



UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR  
Faculdade de Engenharia  
Departamento de Engenharia Electromecânica

# **Avaliação e aperfeiçoamento das especificações técnicas em dispositivos de lipoaspiração não invasiva por ultra-sons**

**Joana Margarida Ribeiro Paulo**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em  
**Engenharia Electrotécnica e de Computadores**

**Ramo: Sistemas Biónicos**

(2º ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Doutor Pedro Dinis Gaspar  
Co-orientador: Eng. Rui Neves

**Covilhã, Outubro de 2011**



*“No meio da dificuldade encontra-se a oportunidade”*  
Albert Einstein



## AGRADECIMENTOS

Num momento tão significativo e porque uma dissertação representa todo o curso e não apenas o ano em que esta foi feita, não posso deixar de agradecer àqueles que durante os meus cinco anos de licenciatura/mestrado em Ciências Biomédicas/Engenharia Electrotécnica contribuíram para este feito.

No decorrer deste trabalho foram muitas as pessoas que apoiaram, incentivaram e colaboraram na sua realização, às quais não posso deixar de manifestar o meu mais sincero agradecimento.

Pela orientação, o meu agradecimento vai para o Prof. Doutor Pedro Dinis Gaspar que, como meu orientador, sempre reuniu todas as condições para que conseguisse realizar o projecto, mostrando-se sempre disponível para me auxiliar em qualquer matéria, já para não falar da motivação por ele demonstrada e sem a qual a concretização desta dissertação seria dificultada.

Por este ano de trabalho quero agradecer ao Engenheiro Rui Neves pela ajuda e pelo apoio concedido, disponibilidade e pelos conhecimentos que partilhou durante a concretização desta dissertação. Cabe aqui também um agradecimento à empresa Sorisa S.A., que comercializa equipamentos de Lisospiração Não invasiva por Ultra-sons cuja colaboração neste estudo residiu na disponibilização destes equipamentos e na possibilidade de aplicação dos inquéritos aos seus clientes.

Ao Luis Tomás e ao Eng. João de Melo pelo suporte técnico e material disponibilizado durante a componente experimental deste trabalho, porque sem a troca de ideias constante sobre diversos temas durante todo o projecto não teria desenvolvido um trabalho com o mesmo valor.

Desejo ainda agradecer a todos os amigos que fiz durante este percurso académico e que sempre estiveram a meu lado nos momentos positivos e negativos. Se me permitem, de todos eles gostaria de salientar aqueles que acompanharam o meu trajeto: Pedro Serra, Idália Pedro, Lurdes Correia e Ana Lourenço.

Quero ainda prestar um especial agradecimento a Manuel Goulart pela segurança e o incentivo transmitido, pois são elementos fulcrais ao desenvolvimento de qualquer trabalho.

Por fim mas não menos importante, agradeço aos meus pais e irmão pela confiança, amor e auxílio perante as decisões por mim tomadas e pela estabilidade familiar necessária para nos sentirmos sempre apoiados para ultrapassar qualquer barreira.



## RESUMO

Desde sempre a mulher tentou alcançar o corpo perfeito, recorrendo a variados tratamentos e tecnologias para atingir tal fim. Um dos problemas que mais despoletou esta procura é a Lipodistrofia Ginoide (LG), popularmente conhecida por celulite.

Um dos tratamentos que tem por vista colmatar este problema é a lipoaspiração, que remonta à década de 80, mas actualmente a lipoaspiração não invasiva por ultra-sons (LNIUS) caracteriza-se por ser o tratamento que melhores resultados alcança, em termos de tempo e custo. Por esta razão, inúmeros são os centros de estética que disponibilizam este tratamento. Contudo, a totalidade dos riscos intrínsecos a esta tecnologia continuam desconhecidos.

O desconhecimento dos padrões de propagação da onda ultrasónica e da forma de aquecimento do tecido biológico aumentam os riscos de efeitos secundários.

A carência de métodos acessíveis e de fácil manipulação para avaliar o desempenho dos equipamentos de LNIUS conduz a uma débil informação a respeito da periodicidade com que estes aparelhos devem ser calibrados.

