam-se entre os 0 e  $3 W/cm^2$  sendo  $2 W/cm^2$  o limite máximo recomendado em modo contínuo e  $3 W/cm^2$  em modo pulsado (15).

### 3.3 Efeitos fisiológicos dos Ultrassons

Os US induzem vários efeitos biofísicos em células, tecidos e órgãos. A aplicação deste tipo de ondas em tecidos biológicos tem como consequência não só o aumento da temperatura dos tecidos superficiais (efeito térmico) mas também outros efeitos designados não térmicos (6).

Tipicamente estes efeitos são considerados separadamente contudo podem ocorrer em simultâneo. Os US em modo contínuo são aplicados quando se pretende aumentar a temperatura dos tecidos, contudo ocorrem efeitos não térmicos que podem estar na origem da lesão do tecido biológico (5) (6).

Em contrapartida, os US em modo pulsado são utilizados quando se pretende provocar nos tecidos efeitos não térmicos. Também nesta modalidade de tratamento há um aumento, ainda que residual, da temperatura dos tecidos durante o tempo *on* da emissão. Desta forma, não é possível dissociar os efeitos térmicos dos não térmicos; haverá sempre uma contribuição de cada um, independentemente dos parâmetros selecionados para o tratamento (4) (10).

#### 3.3.1 Efeitos Térmicos

Como indicado, os US são atenuados à medida que se propagam ao longo do tecido. A atenuação é consequência essencialmente da conversão da energia dos US em calor contudo também é afetada pelo espalhamento e deflexão do feixe (14).

Comparativamente com outros tratamentos diatérmicos, os US apresentam a vantagem de conseguirem produzir calor a profundidades mais elevadas além de proporcionarem um tratamento localizado. Os principais fatores subjacentes ao aumento de temperatura dos tecidos, com recurso a US, são a frequência, a intensidade, a duração do tratamento e o coeficiente de absorção dos tecidos biológicos (4).

No que diz respeito ao aquecimento dos tecidos, este é um fenómeno dependente da sua composição pois é uma característica que condiciona a absorção dos US. Desta forma, o coeficiente de absorção de US de cada tecido está relacionado com o conteúdo deste em colagénio. Normalmente, tecidos com elevado conteúdo em colagénio apresentam elevado coeficiente de absorção, conduzindo a um aumento de temperatura superior ao que acontece em tecidos com elevada percentagem de água (5) (7) (14).

Subjacente ao referido, existe uma vantagem dos US a destacar. Comparativamente a outras terapias térmicas não acústicas, os US apresentam a capacidade de reparar tendões, ligamentos e outros tecidos profundos seletivamente, uma vez que causam aumento de temperatura nestes tecidos (com elevado coeficiente de absorção) sem causar um aumento significativo da temperatura na pele ou gordura subcutânea, uma vez que estes tecidos apresentam baixo coeficiente de absorção (4).

Os US não são adequados para provocar aquecimento muscular uma vez que estes, por serem constituídos essencialmente por água, têm baixo coeficiente de absorção (7).

Os efeitos clínicos dos US, considerados como agentes diatérmicos, são similares a outras terapias incluídas nesta modalidade e destacam-se (10):

- Aumento da capacidade de expansão das fibras de colagénio presentes em tendões e articulações capsuladas;
- Redução da rigidez articular;
- Diminuição dos espasmos musculares;
- Redução da dor;
- Aumento da circulação sanguínea;
- Alteração na velocidade de resposta das fibras nervosas;
- Aumento da resposta inflamatória.

Foi demonstrado por diversos autores, que a temperatura nos tecidos moles aumenta em média, 0,2°C por minuto quando é aplicado um feixe de US de frequência igual a 1MHz e intensidade de 1 W/cm<sup>2</sup>. A Tabela 4 permite relacionar o aumento de temperatura do tecido com as consequências terapêuticas associadas (4).

Tabela 4 – Efeitos da elevação da temperatura nos tecidos biológicos (Adaptado de (4)).

Aumento da Temperatura (°C)	Consequências Terapêuticas
<b>1</b>	Intensificação dos processos metabólicos e de cura
<b>2-3</b>	Redução da dor e espasmos musculares
<b>&gt;4</b>	Grande aumento da extensibilidade das fibras de colagénio e diminuição da rigidez articular

Como apresentado anteriormente, quanto menor for a frequência do feixe de US, maior a profundidade que o feixe atinge. Assim, é possível concluir que, os US

com 3MHz são absorvidos superficialmente enquanto os US de 1MHz penetram em tecidos mais profundos provocando aquecimento seletivo nos tecidos que atravessam. Contudo, e segundo modelos teóricos, os US de 3MHz por serem absorvidas à superfície, conduzem a um aumento de temperatura superior nos tecidos que atingem (6).

Além dos fatores enumerados, existem outros que afetam o aquecimento dos tecidos tal como a circulação sanguínea que contribui para diminuir a temperatura dos tecidos uma vez que conduz o sangue para uma região quente assim como a reflexão dos US em interfaces músculo/osso que ronda os 35%, contribuindo para o aquecimento do tecido muscular. Para homogeneizar a distribuição de calor, deve movimentar-se o transdutor. Este procedimento permite também atuar em toda a área lesada (4).

O aquecimento dos tecidos ocorre quando se opera em modo contínuo bem como em modo pulsado, dependendo apenas da intensidade total à qual o paciente é submetido. Independentemente de se usar US em modo contínuo ou pulsado,  $I_{SATP}$  compreendidas entre 0,1 e 0,2 W/cm<sup>2</sup> são suficientes para conduzir ao aumento da temperatura dos tecidos; motivo pelo qual não ocorrem apenas efeitos não-térmicos (4).

### **3.3.2 Efeitos não-térmicos**

Além dos efeitos térmicos mencionados, os US têm efeitos mecânicos nos tecidos biológicos que incluem a cavitação e os microfluxos acústicos. Como já foi mencionado, é impossível dissociar a componente térmica da não-térmica. Todavia, para prevalecer a componente não-térmica associada aos US utilizam-se tipicamente duas modalidades de tratamento: modo contínuo de baixa intensidade e modo pulsado (4) (6).

No primeiro caso, o aquecimento do tecido é insignificante pelo facto de se usarem baixas intensidades. A utilização de um tratamento em modo pulsado, permite o arrefecimento dos tecidos durante o tempo *off* (7).

#### **3.3.2.1 Cavitação**

A cavitação corresponde à formação de bolhas de gás que expandem e comprimem à medida que as ondas de US induzem mudanças de pressão dos tecidos que atravessam. Tal como se observa na Figura 9, a cavitação pode classificar-se como estável e instável (4).

Na cavitação estável, as bolhas de ar expandem e contraem de forma repetida e semelhante, em resposta a variações de pressão repetidas durante muitos ciclos acústicos (6). Desta forma, durante a fase de compressão dos US, as bolhas de gás ou vapor presentes nos tecidos são comprimidas enquanto na fase de rarefação expandem (4).

O fenómeno de cavitação instável implica o crescimento das bolhas de gás ao longo de vários ciclos resultando na implosão destas. A implosão destas bolhas tem como consequência um aumento local da temperatura e conduz à formação de radicais livres (4).

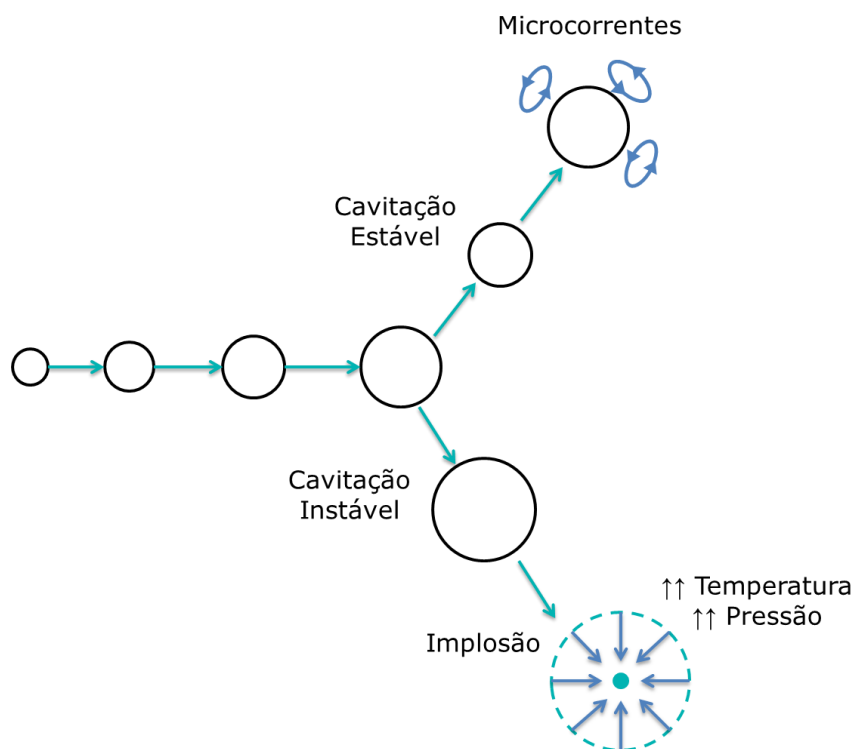


Figura 9 Cavitação estável e instável (Adaptado de (10)).

Os benefícios terapêuticos estão associados à cavitação estável uma vez que a cavitação instável, pelos seus efeitos, causa danos nos tecidos circundantes. Torna-se evidente que a cavitação instável deve ser evitada: este tipo de fenómeno físico é potenciado pela aplicação de US com elevadas intensidades e baixas frequências assim como pela produção de ondas estacionárias nas interfaces entre tecidos biológicos. Conclui-se então que, em aplicações terapêuticas, dificilmente poderão ocorrer fenómenos de cavitação instável uma vez que se usam baixas intensidades e frequências superiores às que desencadeiam estes processos físicos (4).

A cavitação resulta num aumento do fluxo de fluido intersticial nas proximidades das bolhas de gás (7).

### 3.3.2.2 Microfluxos Acústicos

Os microfluxos são movimentos unidireccionais de fluidos ao longo das membranas celulares resultantes da pressão mecânica existente ao longo do campo acústico. Os microfluxos acústicos estão na origem de elevadas tensões de viscosidade, que podem alterar a estrutura e função da membrana induzindo alterações na permeabilidade da mesma. Estas modificações na membrana podem alterar a permeabilidade aos iões sódio e cálcio - importantes no processo de cura. Não havendo danificação da membrana celular, os microfluxos acústicos têm potencial terapêutico na medida em que contribuem para a acelerar a regeneração do tecido (7).

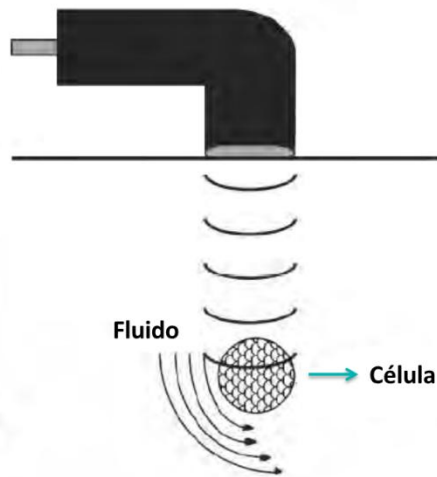


Figura 10 –Os microfluxos consistem no movimento unidirecional dos fluidos ao longo das membranas celulares (Adaptado de (4)).

Como referido, os efeitos não-térmicos dos US nos tecidos biológicos têm benefícios terapêuticos no tratamento de tecidos danificados. Dos efeitos não-térmicos em tecidos biológicos podem destacar-se a reparação dos tecidos moles através da estimulação dos fibroblastos uma vez que estes conduzem ao aumento da síntese proteica, à regeneração do tecido, induzem o aumento do fluxo sanguíneo em tecido com esquia crónica, contribuindo também para o processo de regeneração do tecido ósseo após fratura (4).

É necessário destacar que os efeitos não-térmicos (cavitação e microfluxos acústicos) são maximizados quando se minimizam os efeitos térmicos, portanto, utilizando uma  $I_{SATP}$  variável entre 0,1 e 0,2W/cm<sup>2</sup> em modo contínuo ou uma intensidade de 1W/cm<sup>2</sup> com ciclo de trabalho de 20% em modo pulsado (4).



## **Capítulo 4**

Aplicação dos Ultrassons  
Terapêuticos



Apesar dos dispositivos de US serem utilizados regularmente em clínicas de Medicina Física e Reabilitação, a adequação dos parâmetros do tratamento ao tipo de lesão tem ainda como base muitos conhecimentos adquiridos ao longo da experiência dos terapeutas. Apresenta-se seguidamente uma discussão dos parâmetros que afetam o tratamento como seja a frequência do mesmo, a duração e os métodos de acoplamento. Posteriormente serão enumeradas as aplicações terapêuticas em meio clínico.

#### 4.1 Frequência do Tratamento

Tipicamente, situações agudas requerem tratamentos de curta duração e frequentes durante um curto período de tempo enquanto condições crônicas exigem tratamentos longos que devem ser realizados espaçados temporalmente (4) (10).

Situações clínicas agudas devem ser tratadas utilizando baixas intensidades ou US pulsado, diariamente durante 6 a 8 dias a menos que o paciente continue com dor ou edema. Em condições crônicas, quando os sintomas agudos subsistem, o tratamento deve ser realizado em dias alternados e continuar até existirem melhorias notórias (4).

Assumindo que todos os parâmetros escolhidos no gerador de US são os adequados, se não for registada nenhuma melhoria durante os 3/4 primeiros tratamentos deve interromper-se a terapia ou alterar-se os parâmetros (como o ciclo de trabalho ou a frequência) utilizados (7).

#### 4.2 Duração do Tratamento

A duração do tratamento deve ser curta rondando um período entre 5 a 10 minutos, contudo, este tempo pode ser insuficiente. A duração do tratamento está dependente de vários fatores: da área a ser tratada, da intensidade (em  $W/cm^2$ ), da frequência e do aumento de temperatura desejado nos tecidos biológicos (4). Conforme se evidencia na Figura 11 e na Tabela 5, a aplicação clínica determina se o objetivo é elevar a temperatura dos tecidos bem como o incremento pretendido (4).

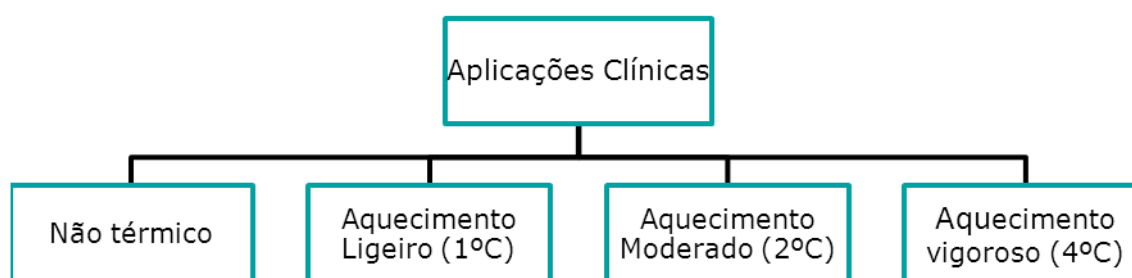


Figura 11 – Classificação e escala de aquecimento (Adaptado de (4)).

Os US devem ser aplicados numa área com dimensões duas vezes superior à ERA do transdutor. Se for desejado induzir efeitos térmicos numa área superior, o tempo de tratamento deve ser alargado. Aumentando a intensidade acústica, deve reduzir-se o tempo de tratamento sendo também o recíproco válido (4) (10).

Tabela 5 – Efeitos fisiológicos provocados pelo aumento da temperatura (Adaptado de (4)).

Efeito	Aumento da Temperatura	Aplicação
<b>Não Térmico</b>	Inexistente (37,5°C)	Lesão aguda, Edema
<b>Aquecimento Ligeiro</b>	1°C (38,5°C)	Lesão sub-aguda, hematoma
<b>Aquecimento Moderado</b>	2°C (39,5°C)	Inflamação crónica, dor
<b>Aquecimento Vigoroso</b>	4°C (41,5°C)	Extensão do Colagénio

A frequência do US (em MHz) determina tanto a profundidade de penetração do feixe como condiciona também a taxa de aquecimento do tecido biológico. A energia produzida por um feixe de US de 3MHz é absorvida cerca de três vezes mais rapidamente que a energia de um feixe com 1MHz de frequência, resultando num aquecimento mais rápido do tecido. Deste modo, a utilização de US com 3MHz requer um tempo de tratamento menor (4).

O aumento de temperatura que se pretende induzir nos tecidos é também um dos fatores determinantes da duração do tratamento. A Tabela 6 traduz o aumento de temperatura por minuto e por  $W/cm^2$ , em tecido muscular, para algumas intensidades e para as frequências mencionadas (4).

Tabela 6 – Taxa de Aquecimento por minuto (Adaptado de (4)).

Intensidade ( $W\ cm^2$ )	1MHz	3MHz
<b>0,5</b>	0,04°C	0,3°C
<b>1,0</b>	0,2°C	0,6°C
<b>1,5</b>	0,3°C	0,9°C
<b>2,0</b>	0,4°C	1,4°C

### 4.3 Meio de Acoplamento

Como referido anteriormente, grande parte da energia dos US é refletida em interfaces do tipo ar/tecido biológico. Por forma a garantir que a maior parte da energia é transmitida para o doente, a face do transdutor deve permanecer em contacto perfeito com a superfície do tecido. Se o ângulo entre a face do transdutor e a pele for superior a 15º grande parte da energia será refletida e os efeitos do tratamento serão minimizados (4) (14).

A reflexão na interface ar/tecido pode ser substancialmente reduzida utilizando um meio de acoplamento. A finalidade do meio de acoplamento é eliminar o ar que possa existir entre o transdutor e a superfície da pele. A impedância acústica do meio de acoplamento deve apresentar um valor intermédio entre a impedância acústica do transdutor e impedância do tecido. A este requisito acresce a necessidade do meio de acoplamento possuir um baixo coeficiente de absorção para minimizar a atenuação do feixe de US no meio de acoplamento (4).

É importante assegurar que o meio de acoplamento não possui bolhas de ar enquanto o tratamento decorre além de ser importante a utilização de um meio de acoplamento viscoso, atuando como lubrificante enquanto o terapeuta move o transdutor ao longo da pele do paciente (7).

O meio de acoplamento deve ser aplicado na pele do paciente e o transdutor deve estar em contacto com o meio de acoplamento antes de se acionar o dispositivo. Se, por qualquer motivo, o transdutor não estiver em contacto com a pele por via do meio de acoplamento, o transdutor pode ficar danificado ou sobreaquecer (4).

A água apresenta-se como um bom meio de acoplamento contudo a baixa viscosidade deste líquido reduz a sua aplicabilidade no tratamento de algumas superfícies. Tipicamente são utilizados géis solúveis em água pois trata-se do material que melhor cumpre os requisitos referidos anteriormente. A sua desvantagem prende-se com o facto de poder danificar a superfície do transdutor se este não for convenientemente higienizado e também pelo facto de se tornar menos eficiente em superfícies muito irregulares onde o transdutor não consiga o contacto adequado com o local de tratamento (4).

#### **4.4 Técnicas de Aplicação**

O tipo e localização da lesão condiciona o tratamento e realizar assim como o método de acoplamento utilizado. Existem três técnicas de aplicação:

- Contacto direto;
- Imersão;
- Balão (10).

##### **4.4.1 Contacto Direto**

Trata-se da técnica mais utilizada e necessita de contacto direto entre o transdutor e a pele sendo imprescindível a existência de um material de acoplamento entre estes (ver Figura 12). Uma camada de gel deve ser aplicada na zona lesada, em quantidade suficiente que permita estabelecer um bom contacto entre a pele e o transdutor, não permitindo a formação de bolhas de ar no meio de acoplamento (4).



Figura 12 – Aplicação de US utilizando como meio de acoplamento um gel (4).

A referida técnica deve ser utilizada sempre que a superfície da região lesada tenha dimensões superiores às dimensões do transdutor. Assim sendo, se a

área lesada for de pequenas dimensões, deve utilizar-se também um transdutor reduzido por forma a cumprir a premissa acima (10).

#### 4.4.2 Imersão

Apesar da técnica de contacto direto ser a mais utilizada, a imersão em água apresenta-se vantajosa em situações muito específicas. Recorre-se a esta metodologia quando a área de tratamento é inferior à área do transdutor ou se esta apresenta uma superfície irregular com proeminências; a mão é um exemplo que se encaixa nestas restrições, tal como ilustrado na Figura 13 (4).



Figura 13 – Técnica de imersão (4).

O transdutor deve ser movido paralelamente à superfície a uma distância entre 0,5 e 1cm. Por este motivo, a intensidade dos US que atingem a superfície é consideravelmente menor que a emitida pelo transdutor devendo aumentar-se este parâmetro em 50% (4).

#### 4.4.3 Balão

Esta técnica apenas se executa se não houver possibilidade de se realizarem as técnicas descritas anteriormente. Consiste no enchimento de um balão com água sendo este revestido exteriormente com uma camada de gel para garantir o contacto mais eficaz (ver Figura 14). O elevado número de superfícies existentes entre o transdutor e a pele do doente é o maior inconveniente desta técnica, dando origem a uma elevada atenuação do sinal (4).



Figura 14 – Técnica do balão, utilizada numa superfície irregular (4).

#### **4.5 Movimento do transdutor**

A aplicação terapêutica dos US pode ser realizada de duas formas distintas: mantendo o transdutor fixo na mesma posição ou movimentando-o sobre a pele do paciente (7).

A primeira técnica denomina-se por estacionária e é utilizada essencialmente no tratamento de pequenas lesões ou quando se usa US pulsado e de baixa intensidade. No entanto, devido à não-uniformidade do feixe, a distribuição de energia no tecido não é homogênea, criando regiões no tecido que facilmente podem ser lesadas. Foi demonstrado que esta abordagem terapêutica tem consequências nefastas para o indivíduo: interrupção do fluxo sanguíneo, agregação de plaquetas, danificação do sistema venoso. São estes os motivos que estão na rejeição desta abordagem (4).

A movimentação do transdutor durante o período de tratamento proporciona uma distribuição mais homogênea da energia na zona lesada, principalmente se o transdutor possuir um valor elevado de BNR, reduzindo-se, deste modo, os efeitos nocivos das ondas estacionárias. Preferencialmente, devem ser realizados movimentos circulares por forma a cobrir toda a região lesada (de dimensões duas a três vezes superiores à ERA do transdutor). A velocidade à qual se movimenta o transdutor está dependente do BNR do transdutor: quanto maior o BNR, mais rapidamente se deve mover o transdutor. Contudo, a movimentação rápida do transdutor tem como consequência um decréscimo da energia absorvida por unidade de área (4) (10).

Durante a administração de US, é possível que o terapeuta aplique pressão em excesso ao transdutor. Este incremento pode afetar a resposta fisiológica e em consequência, o resultado do tratamento. A pressão excessiva exercida no transdutor pode resultar na danificação do cristal no transdutor ou causar desconforto no paciente. Recomenda-se então que o terapeuta aplique uma pressão firme e consistente ao longo do tratamento (4).

#### **4.6 Aplicações Terapêuticas**

A terapia com recurso a US é uma terapia medicamente reconhecida como sendo das mais eficazes e utilizadas no tratamento de lesões ósseas e tecidos moles. Seguidamente apresentam-se várias aplicações do US terapêutico em ambiente clínico.

##### **4.6.1 Reparação e Cicatrização de Tecido Mole**

A reparação dos tecidos moles é acelerada tanto pelos efeitos térmicos como não-térmicos. Este processo envolve três fases distintas: inflamação, proliferação e remodelação. Apesar dos US não possuírem qualquer efeito anti-inflamatório, estes contribuem para acelerar a fase inflamatória (4) (10).

Um único tratamento pode estimular a libertação de histamina pelos mastócitos. Este mecanismo pode ser atribuído principalmente aos efeitos não-térmicos de cavitação e microfluxos que conduzem ao aumento do transporte de iões cálcio através da membrana. A histamina induz a vasodilatação atraindo os leucócitos, agente responsável pela fagocitose dos restos celulares e agentes patogénicos (4).

Durante a proliferação, os US estimulam os monócitos na produção de agentes quimiotáticos e fatores de crescimento que estimulam os fibroblastos. Estas células, quando expostas a US são estimuladas a produzir mais colagénio favorecendo a produção de tecido conectivo (4).

Durante a remodelação, os US têm um papel fundamental na forma como o colagénio recém-formado é depositado. A arquitetura tridimensional destas fibras tem um papel fulcral na criação das condições favoráveis para o crescimento e desenvolvimento do novo tecido, proporcionando a cicatrização mais eficiente (4) (8).

São vários os estudos que demonstram que a aplicação do US em tecidos cicatriciais apresenta benefícios comparativamente aos tecidos onde a terapia não foi realizada, sendo que os primeiros apresentam melhores propriedades mecânicas (4) (8).

#### **4.6.2 Tecido cicatricial e contratura articular**

Como já fora mencionado, as fibras de colagénio realinham-se segundo as orientações das linhas de tração. Este processo pode prolongar-se durante meses ou anos. No tecido cicatricial, o colagénio nunca atinge o mesmo padrão, sendo mais fraco e menos elástico do que o tecido normal antes da lesão. O tecido cicatricial nos tendões, ligamentos e em cápsulas nas redondezas das articulações pode produzir contraturas articulares limitando os movimentos (4).

Neste tipo de lesões o aumento de temperatura nos tecidos apresenta benefícios uma vez que promove o incremento de elasticidade e o decréscimo da viscosidade das fibras de colagénio. Se os tecidos das proximidades das articulações são ricos em colagénio, os US são a modalidade de tratamento preferencial (4) (7).

Os benefícios terapêuticos dos US têm sido continuamente testados por diversas equipas, corroborando o seu potencial terapêutico. Os estudos, na sua maioria, são realizados com a finalidade de avaliar quais as energias que otimizam os benefícios sem provocarem danos na estrutura biológica (16).

Tem sido demonstrado que os US aumentam a mobilidade do tecido cicatricial. A extensibilidade do tecido aumenta quando se aplica US com elevada intensidade, uma vez que está na origem do aumento da temperatura dos tecidos (4).

No tratamento desta tipologia de lesões, a maioria dos estudos realizados atesta que a abordagem terapêutica mais adequada consiste na aplicação de US em modo contínuo com intensidades moderadas entre 0,5 e 2,0W/cm<sup>2</sup> (4).

#### **4.6.3 Inflamação Crónica**

Existem vários estudos clínicos que discutem os efeitos terapêuticos dos US em inflamações crónicas como tendinites, bursites e epicondilites. O tratamento de tendinites com US tem como efeito a redução da dor e fragilidade aumentando a mobilidade dos tecidos, à semelhança do que acontece no tratamento das inflamações crónicas referidas (4).

Consoante o tipo de inflamação crónica, deve seleccionar-se o tratamento a seguir. No caso de tendinites e bursites deve aplicar-se US contínuo com intensidade variável entre 1,0 e 2,0 W/cm<sup>2</sup>. Um feixe de US pulsado com intensidade entre 1,0 e 2,0W/cm<sup>2</sup> e um ciclo de trabalho de 20% é mais indicado no tratamento de epicondilites. Nestas condições inflamatórias, demonstrou-se que os US, cujo efeito se traduz essencialmente no aumento da temperatura localmente, intervêm ativamente no aumento do fluxo sanguíneo e na redução da dor (4).

#### **4.6.4 Cicatrização Óssea**

Uma vez que o tecido ósseo é do tipo conectivo, a cicatrização desse tecido engloba as mesmas fases da cicatrização dos tecidos moles, sendo a principal diferença a deposição de cristais de hidroxiapatite (14).

Os parâmetros de tratamento mais adequados fazem uso de uma intensidade igual a 0,5W/cm<sup>2</sup>, com ciclo de trabalho igual a 20% e duração de cinco minutos, em sessões realizadas quatro vezes por semana (4).

Esta abordagem terapêutica aplicada durante as duas semanas após a fratura é suficiente para acelerar a união óssea. Contudo a aplicação de US em fraturas instáveis durante a formação da cartilagem pode originar a proliferação deste tipo de células tendo como consequência a regressão da união óssea. São os efeitos não-térmicos os responsáveis pelo aceleração da cicatrização óssea (4).

#### **4.6.5 Tratamento da dor**

Apesar da finalidade principal da terapia com US não ser a redução da dor no doente, vários estudos evidenciam esta relação.

Têm sido propostos vários mecanismos que podem explicar a redução da dor nos pacientes submetidos a esta terapia. Um dos mecanismos consiste na elevação do *threshold* das terminações livres dos neurónios através dos efeitos térmicos. Outro consiste na redução da dor através do calor produzido pelos US nas fibras nervosas mielinizadas; desta forma a redução da dor ocorre através do mecanismo de propagação (4).

#### **4.6.6 Fonoforese**

A fonoforese é uma técnica na qual se utilizam US como meio de administração transdérmica de fármacos (ver Figura 15). Paralelamente à fonoforese, a iontoforese consiste também na administração de fármacos, recorrendo a corrente elétrica (10).

Possivelmente a maior vantagem da fonoforese consiste no facto do fármaco ser administrado de forma segura, sem dor para o doente e de forma não invasiva. O transporte ativo ocorre como resultado dos efeitos térmicos e não-térmicos que combinados permitem aumentar a permeabilidade do estrato córneo (camada mais externa da pele), ainda que o efeito seja potenciado por parâmetros térmicos, são favorecidos os mecanismos de difusão ao longo do estrato (4).

Além da substância ativa seguir tendencialmente o caminho do feixe, deve frisar-se que uma vez que o medicamento penetra a camada córnea, a circulação

sanguínea vai promover a difusão da molécula a partir da região onde esta se encontra em elevada concentração, espalhando-se por todo o organismo (4).

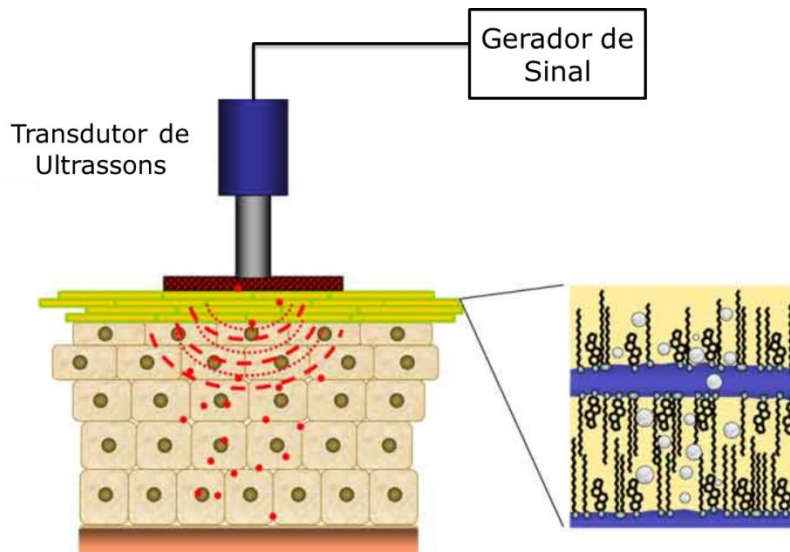


Figura 15 – Princípio fisiológico da fonoforese (Adaptado de (17)).

Ao contrário da iontoforese que permite apenas a aplicação transdérmica de iões, a fonoforese pode ser utilizada na condução de todo o tipo de moléculas. Utilizando os US como motor de difusão é possível reduzir a probabilidade de lesão ou queimadura da pele e, por outro lado, aumentar o seu potencial de penetração (4) (10).

Na generalidade dos casos, as classes de fármacos aplicados são anti-inflamatórios, como seja a hidrocortisona, o cortisol, os salicilatos ou a dexametasona ou os analgésicos como a lidocaína. Uma vez selecionada a fonoforese como modalidade terapêutica, é necessário selecionar rigorosamente o fármaco a administrar de acordo com a patologia do doente. Uma vez que a fonoforese permite aumentar a permeabilidade dos estratos superficiais, esta apresenta vantagens evidentes quando comparado à administração tópica de soluções (4).

Nesta aplicação terapêutica, utilizam-se tanto o modo pulsado como o contínuo. Este último é aplicado com intensidade tal que permita produzir efeitos térmicos que induzam a resposta pró-inflamatória. Se o objetivo é diminuir a inflamação, US pulsado com baixa  $I_{SATP}$  será a melhor escolha (4).

#### 4.7 Contraindicações

Apesar das vantagens evidentes e já referidas dos US terapêuticos, existem algumas situações nas quais esta terapia não deve ser aplicada. As contra-indicações dos US resumem-se a:

- **Tumor maligno**

Caso faça parte do historial clínico do doente alguma neoplasia, este não deve ser submetido a terapia com US uma vez que este tipo de ondas pode acelerar o crescimento celular. Em caso de neoplasia, o único tratamento eficaz



consiste na administração de um feixe de US focado de alta intensidade (HIFU, Ultrassons de Elevada Intensidade Focalizados) (10).

- **Olhos**

Os ultrassons de elevada intensidade, não devem ser aplicados nas proximidades dos olhos uma vez que o calor dissipado pode danificar tanto a lente como a retina. Desta forma, os fenómenos de cavitação podem estar na origem do deslocamento da retina (4).

- **Órgãos reprodutores**

Os parâmetros de tratamento utilizados em terapia podem afetar a formação de gâmetas femininos e masculinos (4).

- **Período de gravidez**

Uma vez que o aumento da temperatura local é uma das consequências dos US terapêuticos, a hipertermia durante a maternidade é apontada como a causa de anomalias no feto (atraso no crescimento, microftalmia, mielodisplasia, defeitos nas fibras nervosas, hipoplasia do sacro e microcefalia) motivo pelo qual não é recomendada a terapia com US em grávidas (4) (10).

- **Coração**

Devem ser tomadas algumas precauções quando a área lesada se situa próximo do coração, pois os US podem induzir algumas modificações no batimento normal deste, podendo provocar arritmias cardíacas visíveis no traçado anormal do eletrocardiograma (ECG) (10).

- **Sistema Nervoso Central (SNC)**

A lesão do SNC por via dos UST não é comum uma vez que esta estrutura se encontra protegida por estruturas ósseas como o caso da coluna vertebral e do crânio. O risco maior ocorre se um doente sujeito a uma laminectomia acima da vértebra L2, for submetido a um tratamento com US terapêuticos nas proximidades (10).

- **Áreas com perda de sensibilidade**

Este tipo de posologia terapêutica não deve ser aplicado em doentes com perda de sensibilidade uma vez que na eventualidade de existir algum efeito adverso sensitivo, este doente não transmite o feedback ao terapeuta (10).

- **Implantes de cimento ósseo, próteses plásticas ou metálicas**

Tanto os cimentos ósseos como as próteses plásticas são responsáveis pela absorção dos US resultando num aumento de temperatura destes materiais. O mesmo não acontece com as próteses metálicas: os metais têm baixo coeficiente de absorção, motivo pelo qual os US são refletidos na interface provocando sobreaquecimento dos tecidos adjacentes. Por estes motivos, deve evitar-se a aplicação de US nas proximidades destes implantes uma vez que podem ter consequências nefastas para o doente (4) (10).

- **Doentes portadores de pacemaker**

Estes doentes correm o risco do tratamento interferir com o funcionamento normal do pacemaker. Estas interferências podem ocorrer tanto ao nível do circuito elétrico como podem resultar no aquecimento dos tecidos ou do próprio dispositivo uma vez que este tem na sua constituição materiais plásticos e metálicos (10).

- **Tromboflebite**

Doentes com problemas vasculares que envolvam tromboflebitas não devem ser submetidos a terapia com US uma vez que esta pode resultar num desvio ou desprendimento de um coágulo. O desprendimento pode resultar na obstrução de um vaso sanguíneo (4).

Por forma a evitar que o tratamento ponha em causa a integridade física do doente, o terapeuta deve realizar um inquérito ao doente antes de iniciar o tratamento por forma a evitar o agravamento da lesão ou o dano de outra estrutura.



## **Capítulo 5**

### Requisitos Técnicos do Dispositivo

Nos capítulos anteriores foram elaborados os aspetos físicos associados aos ultrassons, os seus benefícios terapêuticos e as diferentes modalidades de aplicação.

Neste capítulo pretende-se descrever os requisitos do DM que será desenvolvido. De modo a se selecionarem as características que este deveria possuir e que o levassem a ser competitivo comercialmente, realizou-se primeiramente um pequeno estudo de mercado. Este estudo permitiu, também, perceber qual o estado da arte desta tecnologia, apurando quais as próximas inovações tecnológicas deste tipo de equipamentos médicos.

### **5.1 Estudo de mercado**

Como referido, o estudo de mercado realizado teve como principal objetivo analisar as características técnicas dos dispositivos médicos terapêuticos utilizando ultrassons ao nível do mercado nacional.

Para o efeito, foram consultadas três distribuidoras de equipamento: a Medicineto, a BTL e a Sorisa. As características dos dispositivos estudados estão presentes no anexo I: Estudo de Mercado.

#### **5.1.1 Conclusão dos estudos**

O estudo de mercado realizado junto das principais distribuidoras de equipamento médico a nível nacional, permitiu concluir que a maioria dos equipamentos disponíveis opera com 1 e 3MHz; excetuando-se apenas o *Physioson Basic* e o *Pulson 100* que apenas permitem tratamentos utilizando ondas mecânicas com frequência igual a 1MHz (18) (19).

Todos os dispositivos considerados permitem a realização de tratamentos em modo contínuo e pulsado. Contudo, no que diz respeito à emissão pulsada, os ciclos de trabalho apresentam variabilidade entre eles.

Neste tipo de dispositivos utilizados em MFR, as principais características diferenciadoras são o facto de existir a possibilidade de se realizarem terapias combinadas (nomeadamente a utilização de um dispositivo de eletroterapia acoplado ao de UST), assim como o facto de um único dispositivo permitir o tratamento em simultâneo de dois doentes com lesões diferentes. A definição de programas terapêuticos ajustados a diferentes lesões, bem como a possibilidade do próprio terapeuta definir e guardar um programa terapêutico para aplicar num doente numa sessão *a posteriori* e a existência de um programa de dosagem, são também fatores diferenciadores destes produtos no mercado, uma vez que permitem auxiliar o terapeuta na sua função.

Apresentadas as características que distinguem muitos dos equipamentos de UST, no que concerne à geração de sinal, *software* e apresentação da informação, é necessário referir que as características do transdutor do equipamento são também um factor a considerar aquando da aquisição de um dispositivo de US terapêuticos.

As áreas dos transdutores são, na maioria dos equipamentos considerados, iguais a 1 e 4 cm<sup>2</sup>. Destacam-se os equipamentos *Physioson Basic* e *Expert* que possuem transdutores com áreas iguais a 2,5 e 5cm<sup>2</sup>. De realçar que o *Pulson 200* e *Phyaction UB* possuem apenas um transdutor de 4cm<sup>2</sup> (19) (20) (21).

É necessário referir, também, que parte dos dispositivos analisados possuem transdutores multifrequência e são estanques por forma a permitirem tratamentos subaquáticos.

## 5.2 Arquitetura do Sistema

Tal como os demais dispositivos médicos desenvolvidos pela Exatronic, nomeadamente um equipamento que permite a aplicação transdérmica de fármacos através do uso de corrente elétrica, a arquitetura do dispositivo a desenvolver apresenta-se na Figura 16:

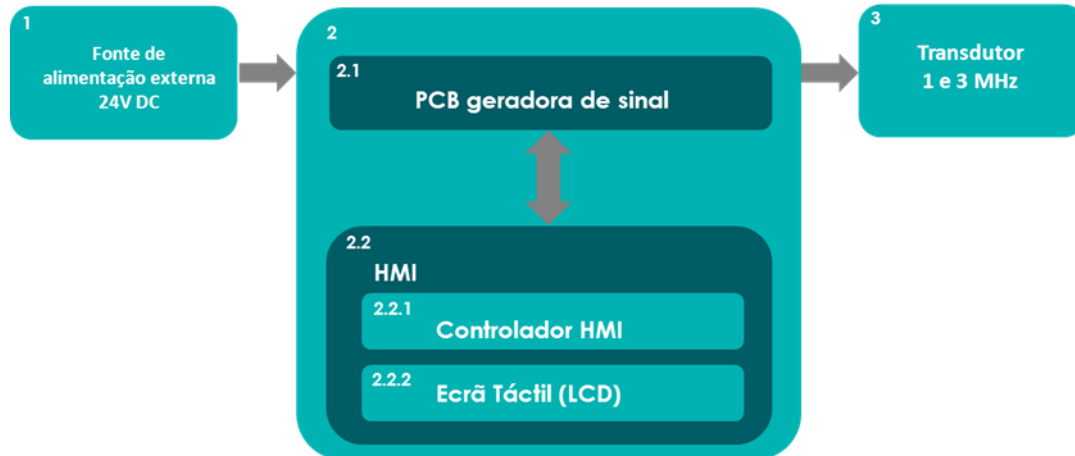


Figura 16 – Arquitetura do dispositivo de US (Adaptado de (15)).

De acordo com o esquema apresentado, o dispositivo é constituído por três componentes principais enumerados por 1, 2 e 3:

1. Fonte de alimentação - certificada medicamente, que converte a tensão da rede pública nacional (230V 50-60Hz) em 24VDC;
2. Circuito central - constituído por duas componentes principais 2.1 e 2.2:
  - 2.1. Circuito elétrico que recebe as informações de 2.2 e gera o sinal consoante a informação recebida;
  - 2.2. Placa de Processamento - responsável pela comunicação com o terapeuta através de:
    - 2.2.1. Placa que recebe e controla os *inputs* do terapeuta provenientes de 2.2.2 e que posteriormente serão enviados a 2.1;
    - 2.2.2. LCD onde o terapeuta, através de um ecrã tátil, insere as opções que pretende para realizar determinada terapia;
3. Transdutor - elemento fundamental de conversão do sinal elétrico em ondas acústicas (15).

## 5.3 Sinal elétrico

O sinal elétrico à saída da placa geradora de sinais é responsável pela excitação do cristal piezoelétrico, constituinte do transdutor, que o transforma posteriormente numa onda mecânica. Desta forma, as características da onda mecânica dependem inteiramente do sinal elétrico que lhe deu origem. O sinal de excitação do transdutor está representado na Figura 17:

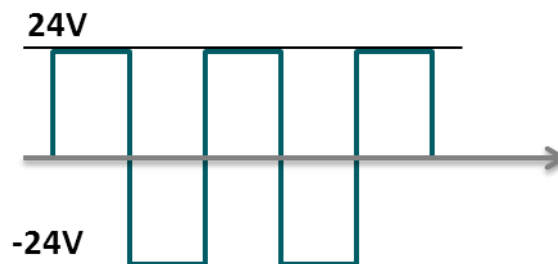


Figura 17 – Sinal de excitação do transdutor.

Uma vez que o dispositivo poderá emitir a frequência de 1 e 3MHz assim como em modo contínuo e pulsado, a Tabela 7 sistematiza as características das ondas emitidas, sendo que durante o tempo *on* a onda emitida pelo dispositivo está representada na Figura 17.

Tabela 7 – Tempos de emissão dos modos pulsado e contínuo.

	1MHz	3MHz
Modo Contínuo	Tempo de tratamento	Tempo de tratamento
Modo Pulsado	$f_{\text{modulação}}=16,48,100 \text{ Hz}$ Ciclo de Trabalho=25,33,50%	$f_{\text{modulação}}=16,48,100 \text{ Hz}$ Ciclo de Trabalho=25,33,50%

### 5.4 Transdutores

A seleção dos acessórios do dispositivo de ultrassons terapêutico é de certa forma simples, uma vez que estes devem obedecer a alguns requisitos básicos como a frequência de emissão e deve proceder-se ao ajustamento da tensão e corrente à entrada do transdutor para que a potência emitida seja inferior a  $3\text{W}/\text{cm}^2$ . A Figura 18 ilustra a estrutura dos transdutores de US. Seguidamente é feita uma descrição da sua composição, identificando os materiais que os constituem, as suas dimensões típicas e o modo de operação dos mesmos.

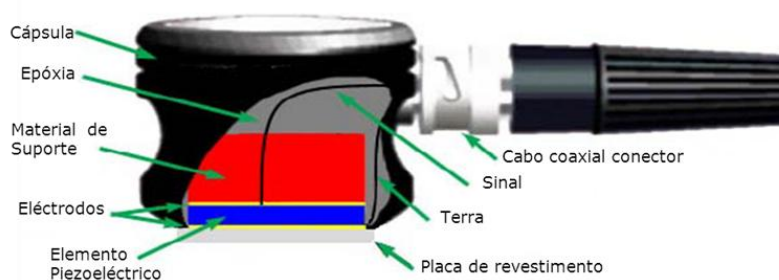


Figura 18 – Estrutura de um transdutor de US (15).