Assim, um dos principais problemas destes equipamentos é a falta de calibração e difícil verificação da potência emitida.

Este estudo pretende explorar o problema da LG e quais as vantagens e desvantagens na tecnologia existente no tratamento da mesma. Um equipamento de LNIUS, o *Magic Station*, é o principal alvo de análise, avaliando as suas características de funcionamento, e definindo um método que permita avaliar a potência emitida pelo transdutor de ultra-sons (US).

Pretende-se também analisar o panorama actual da aplicação da LNIUS em Portugal através de questionários efectuados em diversos centros de estética. Os resultados permitem aferir o conhecimento dos colaboradores destes centros, com formação técnica ou não, sobre as particularidades que envolvem a utilização deste tipo de dispositivos.

## PALAVRAS-CHAVE

Ultra-sons, calibração, lipoaspiração, cavitação, celulite, transdutor, *Magic Station*, estética, potência de saída.



## ABSTRACT

From the beginning, women have always tried to achieve the perfect body, using a range of treatments and technologies to reach such results. One of the problems that triggers this demand is the gynoid lipodystrophy (LG), commonly known as cellulite.

One of the treatments that tries to solve this problem is Liposuction, and it dates back to the 80s but nowadays non-invasive ultrasonic liposuction seems to be the treatment that achieves better results, considering the relation time versus costs. For this reason, there are a numerous of beauty salons that offer this treatment. However, the risks inherent to this treatment are still unknown.

The lack of standards of ultrasonic wave propagation and the form of heating of biological tissue increases the risk of side effects.

The absence of accessible and easily manipulated methods to evaluate the performance of non-invasive ultrasonic liposuction leads to a weak information about the frequency with which these devices must be calibrated. Therefore, the major problem in these devices is the nonexistence of calibration and verification of emitted power.

This study explores the problem of LG and the advantages and disadvantages of the technologies associated. A particular ultrasonic liposuction device, the Magic station, is the main target of this analysis. Its working characteristics are analysed, in order to find a methodology for assessing the power emitted by the ultrasonic transducer.

It's also intended an analysis in how the ultrasonic liposuction treatments are made in Portugal. For this, it was made a questionnaire carried out at various beauty salons. The questionnaire results allowed assessing the knowledge of workers of beauty centers, with technical training or not, on specific issues involving the use of such devices.

## KEYWORDS

Ultrasound, calibration, liposuction, cavitation, cellulite, transducer, Magic Station, aesthetic, output power.



# ÍNDICE

|  |              |
|--|--------------|
| <b>Agradecimentos</b> .....                              | <b>v</b>     |
| <b>Resumo</b> .....                                      | <b>vii</b>   |
| <b>Palavras-chave</b> .....                              | <b>vii</b>   |
| <b>Abstract</b> .....                                    | <b>ix</b>    |
| <b>Keywords</b> .....                                    | <b>ix</b>    |
| <b>Índice</b> .....                                      | <b>xi</b>    |
| <b>Lista de Figuras</b> .....                            | <b>xv</b>    |
| <b>Lista de Tabelas</b> .....                            | <b>xvii</b>  |
| <b>Nomenclatura</b> .....                                | <b>xviii</b> |
| <br>   |              |
| <b>Introdução</b> .....                                  | <b>21</b>    |
| 1.1 Motivação .....                                      | 21           |
| 1.2 Relevância do Estudo .....                           | 21           |
| 1.3 Objectivo .....                                      | 22           |
| 1.4 Aspectos inovadores.....                             | 22           |
| 1.5 Estrutura e organização da dissertação .....         | 22           |
| <br>   |              |
| <b>Revisão Bibliográfica</b> .....                       | <b>25</b>    |
| 2.1 Sistema Tegumentar .....                             | 25           |
| 2.2 Tecido Conjuntivo .....                              | 26           |
| 2.3 Tecido Adiposo .....                                 | 26           |
| 2.4 Lipodistrofia Ginoide (LG).....                      | 28           |
| 2.5 Factores que favorecem o desenvolvimento da LG ..... | 28           |
| 2.5.1 Requisitos do Paciente .....                       | 33           |
| 2.5.2 Técnicas de Aplicação .....                        | 33           |