Como apresentado na Figura 18, os transdutores de US possuem uma cerâmica de efeito piezoelétrico, nomeadamente Titanato-Zirconato de Chumbo (PZT, *Lead Zirconate Titanate*), posicionada entre dois eléctrodos. Um dos eléctrodos é a terra e o outro é o sinal; deste modo, pode criar-se uma diferença de potencial

nas faces da cerâmica permitindo a conversão do sinal elétrico num sinal acústico (22).

Este sinal, com origem no efeito piezoelétrico inverso é transferido primeiramente à placa que reveste a cerâmica. A face posterior da cerâmica está em contato com um material de suporte e, a preencher o restante espaço, é inserida uma resina (22).

Como referido, o presente trabalho é uma continuação de outro desenvolvido *a priori*, o qual conduziu à aquisição de transdutores de US pela Exatronic. Os transdutores obtidos (Figura 19) reúnem características específicas que os tornam possíveis de serem utilizados no dispositivo de UST. Numa primeira fase foram adquiridas três sondas; duas de 1MHz (com ERA iguais a 1 e 4cm<sup>2</sup>) e uma de 3MHz e ERA igual a 4cm<sup>2</sup>.

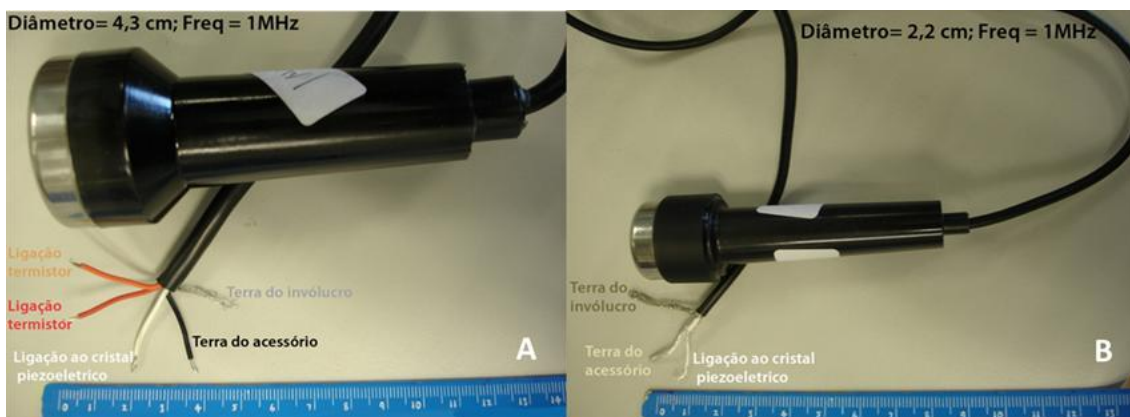


Figura 19 – Transdutores: A – Transdutor com ERA igual a 4cm<sup>2</sup>;B - Transdutor com ERA igual a 1cm<sup>2</sup> (Adaptado de (15)).

Durante os contactos estabelecidos entre a Exatronic e o fornecedor, solicitou-se que fosse introduzido um termistor que permitisse a avaliação contínua da temperatura do metal que reveste a cerâmica e que está em contacto direto com a região afetada. Deste modo, e uma vez que a sonda incorporada permite fazer a leitura da temperatura através do termistor, é possível cessar o tratamento caso a temperatura exceda o valor máximo estabelecido pela norma IEC 60601-1 (43°C), evitando-se queimaduras no doente (15).

Dos transdutores mostrados na Figura 19, apenas aquele com ERA superior possui um sensor de temperatura (cabos a vermelho e laranja); contudo, e numa fase posterior ao desenvolvimento da placa geradora de sinais, todos os transdutores serão fabricados com este tipo de sensor.

### 5.5 Programa Manual e Programas Terapêuticos Pré-definidos

O DM permitirá ao terapeuta operar em dois modos distintos: Programa Manual ou Programas Terapêuticos Pré-definidos (15).

O Programa Manual será utilizado idealmente por terapeutas mais experientes. Estes profissionais, através da sua experiência, adquiriram conhecimentos válidos sobre quais os *outputs* do DM mais adequados no tratamento de determinadas lesões. É o utilizador que define todos os parâmetros



passíveis de serem controlados como seja a duração do tratamento, intensidade e a frequência (15).

Paralelamente, estarão disponíveis Programas Pré-definidos, direcionados para lesões específicas. Uma vez que o DM terá uma Interface Homem-Máquina (HMI), a lista de programas terapêuticos será apresentada nessa interface, permitindo ao utilizador seleccionar, através do toque, a lesão a tratar. Esse *input* será enviado à placa de processamento que irá conduzir à geração do sinal adequado, através da placa geradora de sinal.

Tabela 8 – Programas terapêuticos pré-definidos (23).

Patologia	Indicação na HMI	Frequência (MHz)	Intensidade (W/cm <sup>2</sup> )	Modo	Duração (min)
Artrose	Artrose	1	1,0	Pulsado 100Hz-50%	8
Síndrome Radicular	SD-Radicular	1	0,5	Pulsado 100Hz-50%	8
Mialgia Vertebral	MG-Vertebral	1	1,0	Pulsado 100Hz-50%	6
Neuropatias Periféricas	NP-Periféricas	1	0,5	Pulsado 100Hz-50%	8
Consolidação de fraturas	CS-Fraturas	1	1,0	Pulsado 100Hz-50%	8
Bursite	Bursite	1	0,5	Pulsado 100Hz-50%	8
Tendovaginite	TC-Vaginite	1	0,5	Pulsado 100Hz-50%	8
Mialgia Aguda	MG-Aguda	1	1,2	Pulsado 100Hz-50%	8
Mialgia Crónica	MG-Crónica	1	1,0	Pulsado 100Hz-20%	7
Neuralgia Intercostal	NG-Intercostal	1	1,0	Pulsado 100Hz-20%	8
Celulite	Celulite	3	0,8	Contínuo	10
Quelóide e Cicatrizes	Cicatriz	3	0,6	Pulsado 100Hz-50%	8
Pós-Lipoaspiração	Pos-Lipo	3	1,0	Contínuo	10
Verrugas	Verrugas	3	0,8	Contínuo	8
Hematomas	Hematomas	3	0,6	Pulsado 100Hz-50%	8
Massagem Facial	MG-Facial	3	0,5	Pulsado 100Hz-20%	5
Dor aguda	Dor Aguda	3	0,8	Pulsado 100Hz-50%	6
Dor Crónica	Dor Crónica	3	1,0	Contínuo	10
Revitalização da pele	Rev-Pele	3	0,5	Pulsado 100Hz-20%	6
Edema	Edema	3	0,5	Pulsado 100Hz-50%	8

### 5.6 Programa de Dosagem

Como referido na secção 5.1.1 (Conclusão dos estudos), um factor diferenciador deste tipo de dispositivos consiste no facto destes possuírem *software*

que permita auxiliar o terapeuta na determinação da dosagem mais adequada ao tipo de lesão.

Este *software* torna-se especialmente vantajoso para os terapeutas com pouca experiência no manuseamento deste tipo de DMs, permitindo assim, uma atuação mais rápida no processo terapêutico.

O programa de dosagem apresenta também a vantagem de contribuir para a otimização do tratamento. Desta forma é possível, através de relatórios e imagens médicas, ajustar o tratamento de acordo com a localização, área e tipo de patologia. Esta é uma característica distinta dos programas pré-definidos; uma vez que estes são direcionados para uma lesão muito específica (15).

Tendo em conta o trabalho desenvolvido anteriormente pela Exatronic, concluiu-se que uma forma simples e intuitiva para implementar o programa de dosagem consistia num sistema sequencial no qual o terapeuta seleciona os parâmetros que se ajustam à lesão, como se apresenta nas figuras seguintes (15).

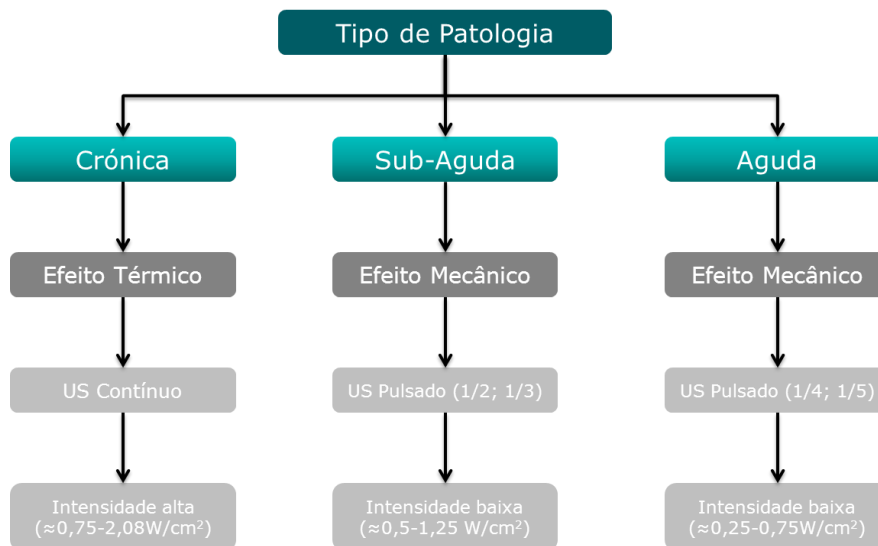


Figura 20 – Programa de Dosagem: Tipo de Patologia (Adaptado de (15)).

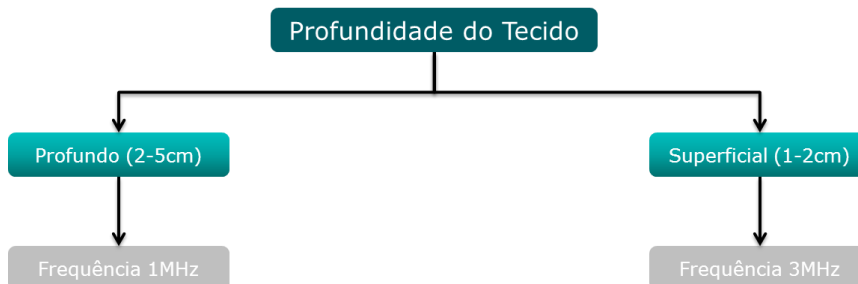


Figura 21 – Programa de Dosagem: Profundidade do Tecido (Adaptado de (15)).

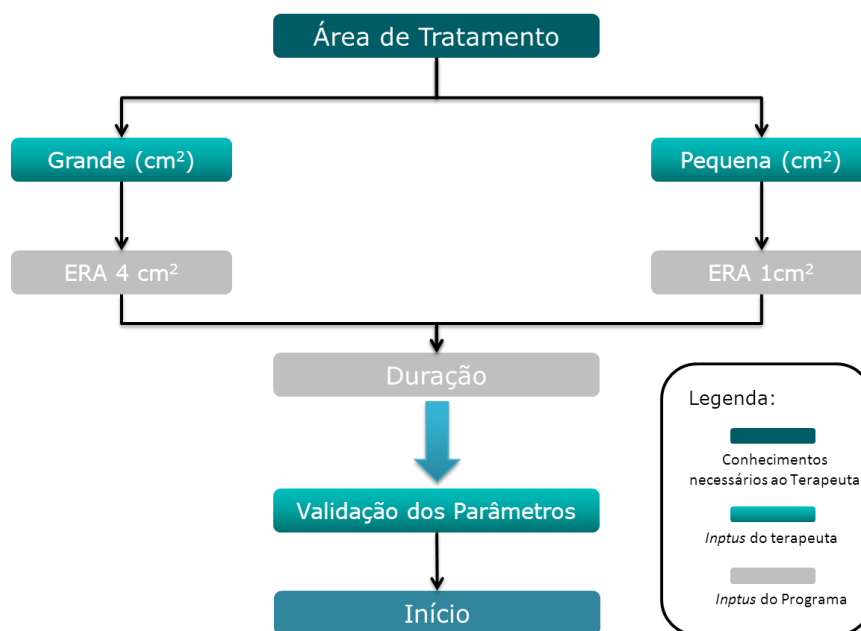


Figura 22 – Programa de Dosagem: Área de Tratamento (Adaptado de (15)).

O funcionamento deste programa de dosagem é simples. O terapeuta, com auxílio de documentação médica e inquirindo o doente consegue estimar a extensão da lesão bem como o tipo de lesão de que se trata. Assim, o terapeuta seleciona o tipo de patologia, a profundidade do tecido e a área de tratamento (representação a verde nas Figuras 20, 21 e 22), à medida que lhe forem apresentados os diagramas na HMI. Posteriormente, e de acordo com a informação introduzida, o programa seleciona os parâmetros mais indicados (representados a cinzento nas Figuras 20, 21 e 22). Finalmente, o terapeuta tem a opção de validar ou alterar algum dos parâmetros e inicia o tratamento (15).

Tabela 9 – Intensidades emitidas pelo DM para se atingir a intensidade necessária na zona da lesão, operando a uma frequência igual a 1MHz (15).

1MHz	Profundidade da Lesão (cm)						
Intensidade necessária na zona da lesão (W/cm²)	0,5	1	2	3	4	5	6
<b>1</b>	1,13	1,25	1,50	1,75	2,00	2,25	2,50
<b>0,9</b>	1,01	1,13	1,35	1,58	1,80	2,03	2,25
<b>0,8</b>	0,90	1,00	1,20	1,40	1,60	1,80	2,00
<b>0,7</b>	0,79	0,88	1,05	1,23	1,40	1,58	1,75
<b>0,6</b>	0,68	0,75	0,90	1,05	1,20	1,35	1,50
<b>0,5</b>	0,56	0,63	0,75	0,88	1,00	1,13	1,25
<b>0,4</b>	0,45	0,50	0,60	0,70	0,80	0,90	1,00
<b>0,3</b>	0,34	0,38	0,45	0,53	0,60	0,68	0,75
<b>0,2</b>	0,23	0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50
<b>0,1</b>	0,11	0,13	0,15	0,18	0,20	0,23	0,25

A intensidade a aplicar ao doente é selecionada pelo programa, tendo em conta as Tabelas 9 e 10. Para se obter uma determinada intensidade na região lesada, a intensidade emitida deve ser sempre superior uma vez que o feixe de US sofre atenuação nos tecidos que antecedem a região lesada. É importante referir também que, de acordo com o abordado em capítulos anteriores, a atenuação nos tecidos é superior quando se opera a frequências elevadas. Assim, para se obterem intensidades iguais numa lesão localizada à mesma profundidade, a intensidade emitida pelo DM deve ser superior caso se utilize um transdutor com frequência de 3MHz.

Tabela 10 – Intensidade a emitir pelo DM para se atingir a intensidade necessária na zona da lesão, operando com uma frequência igual a 3MHz (15).

3MHz Intensidade necessária na zona da lesão (W/cm <sup>2</sup> )	Profundidade da Lesão (cm)				
	0,5	1	2	3	4
1	1,20	1,40	1,80	2,20	2,60
0,9	1,08	1,26	1,62	1,98	2,34
0,8	0,96	1,12	1,44	1,76	2,08
0,7	0,84	0,98	1,26	1,54	1,82
0,6	0,72	0,84	1,08	1,32	1,56
0,5	0,60	0,70	0,90	1,10	1,30
0,4	0,48	0,56	0,72	0,88	1,04
0,3	0,36	0,42	0,54	0,66	0,78
0,2	0,24	0,26	0,36	0,44	0,52
0,1	0,12	0,14	0,18	0,22	0,26

A duração do tratamento é o último parâmetro calculado uma vez que depende dos valores previamente inseridos, sendo calculada através da seguinte equação (15):

$$Duração = 1min \times n^{\circ} \text{ de vezes que a ERA ocupa a área lesada} \times \text{fator de pulso} \quad (\text{Eq. 7})$$

O fator de pulso é calculado somando o numerador e denominador da fração reduzida representativa do ciclo de trabalho. Exemplificando,

$$n^{\circ} \text{ de vezes que a ERA ocupa a zona lesada} = 2$$

$$\text{ciclo de trabalho} = 25\% = 1/4$$

$$\text{fator de pulso} = 1 + 4 = 5$$

De forma, a duração do tratamento será:

$$Duração = 1 \text{ min} \times 2 \times 5 = 10min$$

O DM permite ao terapeuta guardar o programa que definiu para o tratamento de um doente. Assim, quando este regressar para nova sessão, basta ao terapeuta carregar o programa criado de acordo com as necessidades do doente, dispensando a definição dos parâmetros repetidas vezes (15).

### 5.7 Requisitos Definidos

Depois de abordados, ao longo dos capítulos anteriores, os requisitos que um dispositivo de ultrassons terapêuticos deve possuir, apresentam-se duas tabelas que sintetizam as especificações técnicas (ver Tabela 11) e as especificações de *software* (ver Tabela 12).

Tabela 11 – Especificações técnicas do dispositivo (15).

Caraterística	Descritivo
Área do Transdutor (ERA)	4cm <sup>2</sup> ou 1cm <sup>2</sup>
Cabeças Impermeáveis	Permite tratamentos subaquáticos
Modo	Contínuo e Pulsado
Tensão elétrica	24V
Potência total	<12W
Frequência de operação de US	1 e 3MHz
Frequência de Modulação	16, 48 ou 100Hz
Ciclo de Trabalho	25, 33, 50%
BNR	<8
Número de canais independentes	2

A frequência de modulação ( $f_m$ ) define a duração do ciclo no modo pulsado da seguinte forma:

$$\text{Tempo (on + off)} = \frac{1}{f_m} \quad (\text{Eq. 8})$$

Considerando caso em que a frequência de modulação é igual a 100Hz; o tempo de um ciclo será 10ms. Uma vez que o ciclo de trabalho pode ser de 25, 33 ou 50% o tempo *on* é, respetivamente, 2,5; 3,3 e 5ms.

Os valores da potência total e do BNR são definidos por normas de certificação uma vez que valores superiores aos estabelecidos pela legislação são prejudiciais para o doente.

Tabela 12 – Especificações de *software* (15).

Caraterística	Descritivo
Programas Pré-Definidos	20
Programas de Dosagem	Seleciona automaticamente os parâmetros a utilizar consoante a lesão
Memória para programas	>30
HMI	Intuitivo
Terapia Combinada	Possibilidade de conexão com outros equipamentos



## **Capítulo 6**

Desenvolvimento do  
*Hardware*

Depois de descritos os princípios físicos dos US e de enumerados os requisitos técnicos e de *software*, no presente capítulo apresenta-se o diagrama de blocos (ver Figura 23) do dispositivo a desenvolver assim como uma descrição detalhada de cada bloco.

### 6.1 Diagrama de Blocos

Apresentada a arquitetura do sistema, procedeu-se ao estudo de várias literaturas sobre dispositivos de ultrassons terapêuticos, com vista a definir a arquitetura mais adequada para o *hardware*.

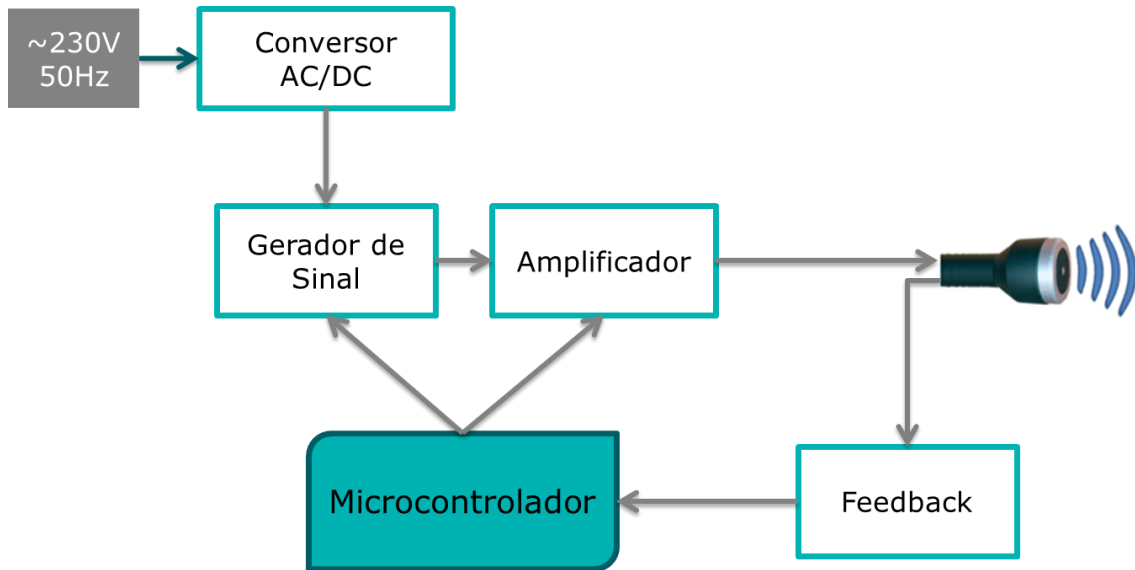


Figura 23 – Diagrama de blocos do *hardware* do DM.

Assim, o dispositivo a desenvolver será composto por uma fonte de alimentação, cuja entrada é a tensão da rede pública nacional (230V e 50-60Hz) e com tensão de saída DC de 24V.

Utilizando reguladores de tensão ajustáveis, os 24VDC são convertidos em 12VDC (utilizados como tensão de alimentação de alguns componentes com circuitos integrados - IC) e posteriormente em 5VDC, utilizados também como tensão de alimentação tanto do microcontrolador como de outros componentes.

O bloco gerador de sinal consiste num circuito oscilador que, sendo alimentado por uma tensão de 5VDC gera um sinal *Transistor-Transistor Logic* (TTL) com uma frequência de 24MHz. Utilizando eletrónica digital, obtiveram-se os sinais pretendidos de 1 e 3MHz, sendo esta temática abordada com maior detalhe posteriormente.

O microcontrolador tem um papel essencial no controlo de todo o circuito que envolve a placa geradora de sinais. A informação é introduzida pelo terapeuta e irá atuar sobre a placa geradora de sinais. Esta, por sua vez, irá produzir o sinal de acordo com as condicionantes introduzidas pelo terapeuta limitando a duração do tratamento, o tipo de emissão e a frequência.