|        |  |           |
|--------|--|-----------|
| 2.5.3  | Duração do Tratamento.....                                       | 34        |
| 2.5.4  | Eliminação da Gordura.....                                       | 34        |
| 2.5.5  | Contra Indicações.....   | 35        |
| 2.5.6  | Nota conclusiva .....  | 36        |
|        | <b>Princípios Físicos, Técnicos e Fisiológicos.....</b>          | <b>37</b> |
| 3.1    | Tipo de estudo.....  | 37        |
| 3.2    | Geração do Sinal .....   | 37        |
| 3.3    | Características dos US.....                                      | 39        |
| 3.3.1  | Comprimento de onda .....  | 40        |
| 3.3.2  | Frequência e profundidade de penetração .....                    | 40        |
| 3.3.3  | Absorção.....  | 41        |
| 3.3.4  | Intensidade .....  | 42        |
| 3.3.5  | Velocidade .....   | 43        |
| 3.3.6  | Propagação do feixe de US.....                                   | 43        |
| 3.3.7  | Beam Nonuniformity Ratio (BNR) .....                             | 46        |
| 3.3.8  | Interface de Materiais.....                                      | 46        |
| 3.3.9  | Meios de Acoplamento .....                                       | 47        |
| 3.3.10 | Modo contínuo e Pulsado.....                                     | 48        |
| 3.4    | Efeito do US.....  | 49        |
| 3.4.1  | Efeitos Térmicos .....   | 50        |
| 3.4.2  | Efeitos não-térmicos .....                                       | 51        |
| 3.5    | Nota conclusiva.....   | 53        |
|        | <b>Características técnicas de um equipamento de LNIUS .....</b> | <b>55</b> |
| 4.1    | Generalidades.....   | 55        |
| 4.2    | Arquitectura do sistema.....                                     | 55        |
| 4.2.1  | Placa amplificadora de ultra-sons e correntes.....               | 56        |
| 4.2.2  | Placa do Manipulo .....  | 59        |
| 4.2.3  | Sinal eléctrico gerado.....                                      | 60        |
| 4.2.4  | Acessórios (Transdutores) .....                                  | 61        |

|       |   |           |
|-------|---|-----------|
| 4.3   | Magic Station .....   | 62        |
| 4.3.1 | Características do equipamento .....                                      | 63        |
| 4.3.2 | Tratamento .....  | 63        |
| 4.3.3 | Parâmetros Específicos de Cavitação .....                                 | 64        |
|       | <b>Calibração .....</b>   | <b>67</b> |
| 5.1   | Definição .....   | 67        |
| 5.2   | Calibração do Magic Station .....   | 68        |
| 5.2.1 | Medição do nível acústico .....   | 71        |
| 5.3   | Métodos de verificação da calibração .....                                | 73        |
| 5.3.1 | Método da força de radiação.....  | 73        |
| 5.3.2 | Método da medição do campo sonoro com Hidrofone.....                      | 74        |
| 5.3.3 | Método da medição do campo sonoro com receptor/hidrofone .....            | 76        |
| 5.3.4 | Método da Calorimetria .....  | 76        |
| 5.4   | Nota Conclusiva .....   | 78        |
|       | <b>Procedimento Experimental, Resultados e sua Discussão .....</b>        | <b>79</b> |
| 6.1   | Teste do Calorímetro .....  | 79        |
| 6.1.1 | Procedimento Experimental .....   | 79        |
| 6.1.2 | Resultados.....   | 80        |
| 6.1.3 | Discussão .....   | 83        |
| 6.2   | Método de medição do campo sonoro por receptor/hidrofone .....            | 84        |
| 6.2.1 | Procedimento Experimental .....   | 84        |
| 6.2.2 | Resultados.....   | 86        |
| 6.2.3 | Discussão .....   | 86        |
| 6.3   | Método de medição do campo sonoro com Receptor Ultra-sónico SCM-401R..... | 87        |
| 6.3.1 | Procedimento Experimental .....   | 87        |
| 6.3.2 | Resultados.....   | 88        |
| 6.3.3 | Discussão .....   | 90        |
| 6.4   | Aplicação de questionários.....   | 90        |
| 6.4.1 | Procedimento Experimental .....   | 90        |

|       |                            |            |
|-------|----------------------------|------------|
| 6.4.2 | Resultados .....           | 90         |
| 6.4.3 | Discussão .....            | 97         |
| 6.5   | Nota conclusiva .....      | 97         |
|       | <b>Conclusão .....</b>     | <b>99</b>  |
| 7.1   | Conclusões Finais .....    | 99         |
| 7.2   | Perspectivas Futuras ..... | 100        |
| 7.3   | Apreciação Final .....     | 101        |
|       | <b>Bibliografia .....</b>  | <b>103</b> |
|       | <b>Anexo 1 .....</b>       | <b>109</b> |
|       | <b>Anexo 2 .....</b>       | <b>111</b> |

## LISTA DE FIGURAS

|  | Página |
|--|--------|
| Figura 2.1 - Estrutura da Pele.....  | 25     |
| Figura 2.2 - Adipócitos e a sua localização. ....  | 27     |
| Figura 2.3 - Disposição dos adipócitos. Tecido adiposo normal vs tecido com gordura..... | 27     |
| Figura 2.4 - Estrutura do tecido adiposo do homem comparativamente ao da mulher.....     | 30     |
| Figura 2.5 - Lipoaspiração com recurso cânulas.....                                      | 31     |
| Figura 3.1 - Geração de US.....  | 37     |
| Figura 3.2 - Efeito piezoelétrico .....  | 38     |
| Figura 3.3 - Espessura do cristal VS Frequência emitida.....                             | 39     |
| Figura 3.4 - Características das ondas de US.....  | 39     |
| Figura 3.5 - Variação da absorção com a quantidade de proteína presente no tecido.....   | 41     |
| Figura 3.6 - Propagação das ondas longitudinais e ondas transversais.....                | 44     |
| Figura 3.7 - Demonstração de ondas no campo próximo e no campo distante.....             | 45     |
| Figura 3.8 - Percentagem de reflexão dos entre os diversos materiais.....                | 49     |
| Figura 3.9 - A) Fenómeno de cavitação; B) Microfluxo .....                               | 51     |
| Figura 4.1 - Esquema representativo de um dispositivo LNIUS.....                         | 55     |
| Figura 4.2 - Circuito de potência geral do equipamento e LNIUS.....                      | 56     |
| Figura 4.3 - Síntese DDS dos sinais de comutação.....                                    | 57     |
| Figura 4.4 - Ciclo de regulação e controle da saída dos ultra-sons.....                  | 58     |
| Figura 4.5 - Medição da tensão à saída do transdutor de ultra-sons.....                  | 58     |
| Figura 4.6 - Geração da corrente.....  | 59     |
| Figura 4.7 - Diagrama de blocos da placa do manipulador.....                             | 60     |
| Figura 4.8 - Esquema de um transdutor de US.....   | 61     |
| Figura 4.9 - Interface do Magic Station para iniciar o tratamento de cavitação.....      | 64     |
| Figura 5.1 - Tela de edição do manipulador.....  | 69     |
| Figura 5.2 - Demonstração do ponto de ressonância do transdutor.....                     | 70     |
| Figura 5.3 - Amplitude do pulso detectado pelo medidor de nível acústico.....            | 70     |