Depois de elaborada toda a eletrónica necessária à geração da onda com as características necessárias, deve ler-se continuamente as informações do sistema

por forma a proceder-se aos ajustes necessários. Deste modo, pretende-se elaborar um circuito de *feedback* que permita enviar para o microcontrolador os valores de temperatura do sensor incorporado nas sondas. O circuito de *feedback* irá integrar toda a eletrónica necessária para enviar essa leitura ao microcontrolador para que seja cessado automaticamente o tratamento no instante em que a temperatura da superfície da sonda exceda os 42°C, limite máximo exigido pela norma IEC 60601-1 (15).

## 6.2 Conversor AC/DC

O conversor utilizado deve obedecer a alguns requisitos essenciais relacionados com a certificação dos mesmos e permitindo, conseqüentemente a certificação do produto final junto dos órgãos competentes (15).

A alimentação do dispositivo é a tensão fornecida pela rede pública nacional: o conversor AC/DC utilizado faz a conversão da tensão de alimentação AC numa tensão DC de 24V.

Seque-se uma lista com as principais características do conversor AC/DC selecionado: modelo NFM.

- *Input* AC Universal;
- Proteções: curto-circuito, sobrecarga, excesso de tensão e de temperatura;
- Tamanho reduzido e baixo peso;
- Arrefecimento através da convecção do ar livre;
- Isolamento classe II;
- Segurança médica garantida pelas normas UL 60601-1, IEC60601-1 e EN60601-1;
- Consumo de potência de carga inferior a 0,5W (24).

A Figura 24 é uma imagem do conversor AC/DC utilizado e a Tabela 13 sintetiza algumas das suas principais especificações; este apresenta a vantagem de poder integrar o PCB facilitando a conceção e organização em termos espaciais da placa geradora de sinais.



Figura 24 – Conversor AC/DC (24).



Tabela 13 – Especificações do conversor AC/DC utilizado (24).

<b>OUTPUT</b>	Tensão DC	24V
	Corrente Nominal	0,23A
	Intervalo de Corrente	0-0,23A
	Potência Nominal	5,52W
	Ripple e Ruído (max.)	240mVp-p
<b>INPUT</b>	Intervalo de Tensão	85~264VAC
	Intervalo de Frequência	47~440Hz
	Eficiência (Tip)	76%
	Corrente AC (Tip)	0,12A/115VAC 0,08A/230VAC
<b>PROTEÇÃO</b>	Sobrecarga	Acima de 105% da potência nominal de saída Tipo de proteção: <i>Hiccup mode</i> ; recupera automaticamente após a remoção da condição de falha
	Excesso de Tensão	13,8~16,2V Tipo de proteção: <i>Shut off o/p voltage</i> , fixado pelo diodo zener
	Excesso de Temperatura	Tj 145°C tipicamente detetado pelo controlador central Tipo de proteção: <i>Shut down o/p voltage</i> , retoma automaticamente assim que a temperatura retome valores normais

Uma vez que são necessários diferentes valores de tensão para alimentar os vários circuitos integrados, usaram-se reguladores de tensão para fazer essa conversão. Os circuitos integrados incluem os MOSFET *drivers* (*half-bridges*), o microcontrolador e o oscilador como se evidencia na Figura 25.

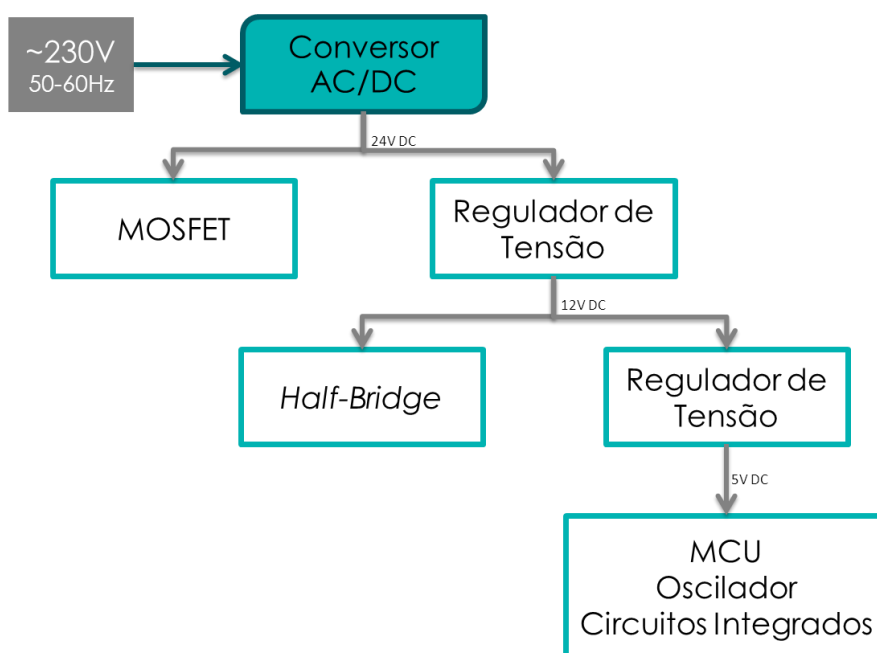


Figura 25 – Esquema de alimentação dos componentes utilizados na placa geradora.

Conforme ilustrado na Figura 26, calculando os valores adequados para as resistências R1 e R2, obtém-se à saída o valor de tensão definido independentemente do valor de tensão de entrada (25).

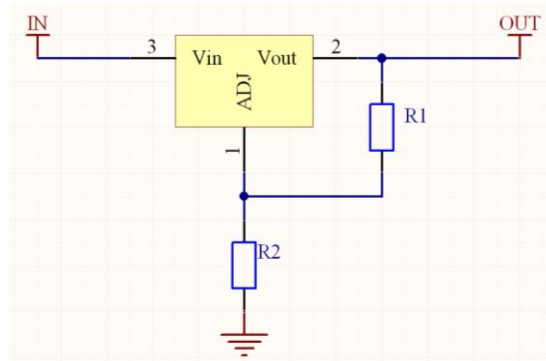


Figura 26 – Regulador de tensão.

### 6.3 Gerador de Sinal

Como referido na secção 6.1 Diagrama de Blocos), o gerador de sinal contém um oscilador. De modo a reduzir o ruído inerente à construção do circuito oscilador, optou-se por procurar um circuito integrado que, alimentado a 5V, permitisse gerar um sinal TTL com frequência igual a 24MHz e ciclo de trabalho de 50%.

A utilização do gerador surge da necessidade de se colocar à saída da placa geradora dois sinais com frequências distintas: 1 e 3MHz. O uso de um oscilador de 24MHz possibilitou o uso de apenas um oscilador para a geração dos sinais pretendidos uma vez que, utilizando contadores como divisores de frequência consegue obter-se as frequências utilizadas para fins terapêuticos.

Assim sendo, o esquema simplificado do modo de funcionamento do módulo gerador de sinal é apresentado na Figura 27.

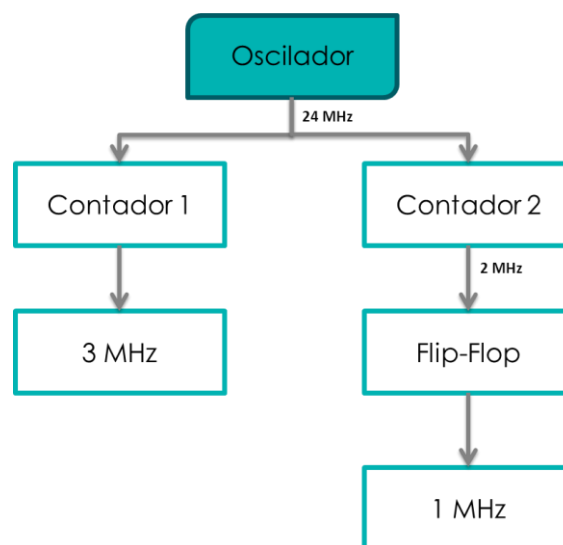


Figura 27 – Gerador de sinal: esquema simplificado de funcionamento.

Uma vez que se pretendem sinais com frequência igual a 1 e 3MHz, foram utilizados contadores binários de 4-bits com *reset* síncrono. A estratégia foi delineada por forma a cumprir os seguintes requisitos:

- Dividir o sinal por oito e obter um sinal de frequência igual a 3MHz com ciclo de trabalho igual a 50%;
- Dividir o sinal por doze e obter um sinal com frequência igual a 2MHz. Uma vez que dividindo a frequência do sinal por doze o sinal que se obtém possui um ciclo de trabalho inferior a 50%, usa-se um *D-flip-flop* por forma a dividir o sinal por dois; depois desta divisão obtém-se um sinal com 1MHz e ciclo de trabalho igual a 50%.

Durante a conceção deste módulo do circuito foram realizadas várias simulações com recurso ao *Multisim11*<sup>®</sup> (ver **Erro! A origem da referência não foi encontrada.**) tendo-se optado por colocar várias portas lógicas NOR com o objetivo de se fazer posteriormente a seleção do sinal (1 ou 3MHz) através do microcontrolador.

### 6.3.1 Oscilador de 24MHz

De acordo com as simulações efetuadas no desenvolvimento deste módulo do circuito, optou-se pelo oscilador SG. As principais características deste componente encontram-se resumidas na Tabela 14.

Tabela 14 – Especificações do oscilador SG (26).

Caraterística	Descritivo
Frequência	24MHz
Tensão de Alimentação	5V
Tempo de Subida	8ns
Temperatura de Operação	-20°C a +70°C

Uma vez que o sinal obtido à saída do oscilador apresentava alguma distorção, colocou-se uma resistência de carga (470Ω) à saída por forma a tornar o sinal mais próximo de um sinal quadrado. Os sinais obtidos sem e com a resistência de carga estão presentes na Figura 28.

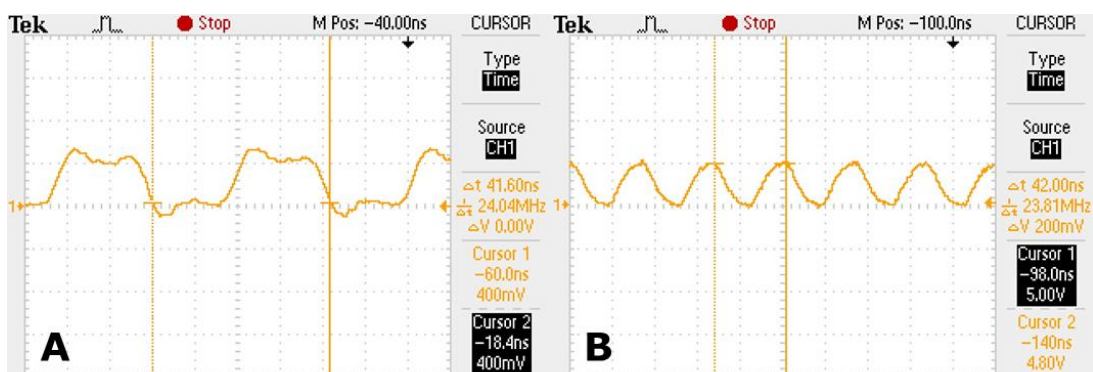


Figura 28 – Sinais obtidos à saída do oscilador. A: sem resistência de carga. B: com resistência de carga.

Como se pode verificar através da Figura 28, a introdução de uma resistência de carga altera significativamente o sinal, reduzindo o  $V_{p-p}$  a 5V. A forma da onda é mais aproximada a uma onda quadrada.

Esta foi a forma encontrada para efetuar, de forma simples a filtragem do sinal. Posteriormente foram adquiridas imagens dos sinais TTL de 1 e 3MHz com e sem filtragem do sinal e concluiu-se que a introdução da resistência de carga não alterara significativamente o sinal.

Segue-se a descrição do processo que conduziu à obtenção de sinais com frequências de 1 e 3MHz. Numa primeira fase geraram-se sinais TTL com as frequências de 1MHz e 3MHz e posteriormente amplificaram-se esses mesmos sinais como descrito na secção 6.4: Amplificador.

### 6.3.2 Geração de sinais TTL com frequência igual a 3MHz

Como referido, o *Multisim11*<sup>®</sup> foi muito utilizado no projeto do circuito gerador de sinal. Os contadores utilizados quer nas simulações quer na placa final foram o HCT: as características mais relevantes destes componentes estão descritas na Tabela 15.

Tabela 15 – Especificações do Contador HCT (27).

Caraterística	Descritivo
Tensão de Alimentação	5V
Tipo de Contador	Binário
Função Lógica	Contador Binário Síncrono de 4bits

Por forma a perceber-se melhor como se procedeu à geração do sinal TTL de 3MHz é necessário compreender o funcionamento de um contador síncrono. A Figura 29 representa o diagrama temporal de um contador binário de 4 bits. Desta forma, uma vez que se trata de um contador de 4 bits, este conta o máximo de 16 impulsos permitindo que o sinal do *clock* seja dividido por 2, 4, 8 e 16.

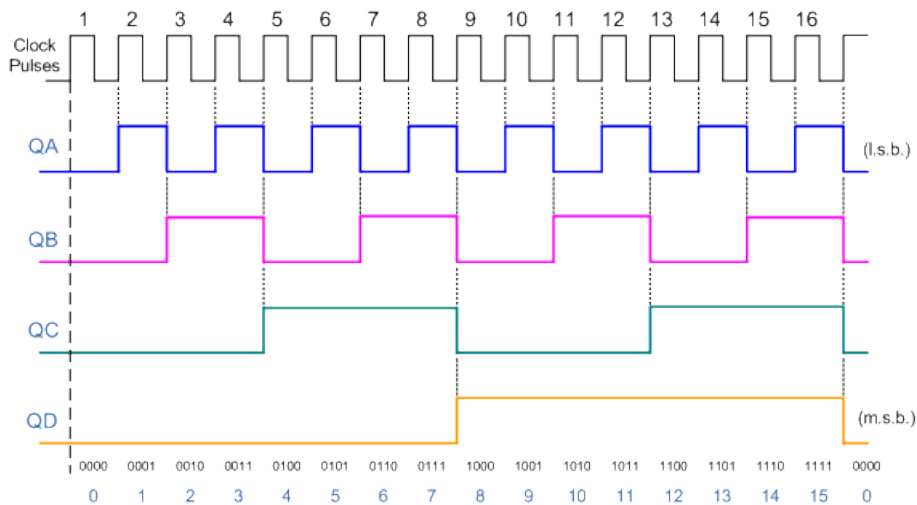


Figura 29 – Diagrama temporal de um contador binário síncrono de 4bits (28).

A saída QC do contador permite a divisão do sinal do *clock* por 8: a cada quatro ciclos de relógio o contador muda de estado. Desta forma um ciclo equivale a oito ciclos de relógio, resultando desta forma um sinal TTL de 3MHz (24MHz/8).

Assim, na montagem utilizada as entradas A, B e D possuem o valor lógico 0 enquanto a entrada C possui o valor lógico 1. Na Figura 30 está representada a simulação realizada no *Multisim11*<sup>®</sup> e na Figura 31 são mostrados os sinais obtidos durante a realização dos testes de *hardware* da placa final.

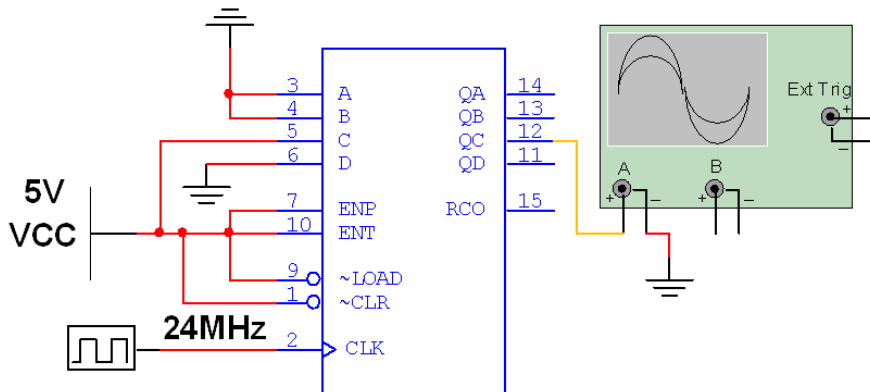


Figura 30 – Simulação *Multisim11*<sup>®</sup> da geração de sinais TTL com frequência de 3MHz.

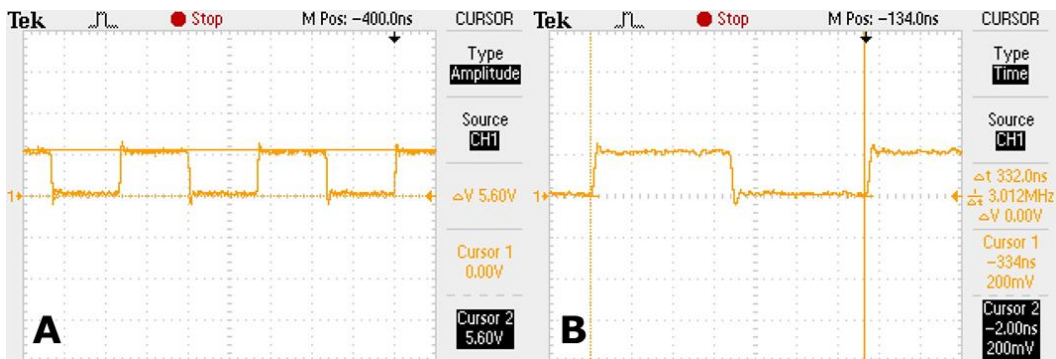


Figura 31 – Sinais TTL de 3MHz obtidos com o osciloscópio A: Amplitude do sinal TTL B: Frequência do sinal TTL.

Como se pode verificar através da observação da Figura 31, os sinais obtidos à saída do HCT cumprem os requisitos em relação à forma de onda e à frequência tendo-se obtido uma onda com 3,012MHz e amplitude igual a 5,60V.

### 6.3.3 Geração de sinais TTL com frequência igual a 1MHz

Como referido na secção anterior o contador HCT cujo sinal de *clock* é um sinal TTL de 24MHz permite obter apenas sinais TTL com 50% de ciclo de trabalho de 12, 6, 3 e 1,5MHz, ou seja, dividindo o sinal por 2, 4, 8 e 16 respetivamente. Assim, para se obter um sinal TTL com ciclo de trabalho igual a 50% e frequência igual a 1MHz, usou-se o IC HCT e um *D-flip-flop* (HC).

As entradas que correspondem aos pinos A, B, C e D possuem o valor lógico 0, 0, 1 e 0, logo 0100 em binário – 4 em decimal. Uma vez que o contador é de 4 bits, este conta até um máximo 16 ciclos (de 0 até 15 voltando depois a 0). Desta forma o contador começa a contar ao 5º ciclo, emitindo durante o 12º. Assim, este

contador emite durante um ciclo do relógio a cada 12, permitindo dividir a frequência do *clock* por 12 ( $24\text{MHz}/12 = 2\text{MHz}$ ).

Posteriormente o sinal de 2MHz obtido será a entrada do *flip-flop* mostrado na Figura 27. Este componente transita de estado a cada variação positiva do sinal de entrada. Desta forma o sinal de 2MHz com ciclo de trabalho superior a 50% dá origem a um sinal TTL de 1MHz com ciclo de trabalho igual a 50%.

A Figura 32 representa a simulação do circuito gerador do sinal TTL com 1MHz de frequência. A Figura 33 ilustra os dois sinais referidos.

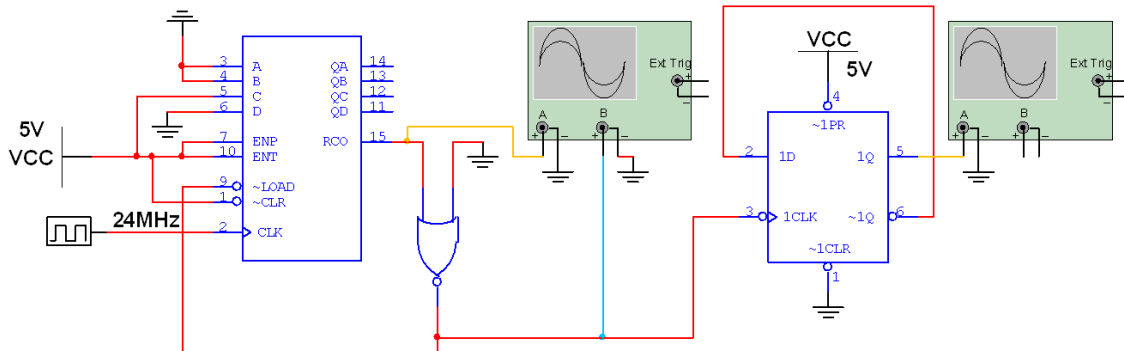


Figura 32 - Simulação *Multisim11*<sup>®</sup> da geração de sinais TTL com frequência de 1MHz.

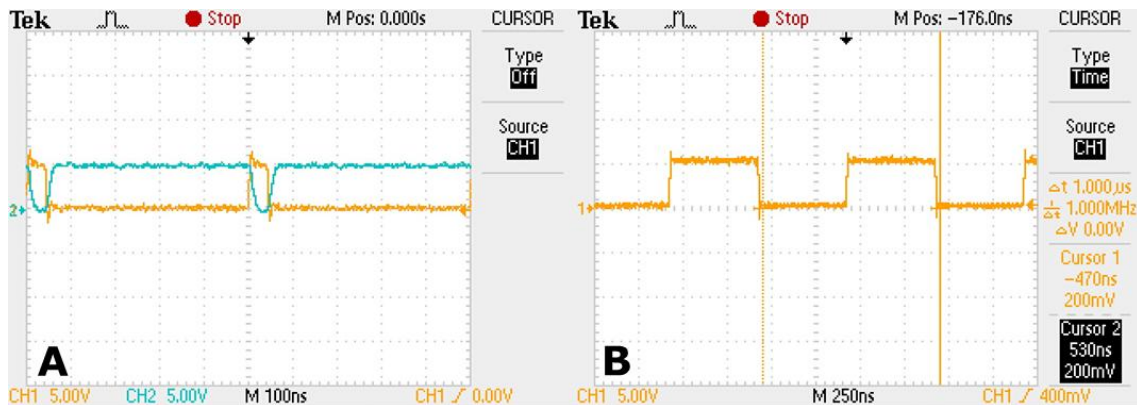


Figura 33 – Sinais TTL necessários à geração do sinal de 1MHz A: Sinal de 2MHz à entrada e saída do inversor B: Sinal TTL de 1MHz de frequência à saída do HCT.

Posteriormente colocaram-se várias portas lógicas NOR. Estas portas, uma vez que possuem duas entradas foram também utilizadas para fazer a inversão do sinal. Estes sinais, invertidos entre si, serão utilizados como sinais de entrada das *half-bridges*. Esta componente do circuito será descrita com maior detalhe na seção seguinte.

### 6.3.4 Acondicionamento do sinal através das portas lógicas

Como referido, uma vez que se pretende que o DM possua duas frequências de operação, idealizou-se uma forma simples de se controlar a frequência do sinal de excitação dos transdutores. Desta forma esse condicionamento é realizado com recurso a portas lógicas NOR. Selecionou-se o componente HC uma vez que este possui quatro portas lógicas permitindo reduzir as dimensões da placa final. A Tabela 16 é referente à tabela de funções da porta lógica NOR.

Tabela 16 – Tabela de função da porta lógica NOR (29).

Input		Output
L	L	H
X	H	L
H	X	L

Em que H=*High voltage level*; L=*Low voltage level*; X=*Irrelevante*

Resumidamente, a saída da porta lógica possuirá o valor lógico 1 sempre que as entradas possuírem o valor lógico 0. Caso contrário, a saída terá sempre o valor lógico 0.

A frequência de excitação dos transdutores é selecionada através do microcontrolador. Por defeito, todas as portas lógicas estão desligadas uma vez que na projeção do circuito foram colocados 5V nos terminais das mesmas.

Apresentam-se seguidamente as configurações das portas lógicas utilizadas para que se obtenham à saída os sinais com as duas frequências de operação do DM.

Na Figura 34 apresenta-se a simulação que permite ter à saída um sinal de 1MHz bem como o sinal obtido na placa final.

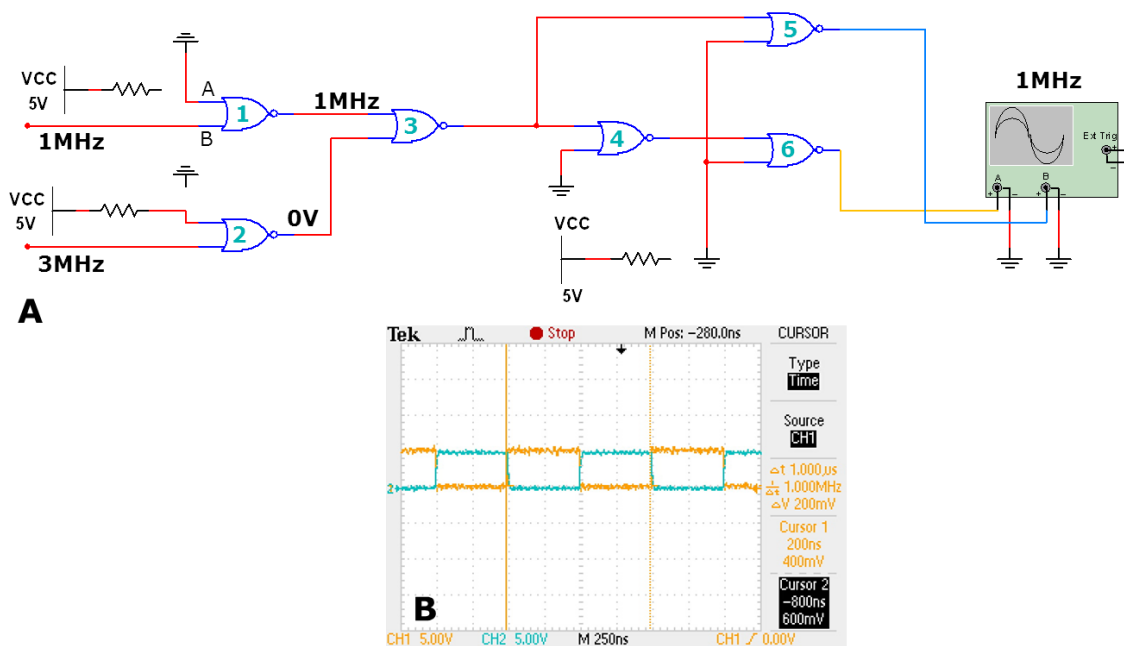


Figura 34 – Condicionamento do sinal a 1MHz A: Simulação *Multisim11*® B: Sinal obtido.

Nesta configuração, a entrada A da porta 2 tem o valor lógico 1 resultando numa saída com o valor lógico 0. Paralelamente a porta lógica 1, cuja entrada B é o sinal TTL de 1MHz e entrada A possui valor lógico 0, coloca na saída um sinal TTL de 1MHz. Esse sinal será a entrada A da porta lógica 3 e uma vez que o valor lógico da entrada B é 0 a saída será o sinal de 1MHz. Esse sinal será a entrada A da porta lógica 4 e esta é a responsável pela inversão do sinal. O sinal original é a entrada A da porta lógica 5 e o sinal invertido (saída da porta lógica 4) é a entrada A da porta



lógica 6. As entradas B das portas lógicas 5 e 6 estão conectadas e ligadas a um dos pinos do microcontrolador. Quando o valor lógico da referida entrada é zero as saídas das portas são os sinais de 1MHz invertidos entre si; caso o valor lógico das entradas B das portas lógicas 5 e 6 seja 1 o sistema está desligado.

A Figura 35 representa a simulação que permite ter à saída um sinal de 3MHz bem como o sinal obtido na placa final.

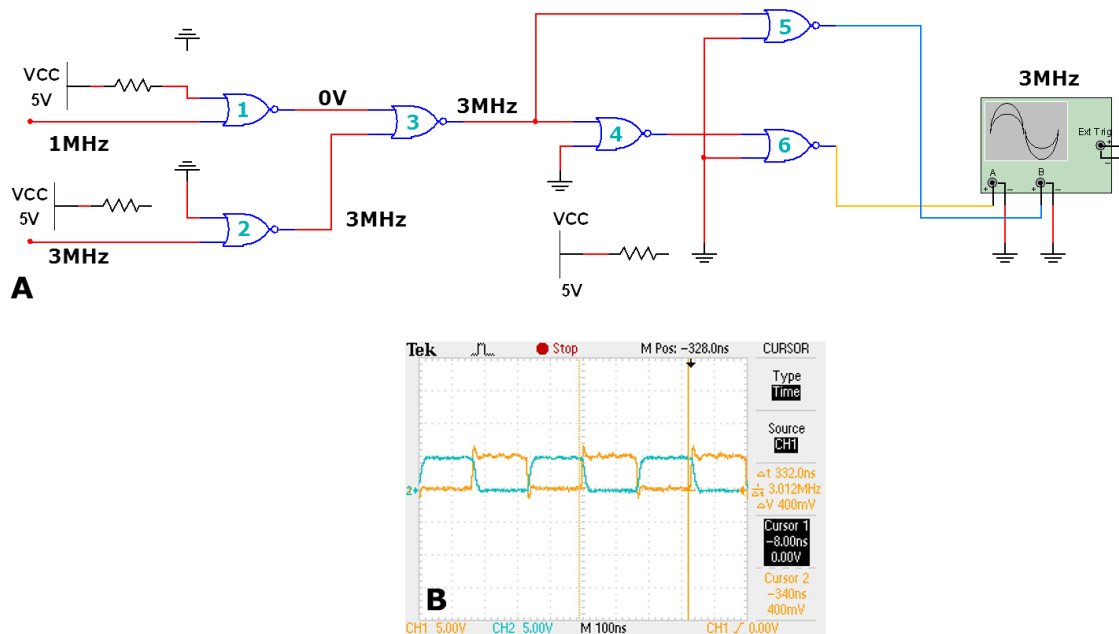


Figura 35 - Condicionamento do sinal a 3MHz A: Simulação *Multisim11*® B: Sinal obtido.

Para se fazer o condicionamento do sinal aos 3MHz, o raciocínio é semelhante ao descrito acima. Assim, a entrada A da porta lógica 1 tem o valor lógico 1 por forma a se colocar à saída 0V e paralelamente, a entrada A da porta lógica 2 tem o valor lógico 0 permitindo ter à saída o sinal TTL de 3MHz. Consequentemente, o sinal de saída da porta lógica 3 é o sinal de 3MHz: o restante circuito mantém-se igual ao já explicado anteriormente para o caso de 1MHz.

## 6.4 Amplificador

O módulo amplificador foi o que requereu uma pesquisa maior por forma a se delinear a melhor estratégia para o seu desenvolvimento. A principal dificuldade consistiu na geração de um sinal com amplitude suficiente para alimentar os transdutores que tinham sido adquiridos anteriormente pela Exatronic.

Desta forma, a conceção deste módulo passou por várias fases tendo sido elaborados ensaios antes de se obter a solução final. Estes ensaios bem como a metodologia empregue na placa final são descritos com maior detalhe nas secções seguintes.

### 6.4.1 Placa Geradora de Sinais: Versão 1.0

Uma vez que um dos requisitos essenciais consiste em gerar uma onda alternada, pensou-se que inverter um sinal positivo seria uma boa opção, utilizando um inversor e como *driver* do sinal uma *half-bridge*. Desta forma, e para realizar os



testes necessários procedeu-se à pesquisa de componentes com circuitos integrados. Estes deveriam operar às frequências pretendidas e foi este o principal critério de escolha do componente a par de algumas características elétricas como o tempo de descida e subida.

Utilizando um gerador de sinais, o princípio de funcionamento da placa desenvolvida é apresentado na Figura 36.

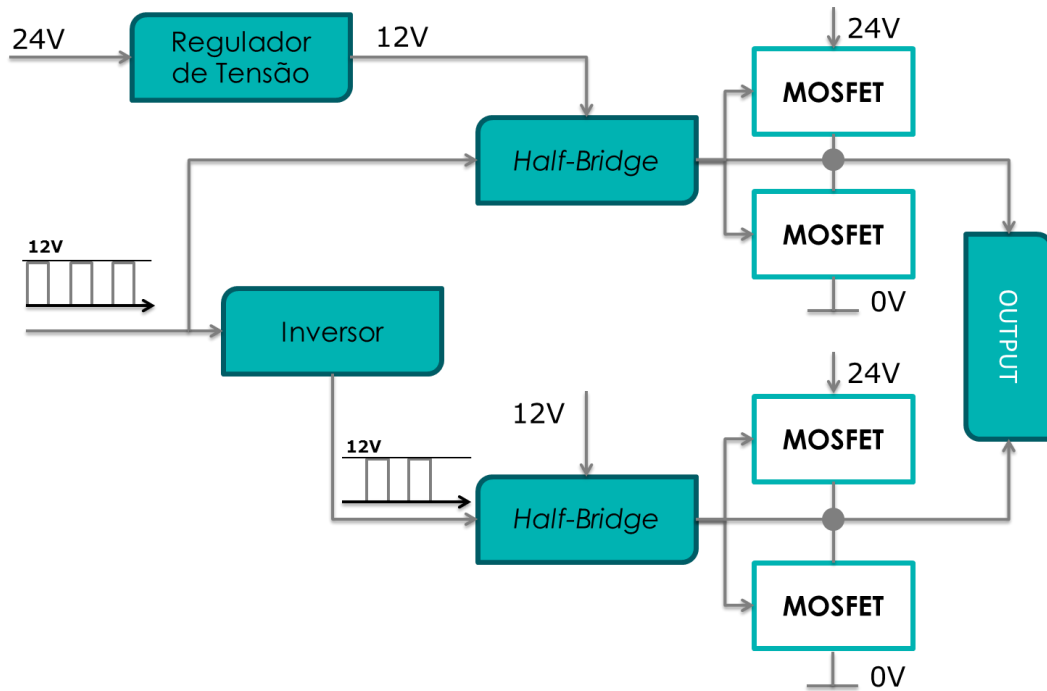


Figura 36 – Representação do circuito utilizado para testar o módulo amplificador.

Este circuito de teste consiste num regulador de tensão ajustável que permite converter a tensão de entrada de 24V em 12VDC. Este sinal será utilizado para alimentar as *half-bridges* MAX 15 utilizadas como *driver* dos MOSFETs.

Os blocos do sistema incluem o inversor, as *half-bridges* e os MOSFETs e serão explicados em maior detalhe nas próximas secções.

#### 6.4.1.1 Inversor: HEF

O circuito integrado usado é o HEF que possui quatro portas lógicas com a função NOR. Para o efeito, foi usada apenas uma das portas deste componente. A simulação realizada por forma a se obter um sinal perfeitamente invertido está ilustrada na Figura 37.

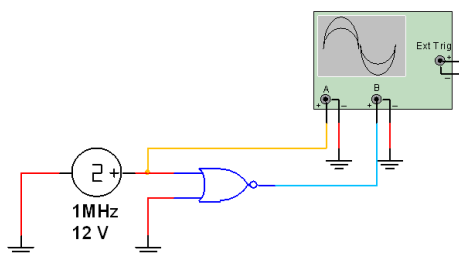


Figura 37 – Circuito inversor: Simulação *Multisim11*®.

**6.4.1.2 Driver do MOSFET**

Como referido anteriormente, a característica limitante na seleção das *half-bridges* é a frequência máxima às quais elas podem operar. As características mais relevantes do MAX 15 e que motivaram a sua escolha para esta aplicação estão descritas na Tabela 17.

Tabela 17 – Especificações da *half-bridge* (30).

Caraterística	Valor Típico
Tensão máxima de entrada	125V
Tensão de Alimentação	8 a 12,6V
Frequência	Próxima de 1MHz
Tempo de subida ( $C_L=1000pF$ )	5ns
Tempo de descida ( $C_L=1000pF$ )	5ns
Turn-On Propagation Delay Time ( $C_L=1000pF$ )	33ns (MAX15) 36ns (MAX15B)
Turn-Off Propagation Delay Time ( $C_L=1000pF$ )	30ns (MAX15) 36ns (MAX15B)

As *half-bridges* possuem uma entrada inversora e uma entrada não inversora: a entrada *high* é não inversora e a entrada *low* é inversora. A Figura 38 exemplifica a configuração do *driver* dos MOSFETs quando se pretende utilizá-lo como *half-bridge* (30).

As *half-bridges* recebem o sinal quadrado através da entrada IN\_H e IN\_L (ver Figura 38). Uma vez que a entrada IN\_L é inversora, os sinais de saída (pinos DH e DL) são invertidos entre si e serão estes sinais o *input* da *gate* de cada um dos MOSFETs utilizados.

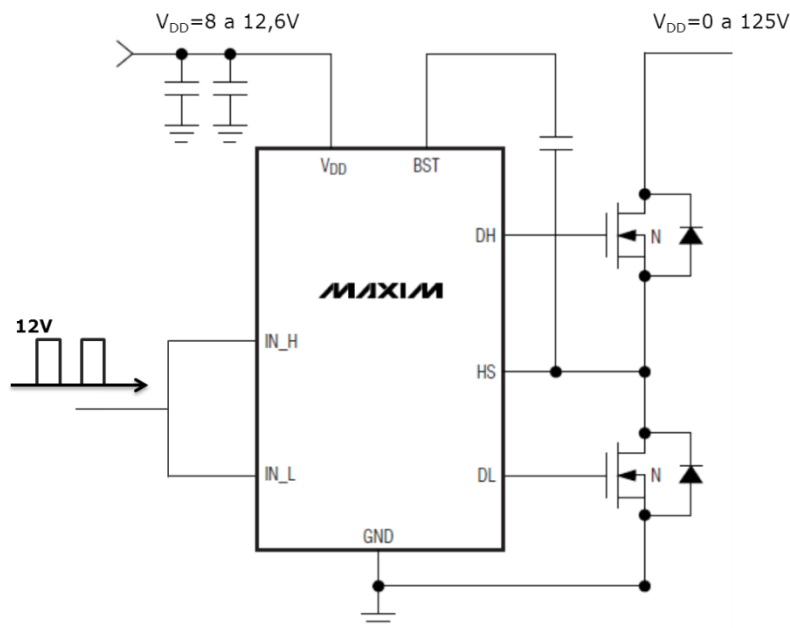


Figura 38 – Configuração do Maxim15 como *half-bridge* (Adaptado de (30)).

Quando a *gate* do MOSFET recebe o sinal equivalente ao valor lógico 1, este abre e conduz. Quando o sinal presente na *gate* do MOSFET possui o valor lógico 0, o MOSFET fecha e a tensão na *source* é 0V.

Uma vez que os sinais de saída (DH e DL) são invertidos entre si significa que os MOSFETs comutam alternadamente, permitindo colocar à saída uma onda quadrada.

Por forma a colocar-se no transdutor um sinal alternado é necessário usar uma montagem semelhante à ilustrada na Figura 39. Analisando a montagem por partes temos que:

- Considerando a montagem correspondente à *half-bridge 1*. Esta atua sobre os MOSFETs 2 e 4. Os sinais de saída nos pinos DH e DL são invertidos fazendo comutar os MOSFETs alternadamente.
- Considerando a montagem correspondente à *half-bridge 2*. Esta atua sobre os MOSFETs 1 e 3. Os sinais de saída nos pinos DH e DL da *half-bridge 2* são também eles invertidos entre si, fazendo comutar os MOSFETs alternadamente.

Uma vez que, nesta configuração, os sinais que servem de *input* às *half-bridges* são invertidos entre si, os sinais que chegam aos pontos 1 e 2 assinalados na Figura 39 são também invertidos. Subtraindo os dois sinais obtém-se uma onda alternada que irá excitar o transdutor.

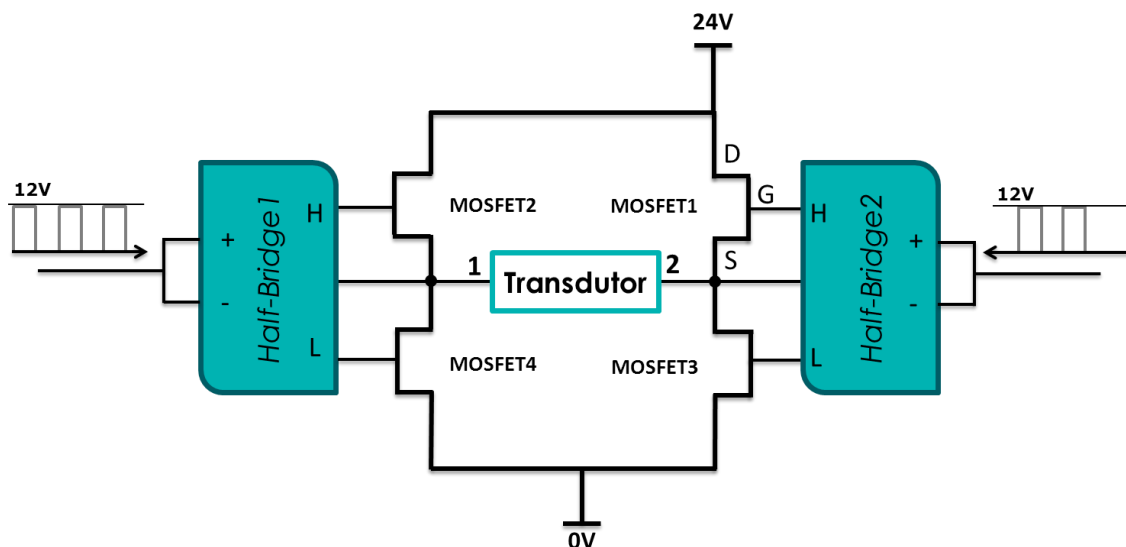


Figura 39 – Esquema de funcionamento das *half-bridges*.

#### 6.4.1.3 MOSFET: STD

A seleção dos MOSFETs utilizados teve por base os tempos de subida e descida dos mesmos assim como a capacitância de entrada uma vez que estes fatores afetam a forma de onda no final. O STD é um MOSFET do tipo N amplamente utilizado em aplicações de comutação. A Tabela 18 sintetiza as características mais relevantes do MOSFET STD.

Tabela 18 – Características elétricas do STD (31).

Parâmetro	Valor Típico
<i>Turn-on delay time</i>	60ns
Tempo de subida	45ns
<i>Turn-off delay time</i>	49ns
Tempo de descida	17ns
Capacitância de entrada	870pF
Capacitância de saída	125pF

A fotografia da placa de teste elaborada está presente na Figura 40 e a montagem experimental na Figura 41.

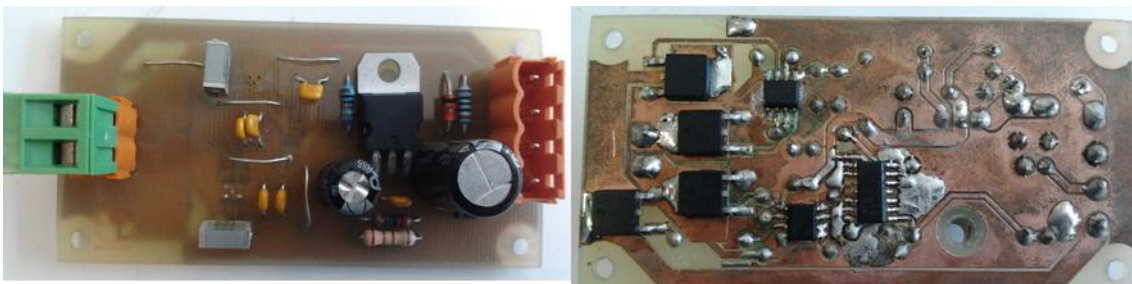
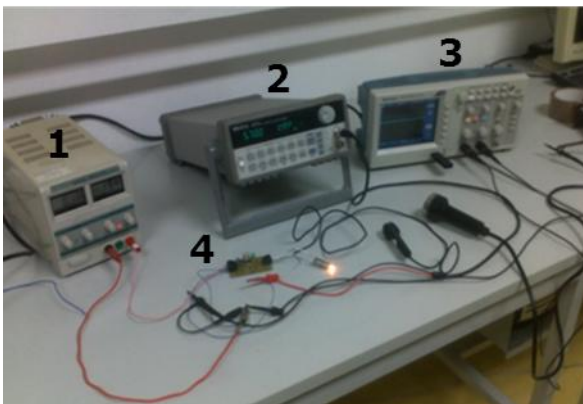


Figura 40 – Fotografia da placa geradora de sinais: módulo amplificador.



**Legenda:**

- 1 - Fonte de alimentação
- 2 - Gerador de Sinais
- 3 - Osciloscópio
- 4 - Protótipo

Figura 41 – Montagem experimental.