|   |    |
|---|----|
| Figura 5.4 - Indicação de calibração armazenada correctamente.....                      | 71 |
| Figura 5.5 - Medição do nível acústico emitido.....                                     | 72 |
| Figura 5.6 - Aferição acústica pela balança de força de radiação.....                   | 73 |
| Figura 6.1 - Aumento da temperatura modo F1 relativamente ao tempo.....                 | 81 |
| Figura 6.2 - Aumento da temperatura modo F2 relativamente ao tempo.....                 | 82 |
| Figura 6.3 - Utensílios utilizados para aferir os resultados.....                       | 83 |
| Figura 6.4 - Ligação do osciloscópio ao cristal piezoeléctrico.....                     | 85 |
| Figura 6.5 - Demonstração da montagem experimental.....                                 | 85 |
| Figura 6.6 - Ilustração da montagem experimental.....                                   | 86 |
| Figura 6.7 - Resultados obtidos visualmente no osciloscópio.....                        | 86 |
| Figura 6.8 - Exemplo de uma das formas de onda (eléctrica) captada pelo transdutor..... | 88 |
| Figura 6.9 - Densidade espectral de potência (PSD) das várias formas de onda.....       | 89 |
| Figura 6.10 - Habilitações Literárias.....  | 91 |
| Figura 6.11 - Marca e modelo do equipamento.....  | 92 |
| Figura 6.12 - Queixas relativamente ao funcionamento do equipamento.....                | 92 |
| Figura 6.13 - Sessões de Cavitação sem os resultados esperados.....                     | 93 |
| Figura 6.14 - Intensidade Utilizada.....  | 93 |
| Figura 6.15 - Tempo médio de cada sessão de Cavitação.....                              | 93 |
| Figura 6.16 - Regime de pulso utilizado com mais frequência.....                        | 95 |
| Figura 6.17 - Informação disponibilizada é correcta e suficiente?.....                  | 95 |
| Figura 6.18 - Equipamentos que sofreram manutenção.....                                 | 96 |
| Figura 6.19 - Equipamentos calibrados.....  | 97 |
| Figura 6.20 - Entidade responsável pela calibração dos equipamentos.....                | 97 |

## LISTA DE TABELAS

|  | Página |
|--|--------|
| Tabela 2.1 - Diferentes graus de análise da LG .....   | 28     |
| Tabela 3.1 - Interface de Materiais/Tecidos.....   | 46     |
| Tabela 3.2 - Percentagem de reflexão entre os diversos materiais.....                              | 47     |
| Tabela 4.1 - Características gerais do Magic Station.....  | 63     |
| Tabela 4.2 - Parâmetros específicos para o tratamento de cavitação pelo <i>Magic Station</i> ..... | 65     |
| Tabela 5.1 - Valor de referência para calibração do transdutor.....                                | 71     |
| Tabela 5.2 - Alteração de massa relativamente à potência acústica emitida.....                     | 74     |
| Tabela 6.1 - Aumento da temperatura modo F1 relativamente ao tempo .....                           | 80     |
| Tabela 6.2 - Aumento da temperatura modo F1 relativamente ao tempo .....                           | 81     |

## NOMENCLATURA

### Simbologia

|              |   |
|--------------|---|
| $A$          | Amplitude da onda, [dB].  |
| $a$          | Coefficiente de atenuação do tecido, [Np/mm].   |
| $c$          | Velocidade de propagação do som no meio, [m/s].   |
| $C_1$        | Velocidade da luz no vácuo, = 299.792,458 [km/s].   |
| $C_p$        | Calor específico a pressão constante, [J/(kg·K)].   |
| $E$          | Factor das propriedades elásticas do meio.  |
| $f$          | Frequência, [Hz = 1/s].   |
| $I_{(z)}$    | Intensidade US, [W/m <sup>2</sup> ].  |
| $I_0$        | Intensidade inicial, [W/m <sup>2</sup> ].   |
| <i>ISATP</i> | <i>Spatial Average - Temporal Peak Intensity</i> (Intensidade média durante o tempo de emissão), [W/cm <sup>2</sup> ].            |
| <i>ISATA</i> | <i>Spatial Average and Temporal Average Intensity</i> (Média da intensidade aplicada em todo o tratamento), [W/cm <sup>2</sup> ]. |
| $K$          | Condutividade térmica, [W/(m·K)].   |
| $L$          | Espessura do cristal, [m].  |
| $MI$         | Índice Mecânico, [-].   |
| $P_r$        | Pico de pressão da rarefacção do sinal acústico, [MPa].   |
| $Q$          | Quantidade de energia, [J].   |
| $q_v$        | Distribuição da fonte de calor, [W/m <sup>3</sup> ].  |
| $R$          | Densidade do meio, [kg/m <sup>3</sup> ].  |
| $t$          | Tempo, [s].   |
| $T$          | Período, [s].   |

|       |   |
|-------|---|
| $T_0$ | Temperatura ambiente inicial, [K].          |
| $u$   | Coeficiente de atenuação do meio.           |
| $V_0$ | Frequência de ressonância do cristal, [Hz]. |
| $x$   | Distância percorrida pela onda, [m].        |
| $Y$   | Variação de pressão, [Pa].                  |
| $Z$   | Impedância, [ $\Omega$ ].                   |
| $z$   | Profundidade, [mm].                         |

### **Simbologia grega**

|           |   |
|-----------|---|
| $\delta$  | Profundidade de penetração, [m].                          |
| $\lambda$ | Comprimento de onda, [m].                                 |
| $\rho$    | Relação entre ondas reflectidas e incidentes.             |
| $\rho$    | Massa específica (Densidade), [ $\text{kg}/\text{m}^3$ ]. |
| $\tau$    | Constante de tempo de penetração, [s].                    |
| $\Phi$    | Fase inicial, [rad].                                      |

### **Acrónimos**

|         |  |
|---------|--|
| AIUM    | Instituto Americano de Ultra-Sonografia em Medicina.               |
| BNR     | Bean Nonuniformity Ratio.  |
| ERS     | Entidade Reguladora de Saúde.                                      |
| FCT-UNL | Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa. |
| FDA     | Food and Drug Administration.                                      |
| IEC     | International Electrotechnical Commission.                         |

|        |  |
|--------|--|
| IF     | Infravermelho.   |
| LG     | Lipodistrofia Ginóide.   |
| LNIUS  | Lipoaspiração Não Invasiva por Ultra-Som.                                |
| MOSFET | Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor.                       |
| NEMA   | National Electrical Manufacturers Association.                           |
| NMI    | Instituto Nacional de Metrologia.  |
| NMSPAM | National Measurement System Programme for Acoustical Metrology.          |
| PSD    | Densidade espectral de potência.   |
| TAG    | Triglicerídeos.  |
| US     | Ultra-Som.   |
| USE    | Ultra-Som Estético.  |
| VIM    | Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia. |

---

# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

### 1.1 MOTIVAÇÃO

Actualmente assiste-se a um fenómeno de envelhecimento populacional que tem vindo a crescer de forma cada vez mais significativa. Em Portugal a população idosa duplicou nos últimos 50 anos, de 8% para 17%, estando previsto que nos próximos 45 anos haja nova duplicação para valores na ordem dos 32% [1].

As exigências impostas pelo actual padrão de beleza incutiram uma maior preocupação com o diagnóstico e controlo de algumas síndromes dermatológicas. Entre estes, aparece a lipodistrofia ginóide (LG), erroneamente conhecida por celulite, como uma das formas mais agressivas de interferência com o referido padrão de beleza. O alto grau de insatisfação por parte das pessoas acometidas pela LG determina, além de problemas estéticos, sérias alterações psicológicas e sociais [2].

Várias propostas terapêuticas são propostas ao público, porém, reduzidas são aquelas com resultados efectivos. Este facto ocorre por existir, ao invés de uma promoção na saúde, propagandas enganosas, falta de esclarecimento dos pacientes e profissionais inabilitados. Este cenário gera grande frustração tanto nos pacientes como nos profissionais da área, criando assim falta de credibilidade quanto à eficácia dos tratamentos e possível solução do problema.

Actualmente é o público feminino que recorre maioritariamente a estas terapêuticas. Esta procura motivou uma grande revolução na indústria cosmética e de aparelhos estéticos, bem como na investigação e introdução de novas práticas que, quando aplicadas convenientemente, proporcionam resultados que atendem às expectativas dos pacientes [2].

A Lipoaspiração Não Invasiva por Ultra-Sons (LNIUS) é uma técnica amplamente utilizada no tratamento da LG, embora os seus efeitos fisiológicos sejam desconhecidos por inúmeros profissionais da área. Para entender o funcionamento desta técnica, é importante conhecer a região onde se instala a LG, bem como os processos inerentes ao seu desenvolvimento.