Com a montagem experimental utilizada, conseguiram-se obter os sinais com frequências até 800kHz (limite máximo do gerador de sinais utilizado). Posteriormente foram realizadas algumas experiências por forma a melhorar o sinal de saída que possuía algum ruído, as quais resultaram na danificação das *half-bridges*. Ainda assim, considerou-se que a montagem era suficiente para usar no protótipo final (Placa Geradora de Sinais: Versão 2.0).

**6.4.2 Placa Geradora de Sinais: Versão 2.0**

Com a montagem apresentada na secção anterior conseguiu-se verificar a funcionalidade do circuito para frequências próximas de 800kHz. Contudo, uma vez que as *half-bridges* utilizadas apenas operam quando se coloca na entrada um sinal

quadrado com 12VDC de amplitude, seleccionou-se outro modelo que alimentado a 12VDC, pudesse ter como entrada um sinal TTL. Esta foi a única alteração efetuada no módulo amplificador da placa final comparativamente à versão 1.0.

O módulo gerador apresentado na secção 6.3 Gerador de Sinal foi introduzido apenas na versão 2.0 da placa geradora de sinal assim como o circuito de *feedback* apresentado na secção 6.5 (Feedback).

Foi também introduzido um *display* de dois dígitos na placa com a finalidade de permitir ao utilizador ver o programa terapêutico seleccionado, a contagem decrescente do tempo de tratamento assim como o valor da temperatura da sonda. Este *display* foi conectado a duas das portas do microcontrolador, como se demonstra na Figura 42.

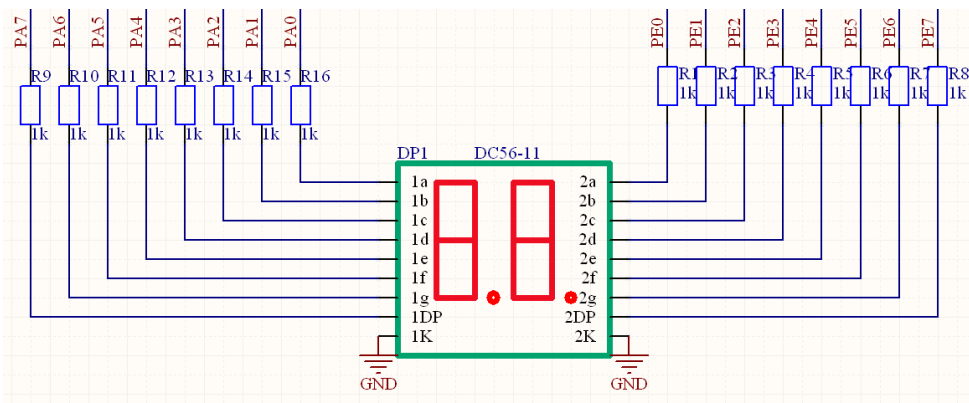


Figura 42 – *Display* de dois dígitos.

Na Figura 43 estão presentes as fotografias da face superior e inferior da versão 2.0 da placa geradora de sinais.

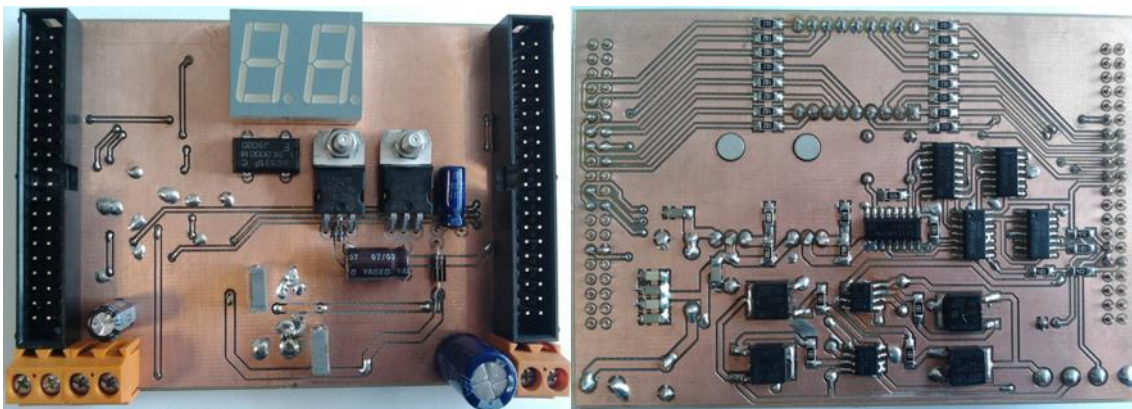
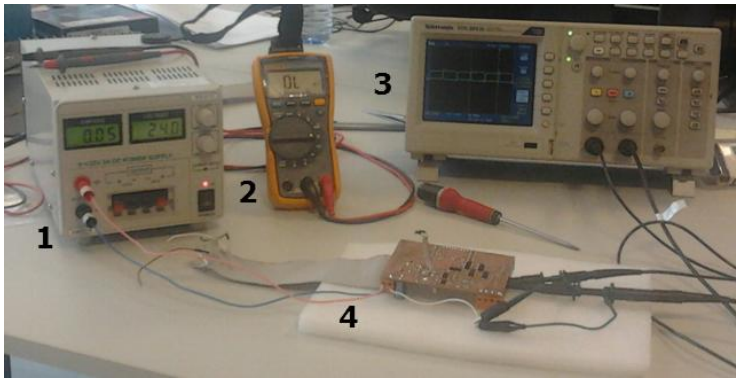


Figura 43 – Fotografias da placa geradora de sinal versão 2.0.

A Figura 44 representa a montagem experimental utilizada para testar a versão 2.0 da placa geradora de sinal.



**Legenda:**

- 1 - Fonte de alimentação
- 2 - Multímetro
- 3 - Osciloscópio
- 4 - Protótipo

Figura 44 – Montagem experimental da placa geradora de sinal versão 2.0.

Os *flat-cables* foram utilizados para se simularem as entradas no microcontrolador cujos pinos estão conectados às portas lógicas utilizadas para condicionamento do sinal.

Por defeito, os sinais correspondentes aos pinos PB 4, PB5 e PB6 possuem o valor lógico 1. Conseqüentemente, quando se liga a fonte de alimentação o módulo amplificador está desligado sendo ligado apenas quando o PB6 estiver ao potencial de 0V.

**6.5 Feedback**

O circuito de *feedback* consiste na ligação do termístor introduzido nos transdutores ao microcontrolador, à PORT que possui um *Analog-Digital Converter* (ADC).

O termístor converte o valor da temperatura num valor de resistência. Através de um divisor de tensão (ver Figura 45) e recorrendo a programação é possível ler o valor da resistência do termístor e assim cessar de imediato o tratamento caso a temperatura exceda os 42°C.

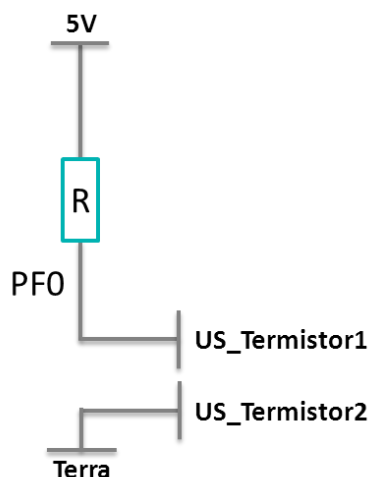


Figura 45 – Esquema do *hardware* utilizado por forma a se determinar continuamente o valor da temperatura do alumínio que reveste a sonda.

A Tabela 19 apresenta os valores de resistência do termístor correspondentes a cada valor de temperatura.

Tabela 19 – Especificações do termistor das sondas.

T(°C)	R(kΩ)	T(°C)	R(kΩ)	T(°C)	R(kΩ)
-30	60,044	10	9,0685	50	2,0337
-25	45,913	15	7,3447	55	1,7230
-20	35,693	20	6,0363	60	1,4587
-15	28,023	25	5,000	65	1,2443
-10	22,135	30	4,1144	70	1,0696
-5	17,560	35	3,4146	75	0,9248
0	13,989	40	2,8564	80	0,8028
5	11,314	45	2,4050	85	0,6979

## 6.6 Microcontrolador

Pelo facto da Exatronic possuir uma vasta experiência na programação de microcontroladores, tem já definidos os requisitos nos quais se baseiam para seleccionar o microcontrolador a ser utilizado em cada projeto. Desta forma, a escolha do MCU deve cumprir os seguintes requisitos:

- a) MCU existentes no mercado;
- b) Devem ser ferramentas “maduras” e testadas no mercado;
- c) Experiência interna com o MCU e ferramentas de desenvolvimento;
- d) MCU com temporizador interno para controlar a geração da forma de onda;
- e) ADC interno com pelo menos 10bits de resolução;
- f) MCU amplamente comprovado em diversos produtos da Exatronic.

De acordo com os critérios estabelecidos, concluiu-se que o ATmega128A seria um microcontrolador apropriado para usar no dispositivo de ultrassons.

O ATmega128A é classificado como um microcontrolador CMOS de oito bits cuja arquitetura é baseada na de arquitetura Harvard, que permite combinar um elevado número de instruções com os trinta e dois registos que possui, acoplados à Unidade Lógica e Aritmética (ULA). Assim, podem ser consultados dois registos independentes com uma única instrução num único ciclo de relógio (32).

Os principais constituintes do microcontrolador são:

- a) Memória *flash* ISR de 128KBytes;
- b) Memória EEPROM (*Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory*);
- c) Cinquenta e três linhas de I/O;
- d) Trinta e dois registos;
- e) Temporizador em tempo real;
- f) Quatro temporizadores com controlo *Pulse Width Modulation* (PWM);
- g) Dois *Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter* (USART);
- h) Um ADC;
- i) Oscilador (até 16MHz) (32).



A Figura 46 representa o *pinout* do microcontrolador e a Tabela 20 descreve os principais pinos do MCU.

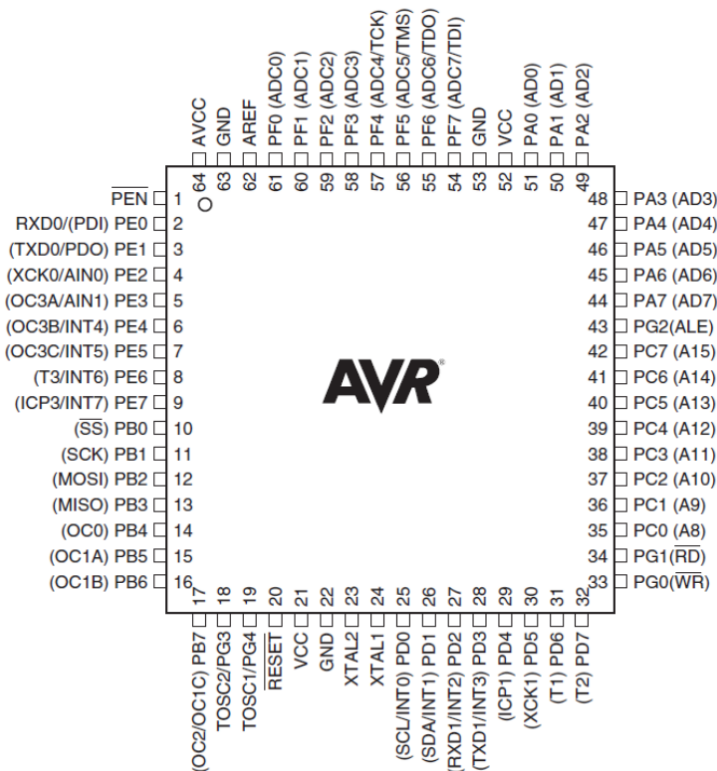


Figura 46 – *Pinout* do MCU ATmega128A (32).

Tabela 20 – Pinos do Microcontrolador ATmega128A (32).

Pino	Detalhe
V <sub>CC</sub>	Fonte de Alimentação Digital
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
Porta F (PF7:PF0)	Recebe o sinal analógico 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
XTAL 1	Entrada do relógio interno e do oscilador
XTAL 2	Saída do oscilador
AVCC	Pino de alimentação da Porta F (que possui 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)





## **Capítulo 7**

Desenvolvimento do  
*Firmware*

Como demonstrado ao longo dos capítulos anteriores, o dispositivo gerador de sinais de ultrassons terapêuticos possui vários parâmetros que necessitam de ser controlados pelo utilizador. Este capítulo incide sobre o *firmware* desenvolvido por forma a controlar o funcionamento do *hardware*, permitindo definir diferentes modalidades terapêuticas.

### 7.1 Introdução

Os parâmetros que podem ser controlados pelo utilizador incluem a frequência da onda, a duração do tratamento e o facto de se efetuar emissão em modo contínuo ou pulsado.

Assim, será o desenvolvimento de *firmware* que irá permitir ao utilizador controlar estes parâmetros. Pode definir-se *firmware* como sendo um tipo específico de *software* ou instruções programadas que permitem o correto funcionamento do *hardware*. Estas instruções desenvolvidas são tipicamente armazenadas na unidade de *flash* ROM de um dispositivo. Ao contrário da memória ROM, este tipo de memória permite que a informação inserida seja apagada ou reescrita.

No âmbito do projeto, é através da programação do microcontrolador que se faz o acondicionamento do sinal assim como o controlo dos vários parâmetros enumerados anteriormente.

O *firmware* será implementado numa placa de desenvolvimento, SolidDigid Atmel MEGA128D MINI que possui um microcontrolador produzido pela Atmel® (ATmega 128A). Todo o código necessário ao *firmware* será escrito em linguagem C no compilador Atmega Studio 6.

### 7.2 Placa de desenvolvimento: SolidDigid Atmel MEGA128D MINI

Para o desenvolvimento do *firmware* utilizou-se uma placa de desenvolvimento a qual integra o MCU já referido na secção 6.6 (Microcontrolador) (ver Figura 47). Posteriormente procedeu-se à familiarização com a linguagem C, utilizada no desenvolvimento do *firmware*.

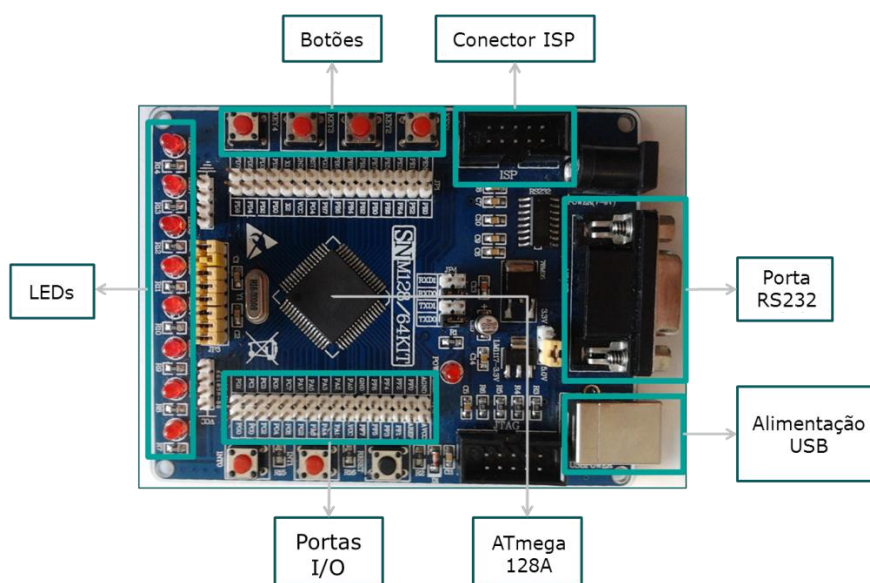


Figura 47 – Fotografia da placa de desenvolvimento SolidDigid Atmel MEGA128D MINI.

Os principais componentes que constituem a placa de desenvolvimento são (32):

- a) Conector *In System Programming* (ISP) com 5 entradas de 2 pinos;
- b) Conector *Joint Test Action Group* (JTAG) com 5 entradas de 2 pinos;
- c) Dois tipos de entradas de alimentação 6-12V externa e 5V através de *Universal Serial Bus* (USB);
- d) Possibilidade de seleção da tensão de alimentação entre 3,3 e 5V;
- e) Cristal oscilador de Quartzo com frequência desde 1 até 16MHz;
- f) Circuito de *Reset*;
- g) Oito LED ligados a um porto de I/O (*Input/Output*) através de *jumpers* removíveis;
- h) Conector fêmea RS232;
- i) Quatro botões externos independentes;
- j) Dois interruptores externos: int0 e int1.

Com recurso ao esquemático da placa de desenvolvimento (Anexo III), fez-se a localização das portas do MCU na SolidDigid Atmel MEGA 128D MINI. No que concerne as portas I/O, que podem ser definidas com entrada ou saída de sinal, é sabido 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 8 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.

Este conhecimento permite definir quais as portas que se pretendem usar de acordo com as funcionalidades que se pretendem implementar.

### 7.3 Requisitos mínimos de *Firmware*

Depois de estudada a estrutura da placa de desenvolvimento, as necessidades impostas pelo *hardware* desenvolvido e os requisitos definidos anteriormente, projetaram-se os requisitos mínimos de *firmware* a desenvolver.

Tendo em conta o *hardware* desenvolvido, a principal tarefa é fazer o acondicionamento do sinal, definindo os sinais lógicos a colocar nas portas lógicas ligadas ao microcontrolador. Como mencionado anteriormente será utilizado o ADC do microcontrolador, com vista a visualizar a temperatura da superfície do transdutor em contacto com o doente.

Por conseguinte, as portas do MCU a usar serão:

- a) Porta A: conectada a um *display* de sete segmentos;
- b) Porta B: pinos 4, 5 e 6 responsáveis pela saída dos sinais lógicos;
- c) Porta E: conectada a um *display* de sete segmentos;
- d) Porta F: conectada ao ADC para leitura do valor da temperatura.

O *firmware* a desenvolver irá permitir ao utilizador:

- a) Escolher a frequência da onda;
- b) Definir a modalidade terapêutica: modo contínuo ou modo pulsado;
- c) Definir a duração do tratamento;
- d) Ler o valor de temperatura do transdutor por meio do ADC;
- e) Visualizar no *display* o valor da temperatura do transdutor e a contagem temporal decrescente até ao fim do tratamento.

#### 7.4 Flow-Chart do *Firmware*

Depois da fase de familiarização com a linguagem de programação C e de definidos os requisitos, começou-se a idealizar qual a melhor forma de se conseguirem cumprir os objetivos. Para tal, e tirando partido das metodologias utilizadas pela Exatronic, construiu-se um *flow chart* (ver Figura 48) com vista a estruturar o código.

Inicialmente estava previsto o desenvolvimento do *firmware* por forma a ser o utilizador a definir os vários parâmetros do tratamento como sejam a frequência, o modo de operação, o ciclo de trabalho (no caso de emissão pulsada) e a duração do tratamento utilizando, para o efeito, os botões da placa de desenvolvimento.

Contudo, e uma vez que a placa possui apenas quatro botões, procedeu-se à definição de seis programas terapêuticos (ver Tabela 21). Procurou-se, desta forma, elaborar programas terapêuticos diferentes recorrendo a manuais terapêuticos, que permitissem uma maior variabilidade dos parâmetros controláveis.

Tabela 21 – Programas Terapêuticos Definidos.

Prog.	Frequência (MHz)	Modo Contínuo	Modo Pulsado (Ciclo de Trabalho)	Duração (min)
0	1	Emissão Contínua	NA	5
1	1	NA	20%	7
2	1	NA	50%	8
3	3	Emissão Contínua	NA	5
4	3	NA	10%	5
5	3	NA	50%	6

Desta forma, quando a placa de desenvolvimento é alimentada a 5V provenientes da placa geradora de sinais, os *displays* ligam automaticamente ficando na posição P0 (Programa Terapêutico 0). Se for pressionado o botão SELECT, é incrementado o programa de tratamento (incrementa o número no segundo dígito do *display* até ao máximo de 5).

A partir do momento em que é pressionado o botão START é iniciado o tratamento. É apresentado no *display* o tempo remanescente até ao fim do tratamento sendo que, de 10 em 10 segundos e sem que o utilizador pressione qualquer botão, é mostrado no *display* a modalidade terapêutica em execução, na forma PX (em que X representa o número do programa).

Ao longo do tempo de tratamento, o utilizador pode pressionar o botão TEMP a fim de visualizar o valor de temperatura do transdutor (a informação permanece no *display* durante 3 segundos).

Resta referir apenas que, durante o tempo de tratamento, o LED1 da placa de desenvolvimento acende a apaga de forma intermitente ficando aceso no instante em que cessa o tratamento.

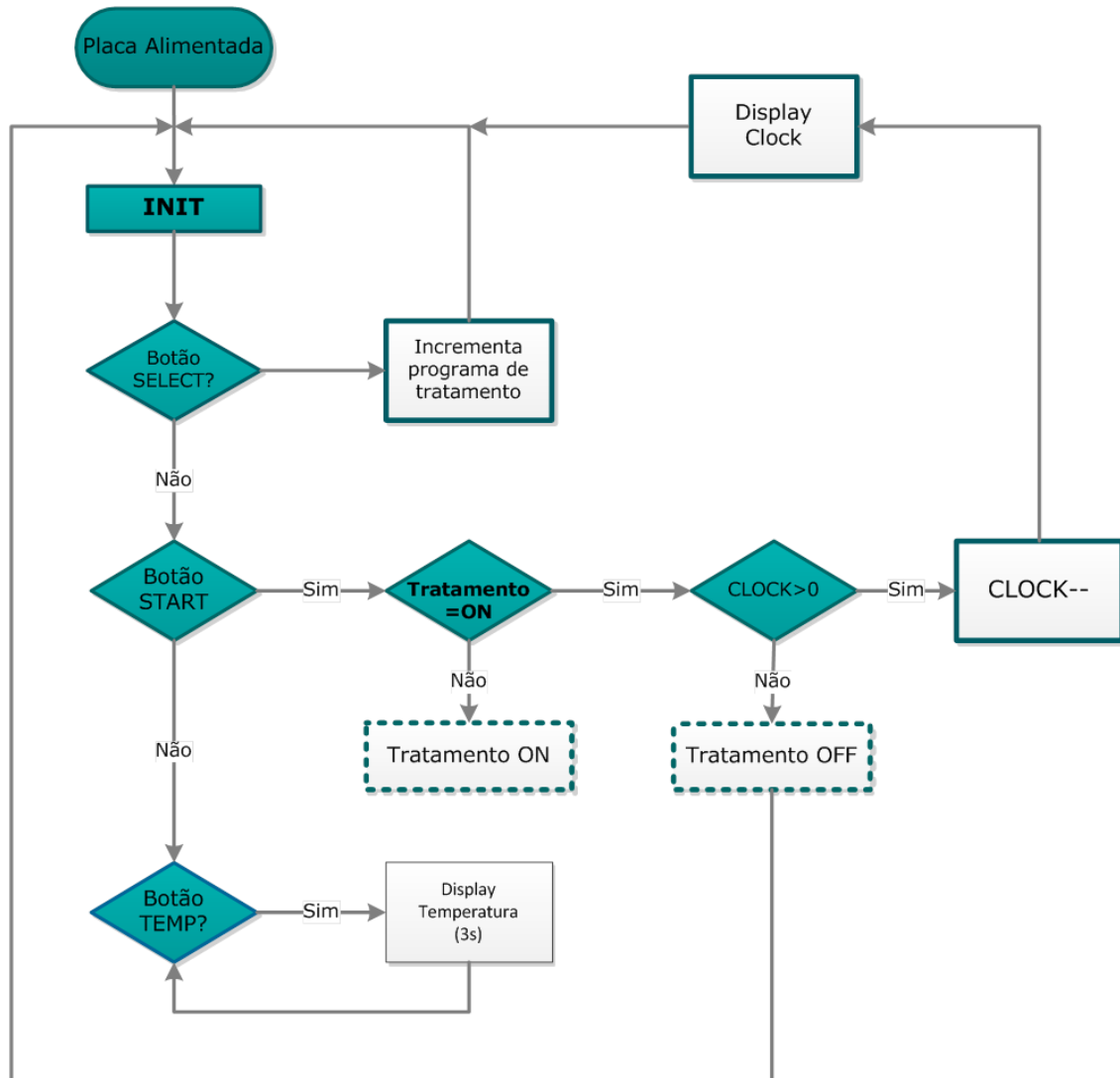


Figura 48 – *Flow Chart* do *firmware* desenvolvido.

Como apresentado na secção 5.7 (Requisitos Definidos), muitos dispositivos de UST têm a possibilidade de emitir com diferentes frequências de modulação contudo, e para simplificação do *firmware*, optou-se apenas por usar uma frequência de modulação de 100Hz. No modo contínuo a emissão decorre durante todo o tempo de tratamento. A Figura 49 pretende evidenciar as diferenças entre a emissão contínua e pulsada.

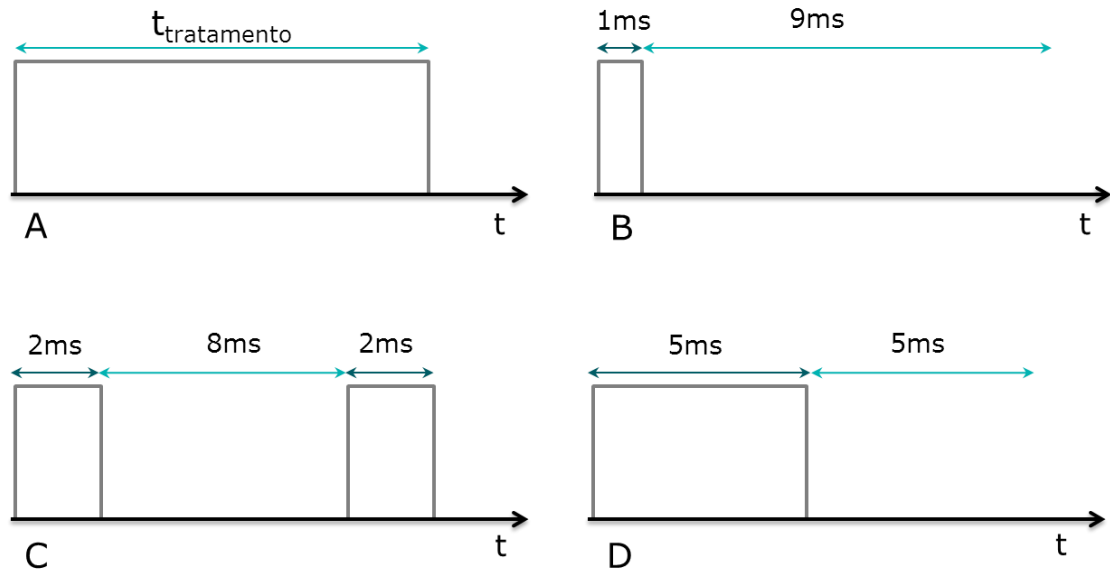


Figura 49 – Emissão em modo contínuo e pulsado A: Modo contínuo. B: Modo pulsado (ciclo de trabalho de 10%) C: Modo pulsado (ciclo de trabalho de 20%) D: Modo pulsado (ciclo de trabalho de 50%).

Como referido na secção 7.3 (Requisitos mínimos de *Firmware*), os pinos 4, 5 e 6 da porta B são utilizados para controlar as portas lógicas. A Tabela 22 evidencia o papel do microcontrolador no controlo dos modos de emissão do dispositivo.

Tabela 22 – Tipo de sinal emitido em função dos sinais enviados pelo microcontrolador.

Pino 4	Pino 5	Pino 6	Descrição
1	0	1	Sistema Desligado
0	1	1	
1	1	1	
1	0	0	Emissão em modo contínuo com frequência igual a 1MHz
0	1	0	Emissão em modo contínuo com frequência igual a 3MHz
1	0	Sinal TTL correspondente ao modo pulsado	Emissão em modo pulsado com frequência igual a 1MHz
0	1	Sinal TTL correspondente ao modo pulsado	Emissão em modo pulsado com frequência igual a 3MHz

#### 7.4.1 Temporizadores

Os microcontroladores da AVR possuem três temporizadores: *timer0*, *timer1* e *timer2*. Estes diferem em vários aspetos contudo o mais relevante é o número de bits: o *timer0* e o *timer2* têm 8bits e o *timer1* possui 16bits (32). Para a concretização dos requisitos mínimos do *firmware* a utilização do *timer0* foi suficiente.

Uma vez que foi definida uma frequência de modulação para o modo pulsado igual a 100Hz, foi necessário definir como base temporal um período igual a 1ms, ou seja diminuir a resolução do *timer*.

A frequência do CPU é igual a 16MHz sendo o período de cada ciclo igual a 62,5ns. Para diminuir a resolução usou-se um *prescaler* de 128. Desta forma, a frequência é reduzida para 125kHz sendo 8μs o tempo decorrente entre cada incremento. Para se obter uma base temporal de 1ms são necessários 125 ciclos (1ms x 125kHz). Uma vez que o timer usado possui 8bits este conta desde 0 a 2<sup>8</sup>-1 ou seja 255. Usando o *prescaler* este *timer* passa a contar 130 (255-125) ciclos de relógio o que corresponde a 1ms.

#### 7.4.2 Geração do sinal TTL

Para controlar a frequência e o tipo de emissão foi necessário programar os sinais lógicos necessários ao funcionamento do *hardware*. Para tal foram definidas as funções que permitem a emissão em modo contínuo e em modo pulsado (com diferentes ciclos de trabalho).

Uma vez que no modo pulsado foi utilizada apenas uma frequência de modulação, definiu-se uma função que possuía como argumento o tempo *off* (*time\_off*) e o tempo *on* (*time\_on*). Consoante o programa terapêutico (ver Tabela 21) selecionado é enviado o sinal TTL correspondente para o pino 6 da porta B (ver Tabela 22).

#### 7.4.3 Conversor Analógico-Digital

O conversor analógico-digital é parte integrante do microcontrolador e a sua função é simples: converter uma diferença de potencial (entre 0 e um valor de referência – no caso 5V) num valor numérico.

O ADC do ATmega128A tem uma resolução de 10bits motivo pelo qual converte os valores de tensão numa escala de 0 a 2<sup>10</sup>-1; desta forma à tensão de alimentação do ADC (AV<sub>CC</sub>) é atribuído o valor 1023 que corresponde a 5V. Nestas condições, a precisão dos valores medidos é de 5/1023 ou seja, aproximadamente 4,9mV (32).

O ADC do microcontrolador foi utilizado com o objetivo de determinar a temperatura de operação do transdutor de US. A *datasheet* do termístor possui os valores de resistência correspondentes a cada valor de temperatura, cuja gama varia entre -30°C e 150°C. Para a aplicação pretendida, não existe interesse em se considerar toda a gama, motivo pelo qual se restringiu o intervalo para temperaturas variando entre 20°C e 50°C.

O valor da resistência (NTC) diminui exponencialmente com o aumento da temperatura, contudo para efeitos de arredondamento, aproximou-se a exponencial a uma reta. Tendo em conta a montagem da Figura 45 da secção 6.5 (Feedback), a tensão à entrada do ADC é dada por:

$$V_{ADC} = \frac{NTC}{NTC + 4700} V_{CC} \quad (\text{Eq. 9})$$



Na Tabela 23 estão presentes as equações que permitem determinar o valor de temperatura em função do  $V_{ADC}$ , os intervalos de temperatura considerados e o valor do  $V_{ADC}$  para diferentes temperaturas.

Tabela 23 – Cálculos efetuados para programação do ADC.

Intervalo de Temperatura	$V_{ADC}$	Equação
20°C a 30°C	$V_{ADC} T = 20^\circ\text{C} = 2,81V = 575$ $V_{ADC} T = 30^\circ\text{C} = 2,33V = 477$	$T \text{ }^\circ\text{C} = -0,1 \times V_{ADC} + 77,7$
30°C a 40°C	$V_{ADC} T = 40^\circ\text{C} = 1,89V = 386$	$T \text{ }^\circ\text{C} = -0,11 \times V_{ADC} + 82,5$
40°C a 50°C	$V_{ADC} T = 50^\circ\text{C} = 1,51V = 308$	$T \text{ }^\circ\text{C} = -0,13 \times V_{ADC} + 90$

Através destas equações, é determinado o valor de temperatura do transdutor através da leitura do valor de tensão à entrada do ADC.

## **Capítulo 8**

Testes Finais do  
Protótipo

Neste capítulo é apresentado o ambiente de desenvolvimento do projeto bem como os testes finais elaborados ao protótipo desenvolvido que incluem os testes cumulativos do *hardware* e *firmware*.

### 8.1 Ambiente de Desenvolvimento

Durante o presente projeto foram usadas diferentes ferramentas que permitiram obter o resultado que se apresenta neste capítulo. Assim, a Figura 50 resume as diferentes etapas percorridas.

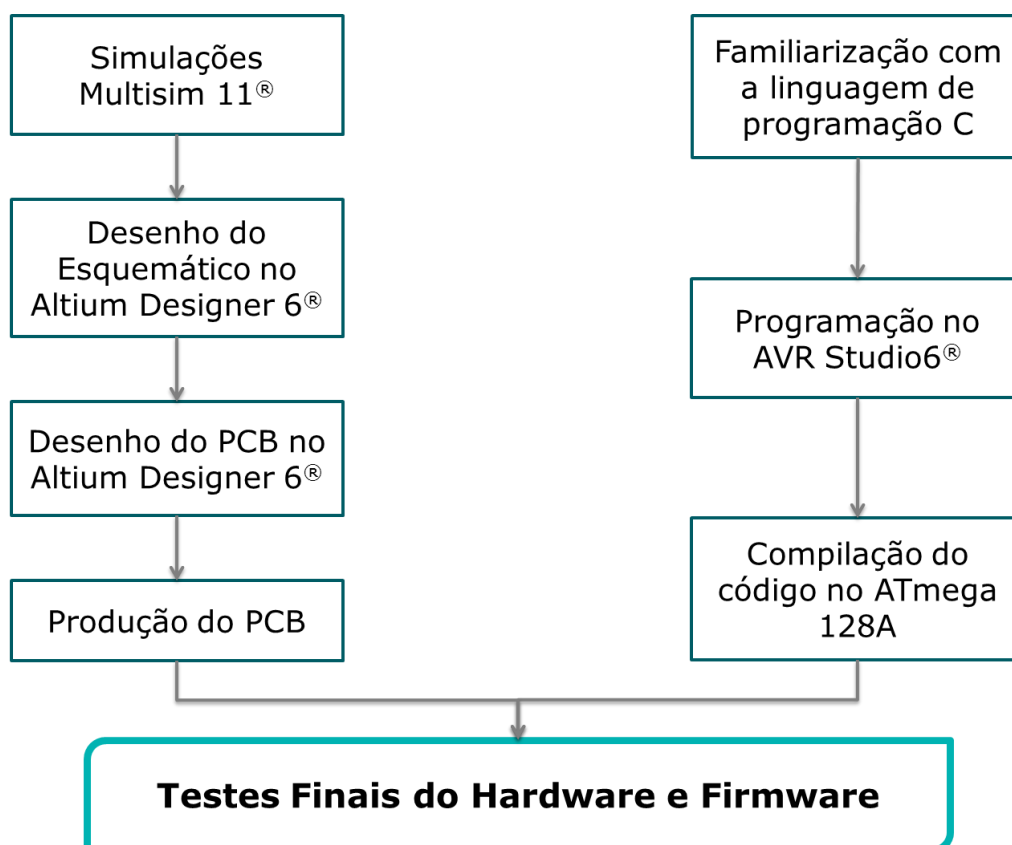


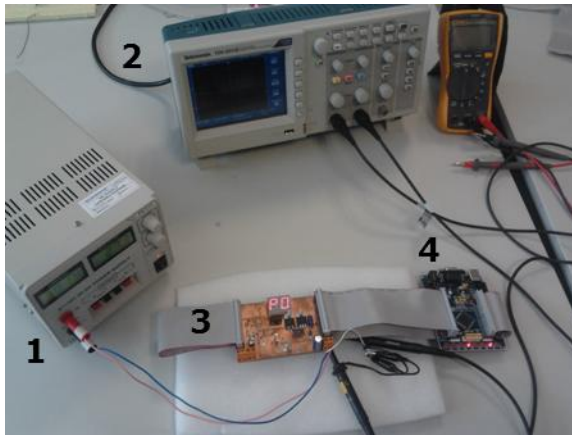
Figura 50 – Ambiente de Desenvolvimento do projeto.

Apresentado o ambiente de desenvolvimento do protótipo, apresentam-se os testes de integração do *hardware* e *firmware*.

### 8.2 Protótipo e Testes Finais

Depois de desenvolvido o *hardware* e o *firmware* foi necessário fazer a integração destes e proceder aos ajustes necessários. A montagem experimental utilizada na integração das duas vertentes do projeto está apresentada na Figura 51.

O firmware é utilizado para controlar o módulo gerador de sinal contudo haviam sido realizados testes ao *hardware* numa fase anterior à integração do *firmware*.



**Legenda:**

- 1 - Fonte de alimentação
- 2 - Osciloscópio
- 3 - Protótipo
- 4 - Placa de Desenvolvimento

Figura 51 – Montagem experimental da integração do *hardware* e *firmware*.

**8.2.1 Integração do *firmware* e módulo gerador de sinal**

Por definição, quando se alimenta a placa geradora, os *displays* são apresentados na posição P0 o que significa que, pressionando o botão START, é iniciado o programa zero. A Figura 52 representa os resultados obtidos para a emissão da onda correspondente ao programa 0.

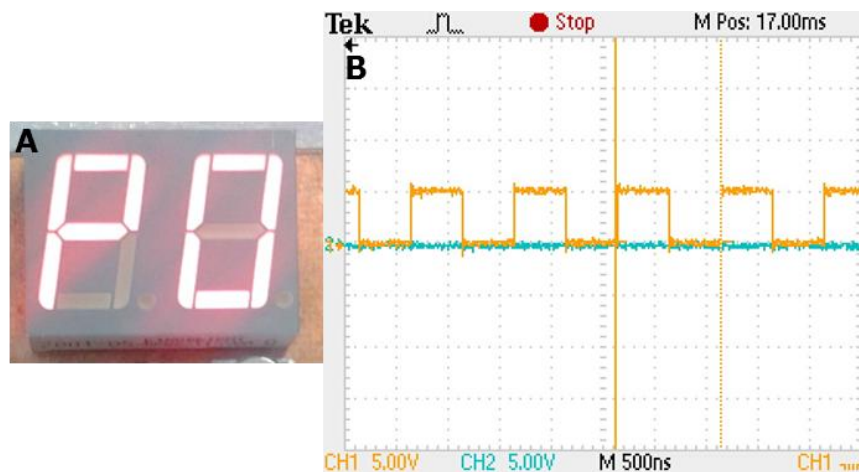


Figura 52 – Emissão correspondente ao tratamento P0.

O sinal do canal 2 do osciloscópio representa o sinal enviado pelo microcontrolador (0V) e o sinal do canal 1 corresponde ao sinal enviado a uma das *half-bridges*. Analisando a figura, conclui-se que ocorre emissão continuamente, tal como explicado na secção 6.3.4 (Acondicionamento do sinal através das portas lógicas).

O sinal enviado pelo microcontrolador possui o valor lógico 0 (ver Tabela 21) permitindo emissão de um sinal TTL com frequência igual a 1MHz para as *halfbridges* durante o tempo de tratamento (5 minutos).

A onda emitida pelo microcontrolador correspondente ao programa 1 está representada na Figura 53.

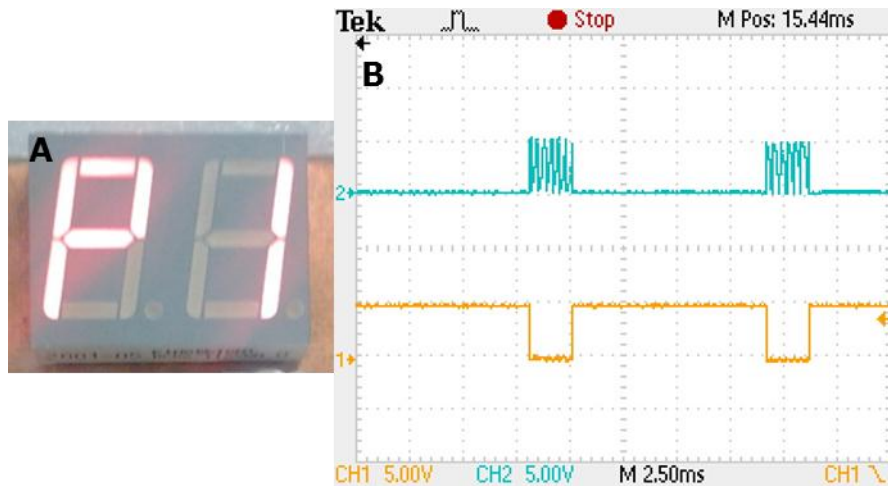


Figura 53 - Emissão correspondente ao tratamento P1.

O formato da onda TTL enviada pelo microcontrolador cumpre os requisitos correspondentes ao programa 2 da Tabela 21 ocorrendo emissão pulsada com ciclo de trabalho de 20%. Uma vez que a frequência de modulação utilizada é igual a 100Hz isto traduz-se em 2ms de tempo *on* seguido de 8ms de pausa. Durante o tempo *on* ocorre emissão de um sinal TTL com frequência igual a 1MHz.

A onda emitida pelo microcontrolador correspondente ao programa 2 está representada na Figura 54.

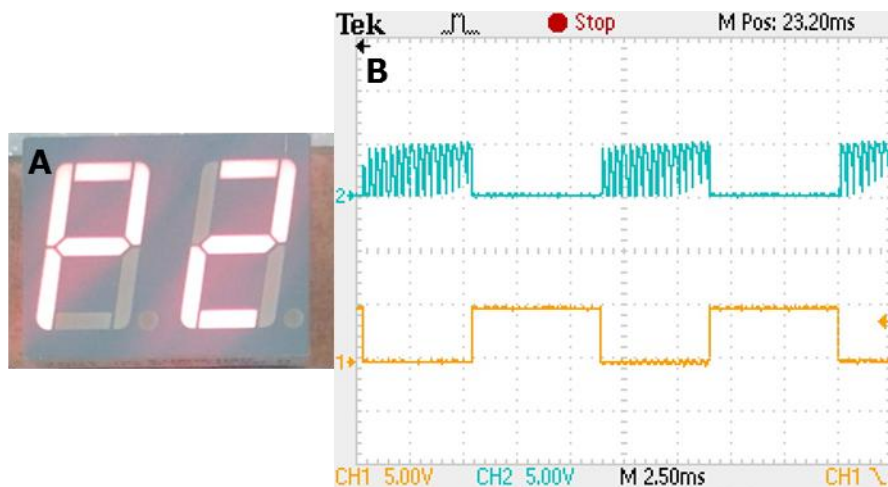


Figura 54 - Emissão correspondente ao tratamento P2.

O formato da onda TTL enviada pelo microcontrolador cumpre os requisitos correspondentes ao programa 2 da Tabela 21 ocorrendo emissão pulsada com ciclo de trabalho de 50%. À semelhança do tratamento 1, a frequência de modulação utilizada é 100Hz traduzindo-se num tempo *on* de 5ms seguido de 5ms de pausa. Durante o tempo *on* ocorre emissão de um sinal TTL com frequência igual a 1MHz.

A onda emitida pelo microcontrolador correspondente ao programa 3 está representada na Figura 55.

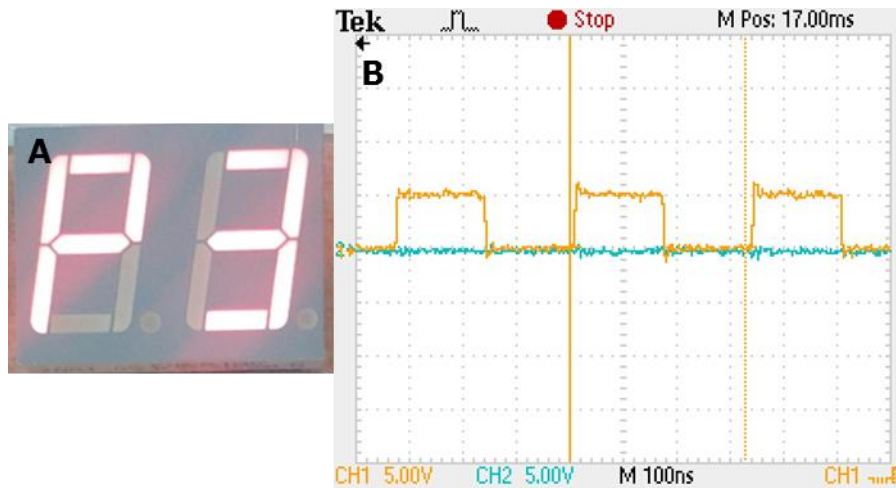


Figura 55 - Emissão correspondente ao tratamento P3.