### 1.2 RELEVÂNCIA DO ESTUDO

A LNIUS, por ser uma prática inovadora, carece ainda de processos de melhoria na sua aplicação. A carência na investigação dos seus efeitos secundários, bem como dos efeitos provocados por equipamentos calibrados incorrectamente, associada à falta de formação da

maioria dos profissionais da área e do desconhecimento, por parte do público, da origem dos produtos e da técnica aplicada, torna relevante o estudo da LNIUS.

### **1.3 OBJECTIVO**

Este trabalho tem por objectivo principal explorar a lipoaspiração não invasiva por ultra-sons, auxiliando na compreensão da mesma.

A primeira parte consiste no estudo de todos os parâmetros fisiológicos e físicos associados à aplicação de ultra-sons (US) nos tecidos biológicos, de uma forma genérica, quais os fenómenos derivados da interacção dos US no corpo humano, quais as suas aplicações e contra-indicações. Seguidamente são analisados e definidos os requisitos técnicos do sistema como por exemplo: frequências de trabalho, potência emitida, forma de onda, modos de funcionamento, interface homem-máquina, acessórios de aplicação e todas as restantes características pertinentes.

O foco da segunda parte da dissertação consiste na exposição dos diversos métodos de calibração, na escolha adequada dos mesmos para realização experimental, na aplicação de questionários, demonstração de resultados e discussão dos mesmos.

### **1.4 ASPECTOS INOVADORES**

Nesta vertente, e tendo em conta que se trata de uma temática recente, é interessante expor alguns aspectos negativos na utilização dos equipamentos quer pelos profissionais, quer pelos técnicos envolvidos na manutenção dos mesmos. Em ambos os sectores existe um défice de formação e de coerência nos procedimentos executados.

### **1.5 ESTRUTURA E ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO**

Para a realização e cumprimento de todas as tarefas de modo a atingir todos os objectivos, a dissertação de mestrado encontra-se estruturada da seguinte forma:

Capítulo 1. Introdução: No primeiro capítulo é mencionado o enquadramento e objectivo deste projecto, descrevendo qual o motivo da sua realização, qual a sua finalidade e qual a estrutura organizacional de toda a dissertação.

Capítulo 2. Revisão Bibliográfica: Destina-se à revisão da literatura existente na matéria abordando conceitos uteis, métodos existentes, técnicas de processamento de lipoaspiração e trabalhos existentes que ajudaram na planificação e na realização da componente experimental.

Capítulo 3. Princípios Físicos e Tecnológicos: Neste capítulo são apresentados quais os fenómenos associados ao US, quer estes sejam de ordem física, como a sua propagação na matéria; quer sejam de ordem técnica, referindo a forma como este é gerado; ou de ordem fisiológica, no qual são apresentados os efeitos do US nos tecidos biológicos.

Capítulo 4. Características Técnicas do Magic Station: Neste capítulo conclui-se a primeira etapa do projecto que consiste na definição dos requisitos técnicos que o equipamento terá de dispor para ser capaz de responder de forma eficiente ao uso pretendido. Desta forma, este capítulo está reservado à exposição das características técnicas associadas à tecnologia do *Magic Station*, um equipamento de LNIUS.

Capítulo 5. Métodos de calibração: Este capítulo destina-se à exposição das técnicas de calibração de equipamentos de US, para que seja possível realizar o procedimento experimental.

Capítulo 6. Procedimento experimental, Resultados e sua Discussão: A metodologia para cada experiência, assim como os materiais utilizados são os assuntos evidenciados neste capítulo, bem como os resultados obtidos. Após a apresentação dos resultados é necessário interpretá-los e discuti-los, sendo este tópico de grande importância.

Capítulo 7. Conclusão e considerações finais: O capítulo final desta dissertação é constituído por todas as ideias essenciais retidas e alcançadas por este projecto bem como pela apresentação de uma pequena previsão do trabalho a desenvolver no futuro e toda a apreciação sobre o trabalho.