Tal como definido na Tabela 21, o sinal enviado pelo microcontrolador possui o valor lógico 0 (canal 2). Este sinal é enviado durante todo o tempo de tratamento (5 minutos) ocorrendo emissão de um sinal TTL com frequência igual a 3MHz.

A onda emitida pelo microcontrolador correspondente ao programa 4 está representada na Figura 56.

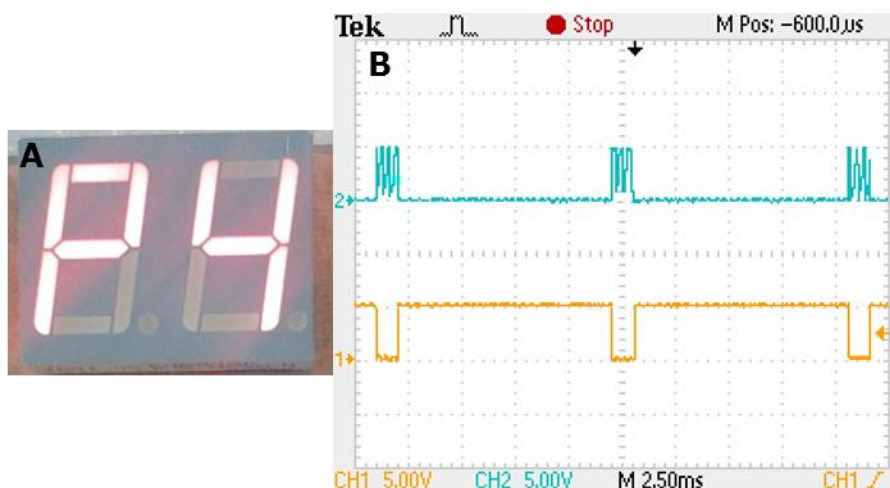


Figura 56 - Emissão correspondente ao tratamento P4.

O formato da onda TTL enviada do microcontrolador cumpre os requisitos correspondentes ao programa 4 da Tabela 21 ocorrendo emissão pulsada com ciclo de trabalho de 10%. A frequência de modulação utilizada é 100Hz traduzindo-se num tempo *on* de 1ms seguido de 9ms de pausa. Durante o tempo *on* ocorre emissão de um sinal TTL com frequência igual a 3MHz.

A onda emitida pelo microcontrolador correspondente ao programa 5 está representada na Figura 57.

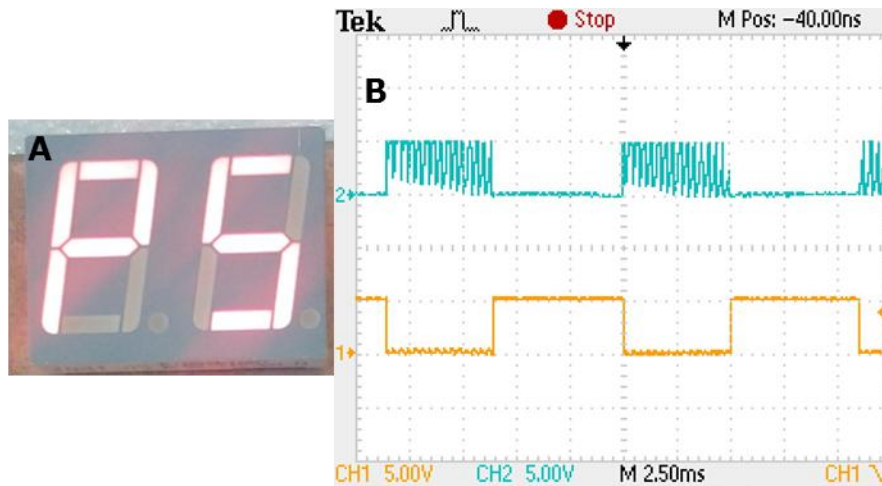


Figura 57 - Emissão correspondente ao tratamento P5.

O formato da onda TTL enviada do microcontrolador cumpre os requisitos correspondentes ao programa 5 da Tabela 21 ocorrendo emissão pulsada com ciclo de trabalho de 50%. A frequência de modulação utilizada é 100Hz traduzindo-se num tempo *on* de 5ms seguido de 5ms de pausa. Durante o tempo *on* ocorre emissão de um sinal TTL com frequência igual a 3MHz.

### 8.2.2 Módulo Amplificador e Output

O objetivo principal consistiu em desenhar um circuito simples e de baixo custo para efetuar o *driver* do transdutor de ultrassons. De acordo com estes requisitos, definiu-se que a *H-bridge* seria a tipologia de circuito a adotar para fazer o *driver* da sonda.

Esta configuração necessita de 4 MOSFETs de canal N sendo que o componente a ser utilizado como *driver* dos MOSFETs deve possuir um *high side driver* uma vez que, nesta configuração, o sinal de entrada (que funciona também como retorno do *high side driver*) é flutuante. Existem diversos componentes que podem ser utilizados como *drivers* para esta configuração no entanto, as elevadas frequências de operação, são um fator restritivo.

Foram analisadas diversos componentes passíveis de serem utilizados como *driver* e como MOSFET. Por uma questão de preço e suas características elétricas optou-se pelo MOSFET *driver* da Maxim MAX15B e pelo MOSFET STD da STMicroelectronics. As características destes componentes estão apresentadas na secção 6.4.1 Placa Geradora de Sinais: Versão 1.0 (ver Tabela 17 e Tabela 18).

O *driver* dos MOSFETs tem um funcionamento especificado até 1MHz. Segundo a *datasheet* do *driver* (30):

- *Turn-On Propagation Delay Time* igual a 36ns (valor típico) e 66ns (valor máximo) para o modelo MAX15B e uma capacitância de carga igual a 1000pF;
- *Turn-Off Propagation Delay Time* igual a 36ns (valor típico) e 66ns (valor máximo) para o modelo MAX15B e uma capacitância de carga igual a 1000pF;

Considerando os valores típicos, a frequência limite de operação dos *drivers* seria aproximadamente 14MHz ( $1/(72\text{ns})$ ). Da mesma forma, para os valores máximos a frequência limite de operação dos *drivers* seria aproximadamente

7.6MHz. Pelos motivos enumerados anteriormente assumiu-se que estes *drivers* poderiam operar então a 3MHz.

Considerando os valores típicos para o *Turn-On Propagation Delay Time* e *Turn-Off Propagation Delay Time* para o caso de 3MHz, a duração do tempo *on* seria aproximadamente 130ns, a mesma duração do tempo *off*.

Depois de efetuada a montagem experimental verificou-se que, para frequências superiores a 950kHz o consumo aumenta exponencialmente levando à destruição do driver, não sendo possível verificar a operabilidade do circuito de potência da sonda.

Dos testes efetuados com os *drivers* e os MOSFETs utilizados conclui-se que, para as frequências de operação definidas e para manter os consumos da ponte baixos, o *driver* deve conseguir operar acima dos 3MHz e os MOSFETs devem possuir uma capacidade de entrada mais baixa possível, tal como os MOSFETs utilizados.

De acordo com as *datasheets* dos circuitos integrados utilizados e tendo em conta que o *driver* foi alimentado com uma tensão de alimentação igual a 10V, a corrente de pico nos MOSFETs (ver Figura 58) é dada por:

$$I_{pico} = \frac{V_{DD}}{R_{OUT} + R} \quad (\text{Eq. 10})$$

O valor de  $R_{OUT}$  corresponde ao valor de resistência de saída do *driver* ( $2\Omega$ ); uma vez que o *driver* tem um pico de corrente de saída de 3A foi colocada uma resistência em série com a *gate* do MOSFET com o valor de  $2.2\Omega$ . O valor de C corresponde ao valor da capacitância de entrada do MOSFET e assume o valor de 870pF. Desta forma o valor da corrente de pico do MOSFET é de 2,38A.

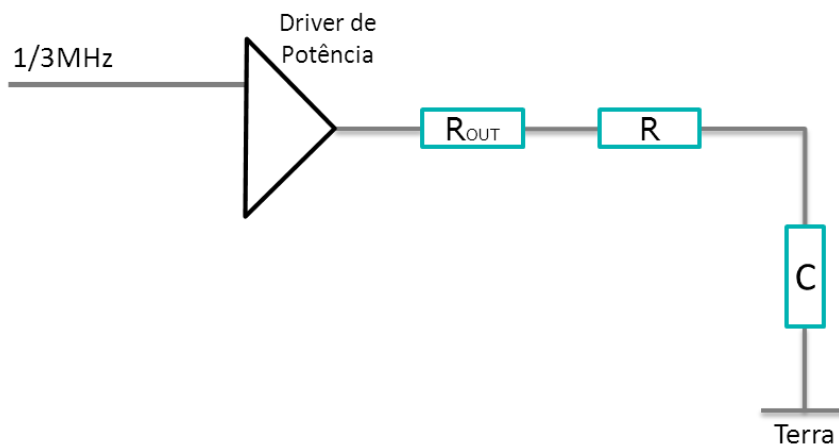


Figura 58 – Esquema utilizado para calcular o pico de corrente nos MOSFETs.

É necessário referir que a montagem apresentada foi testada para frequências menores sendo os resultados obtidos apresentados na Figura 59. Para a realização deste teste, retirou-se o circuito integrado oscilador e ligou-se diretamente o gerador de sinais no pino correspondente ao *output* do oscilador.



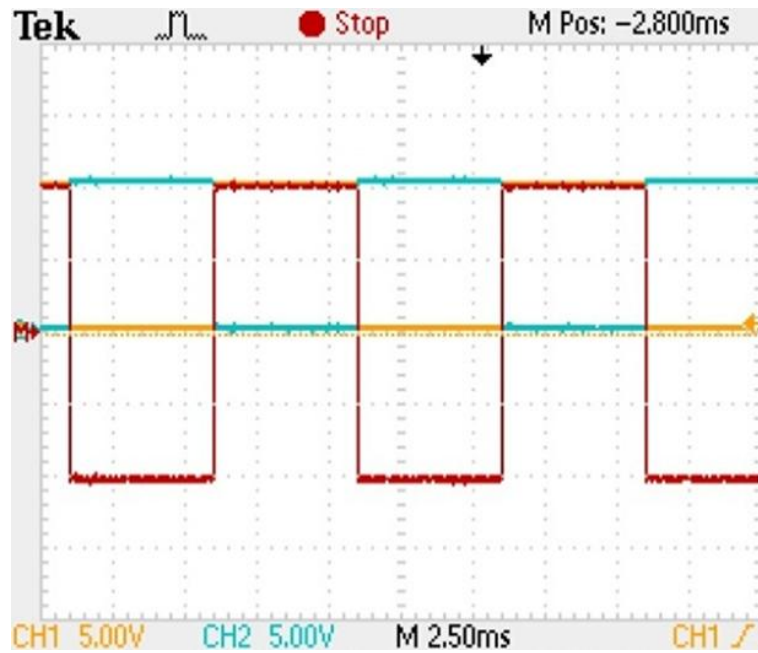


Figura 59 – *Output* da placa geradora de sinal para uma frequência igual a 100Hz.

Com os testes realizados concluiu-se que à medida que se aumenta gradualmente a frequência o consumo do circuito aumenta gradualmente disparando para valores de frequência próximos de 1MHz.



## **Capítulo 9**

Conclusões e Trabalho  
Futuro

## 9.1 Conclusões

A terapia por ultrassons integra um conjunto de modalidades terapêuticas utilizadas em Medicina Física e Reabilitação. Das suas aplicações destacam-se o alívio da dor, a ação anti-inflamatória e o relaxamento muscular podendo ser utilizados também como veículo de administração transdérmica de fármacos; motivos que justificam a sua ampla utilização em clínicas de reabilitação e o aparecimento de imensos dispositivos no mercado.

Para finalidades terapêuticas, devem utilizar-se frequências entre 0,75 e 3MHz, sendo as últimas utilizadas no tratamento de lesões mais superficiais. Desta forma, o dispositivo desenvolvido foi construído por forma a permitir tratamentos com frequências de 1 e 3MHz.

Previamente ao desenvolvimento do *hardware*, arquitetou-se o diagrama de blocos que permitiu a organização do mesmo. Cada fase do desenvolvimento do *hardware* correspondeu ao desenvolvimento de cada bloco e à integração dos mesmos.

Numa primeira fase construiu-se o circuito necessário à geração do sinal TTL de 1 e 3 MHz de frequência, tendo-se utilizado para o efeito um oscilador de 24MHz que após divisões sucessivas de frequência permitiu obter os sinais TTL com as frequências definidas nos requisitos do dispositivo. A segunda fase consistiu no desenho de um circuito adequado para amplificar o sinal TTL para um sinal alternado com amplitude pico a pico igual a 48V. Para tal foi desenhado um circuito composto por duas *half-bridges* e quatro MOSFETs, sendo necessário inverter primeiramente sinal por forma a se obter uma onda alternada à saída.

Ao longo do desenvolvimento do *hardware* foram definidos alguns dos requisitos de *firmware*; a seleção da frequência de operação assim como a definição do modo de tratamento está dependente da ativação de algumas das portas lógicas presentes no circuito.

A programação do microcontrolador permitiu fazer o controlo dos parâmetros enumerados. O sinal enviado à porta lógica responsável pelo *on/off* do sistema permite o controlo do ciclo de trabalho em modo pulsado bem como a emissão em modo contínuo. Desta forma, a abordagem implementada permite ao utilizador um conjunto de modalidades terapêuticas mais vasto.

Deste trabalho resulta uma placa geradora de sinais que não cumpre com todos os requisitos definidos anteriormente pelo facto do driver dos MOSFETs possuir um consumo de corrente exagerado para frequências próximas de 1MHz. Este documento inclui também algumas das estratégias utilizadas para o desenvolvimento do *hardware* e que não permitiam cumprir os requisitos mínimos definidos inicialmente, indicando quais não devem ser replicadas.

## 9.2 Trabalho Futuro

Uma vez que o módulo amplificador concebido não permite fazer o *driver* da sonda às frequências pretendidas, é necessário voltar a desenhar este bloco por forma a cumprir os requisitos de frequência de operação do dispositivo. Como ficou demonstrado, a estratégia utilizada para o módulo amplificador é viável contudo os componentes selecionados não são adequados.

Uma alternativa a ter em consideração consiste na utilização de um circuito integrado que possa ser utilizado como *driver* dos MOSFETs. Este circuito integrado deve possuir, tal como as *half-bridges* utilizadas, um *high-side/low-side driver*.

Um dos circuitos integrados que respeitam as características enumeradas é o Si8. Este componente contém dois *drivers* isolados e permite frequências de comutação até 8MHz.

Em relação ao circuito elétrico que integra a versão 2.0 da placa geradora de sinais, a alteração a fazer consiste na substituição das *half-bridges* construindo a montagem de acordo com as especificações presentes na *datasheet* do componente. Desta forma, o sinal enviado pelo microcontrolador para o PB6 seria conectado ao pino *disable* do circuito e o sinal TTL de 1 ou 3MHz que corresponde à entrada do MAX15019B (pinos 5 e 6) deve ser a entrada do novo componente (pino PWM). O esquemático foi elaborado com recurso ao *software Altium Designer10*<sup>®</sup> (ver Anexo VI: Trabalho Futuro) contudo o tempo disponível não foi suficiente para desenhar o circuito impresso, sendo esta uma tarefa futura.

Numa fase posterior, seria interessante fazer uma análise do circuito e projetá-lo de forma a cumprir com a norma IEC-60601, referente à segurança de dispositivos médicos elétricos.

Finalmente e uma vez que a empresa está a desenvolver paralelamente um dispositivo portátil de eletroterapia, seria interessante integrar o *hardware* utilizado no dispositivo de UST. O desenvolvimento de um dispositivo médico que permitisse a aplicação das duas modalidades terapêuticas apresenta-se como uma mais-valia uma vez que em clínicas de Medicina Física e Reabilitação são amplamente utilizadas como modalidades terapêuticas complementares.

### **9.3 Apreciação Final**

O projeto desenvolvido assumiu um papel de especial relevância no meu percurso académico uma vez que permitiu o contacto com o ambiente empresarial e as suas metodologias de trabalho. Desta forma, foi possível observar quais os métodos que devem ser utilizados durante a conceção e desenvolvimento de um dispositivo médico.

Pelos objetivos propostos inicialmente, a sua concretização permitiu aumentar os meus conhecimentos no que diz respeito à conceção e desenvolvimento de circuitos elétricos, às ferramentas utilizadas no desenho e fabrico de circuitos impressos e à programação de microcontroladores.

Pelos motivos enumerados e por me ter permitido adquirir novas apetências essenciais para o meu futuro profissional, considero a minha experiência na Exatronic muito gratificante.

## Bibliografia

1. **Direcção-Geral da Saúde - Ministério da Saúde.** *Rede de Referenciação Hospitalar de Medicina Física e Reabilitação.* Lisboa : Direcção-Geral da Saúde, 2002. 972-675-093-8.
2. **Alto Comissariado para a Saúde.** *Estratégias para a Saúde: Objectivos para o Sistema de Saúde.* Lisboa : Direcção Geral da Saúde, 2011.
3. **Leighton, Timothy G.** What is ultrasound? *Progress in Biophysics & Molecular Biology.* 2007, Vol. 93, pp. 8-83.
4. **Prentice, William E., Quille, William S. e Underwood, Frank.** *Therapeutic Modalities for Physical Therapist.* USA : McGraw-Hill, 2002. 10.1036/0071376925.
5. **Low, John e Reed, Ann.** *Physical Principles Explained.* s.l. : Butterworth-Heinemann, 1994. 0 7506 0748 3.
6. **O'Brien Jr., William D.** Ultrasound-biophysics mechanisms. *Progress in Biophysics Biology.* 2007, Vol. 93, pp. 212-255.
7. **Prentice, William E.** *Therapeutic Modalities in Rehabilitation.* s.l. : McGraw Hill, 2003.
8. **Speed, C.A.** Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions. *Rheumatology.* 2001, Vol. 40, pp. 1331-1336.
9. **Corp., Mettler Electronics.** [http://www.mettlerelectronics.com/category/therapeutic-ultrasound.](http://www.mettlerelectronics.com/category/therapeutic-ultrasound) [Online] [Citação: 1 de Junho de 2012.]
10. **Cameron, Michelle H.** *Physical Agents in Rehabilitation - From Research to Practice.* USA : Saunders, 2003.
11. **Ferreira, L., et al.** *Ultra-Som e Meios de Contacto: Medição das Condutibilidades Específicas.* 2006.
12. **Szabo, Thomas L.** *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out.* USA : Elsevier, 2004.
13. **Dickinson, Renée.** [Online] [Citação: 4 de Junho de 2012.] [http://courses.washington.edu.](http://courses.washington.edu)
14. **Azhari, Haim.** *Basics of Biomedical Ultrasound for Engineers.* s.l. : John Wiley & Sons, 2010.
15. **Santos, André Eiras dos.** *Desenvolvimento de Dispositivo de Ultra-Som para Medicina Física e Reabilitação.* Coimbra : s.n., 2010.
16. **Hill, C. R., Bamber, J. C. e ter Haar, G. R.** *Physical Principles of Medical Ultrasonics.* 2ª. s.l. : John Wiley & Sons, 2004.

17. **Forum, Skin Care.** [Online] [Citação: 5 de Junho de 2012.] [http://www.scf-online.com/english/37\\_e/skinpenetration37\\_e.htm](http://www.scf-online.com/english/37_e/skinpenetration37_e.htm).
18. **Sorisa.** Pulson 100. [Online] [Citação: 15 de Novembro de 2011.] <http://www.sorisa.pt/produto>.
19. **Physiomed.** [Online] [Citação: 17 de Novembro de 2011.] <http://www.medicineto.pt>.
20. **Sorisa.** Aparelho de Terapia por Ultra-Sons com Ecrã de alta resolução multifrequência - PULSON 200. [Online] [Citação: 15 de Novembro de 2011.] <http://www.sorisa.pt/produto>.
21. —. PHYACTION UB Multifrequência. [Online] [Citação: 15 de Novembro de 2011.] <http://www.sorisa.pt/produto>.
22. **Santos, Mário J.S.F. dos.** *Apontamentos da cadeira de Instrumentação para Imagiologia Médica do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica da Universidade de Coimbra.* 2009.
23. **HTM Indústria de Equipamentos Eletro-Eletrônicos, Ltda.** Weblusa. [Online] 2006. [Citação: 11 de Junho de 2012.] [http://www.weblusa.com/manual\\_profissional\\_ultra\\_sons.pdf](http://www.weblusa.com/manual_profissional_ultra_sons.pdf).
24. **Jameco Electronics.** 5W Output Switching Power Supply NFM-05 series. [Online] NFM-05-SPEC 2007-09-19.
25. **Fairchild Semiconductor Corporation.** *3-Terminal Positive Adjustable Regulator.* [Online] Rev. 1.0.6.
26. **Epson Toyocom.** Crystal Oscillator SPXO. [Online]
27. **Texas Instruments.** 4-bit synchronous binary counters. [Online] SCLS297D - Rev. Setembro 2003.
28. **Electronics-Tutorials.** *Web site de Electronics-Tutorials.* [Online] [Citação: 19 de Junho de 2012.] [http://www.electronics-tutorials.ws/counter/count\\_3.html](http://www.electronics-tutorials.ws/counter/count_3.html).
29. **NXP Semiconductors.** Quad 2-input NOR gate. [Online] Rev. 03 - 18 Setembro 2008.
30. **Maxim Integrated Products.** 125V/3A Half-Bridge MOSFET Drivers. [Online] 19-4146; Rev 1;9/08.
31. **STMicroelectronics.** N-channel 100V, 23A Power MOSFET. [Online] Rev 6 (November 2008).
32. **Atmel Corporation.** Produtos: Atmel. *Web site de Atmel.* [Online] 2012. [Citação: 20 de Junho de 2012.] <http://www.atmel.com/Images/8151S.pdf>.





Anexos





OS SEGUINTE ANEXOS NÃO ESTÃO DISPONÍVEIS PARA VISUALIZAÇÃO PÚBLICA

**Anexo I: Estudo de Mercado**

**Anexo II: Simulação *Multisim11*<sup>®</sup>**

**Anexo III: Esquemático da placa de desenvolvimento**

**Anexo IV: Ficheiros *Altium*<sup>®</sup> da versão 1.0 da placa geradora de sinais**

**Anexo V: Ficheiros *Altium*<sup>®</sup> da versão 2.0 da placa geradora de sinais**

**Anexo VI: Trabalho Futuro**