---

# CAPÍTULO 2

## REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 SISTEMA TEGUMENTAR

O sistema tegumentar é constituído pela pele e pelas estruturas anexas, tais como o cabelo, as unhas e as glândulas. Tegumento significa cobertura e o sistema tegumentar é familiar à maior parte das pessoas, uma vez que cobre o exterior do corpo e é facilmente observado [3].

A pele sem defeitos é considerada atraente, enquanto a acne é fonte de embaraço para muitos adolescentes. O aparecimento de rugas e o embranquecimento ou a queda de cabelo são sinais de envelhecimento que muitas pessoas consideram desagradáveis [3]. Por causa destes sentimentos, gasta-se muito tempo, esforço e dinheiro a mudar a aparência do sistema tegumentar.

A pele representa 12% do peso total do nosso corpo, sendo responsável pelo seu revestimento. É dividida em camadas: a epiderme, camada mais superficial formada por várias células unidas; e a derme, camada mais profunda composta por feixes de fibras elásticas e de cologénio, onde estão presentes estruturas como os vasos sanguíneos e linfáticos, terminações nervosas, pêlos, glândulas sebáceas e sudoríparas.

Além destas camadas, classifica-se ainda a hipoderme, constituída por tecido conjuntivo frouxo e células adiposas, sendo nesta camada que se desenvolve a LG [4].

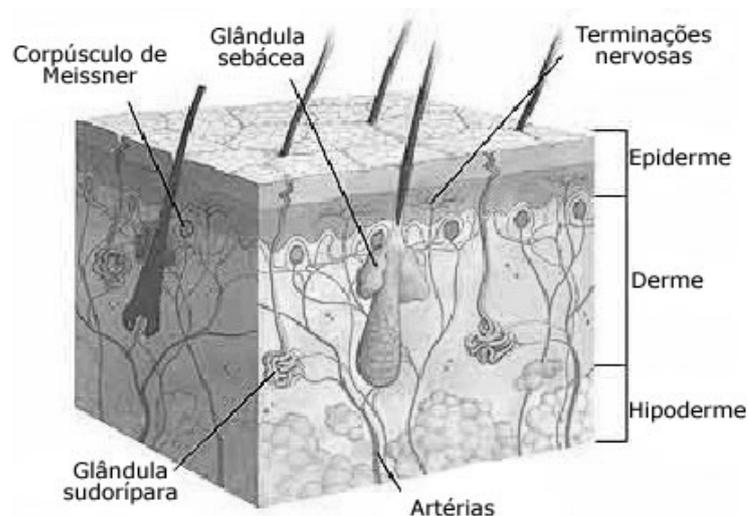


Figura 2.1 - Estrutura da pele [4].

## 2.2 TECIDO CONJUNTIVO

O tecido conjuntivo é um tecido que existe na maioria dos órgãos e sistemas do nosso organismo. A principal função do tecido conjuntivo é a de suporte, sobretudo suporte estrutural, dado que são os tecidos conjuntivos que constituem, por exemplo, os ossos e as cartilagens. Caracterizam-se por possuir uma função de suporte metabólico e preenchem os interstícios, isto é, os espaços vazios que existem nos órgãos, acondicionando os tecidos e os próprios órgãos [3,5].

Os tecidos conjuntivos têm também funções de protecção e defesa do organismo, através dos mecanismos do sistema imunológico. Participam na regeneração dos tecidos e dos órgãos, sendo muito importantes nos mecanismos de cicatrização. São também as células do tecido conjuntivo, com características e funções próprias, que determinam o aparecimento de vários tipos de células como os fibroblastos, macrófagos, células mesenquimatosas indiferenciadas, mastócitos, plasmócitos, leucócitos e células adiposas [3].

## 2.3 TECIDO ADIPOSEO

Em termos Bioquímicos, a gordura é a designação genérica para uma classe de lípidos, sendo produzida por processos orgânicos em animais e plantas. Forma-se pela união de três ácidos gordos com o glicerol (1-2-3 propanotriol), sendo por esta razão também denominada de triglicerídeos (TAG).

O tecido adiposo subcutâneo é um importante isolante térmico, amortecedor de choques mecânicos e reservatório energético. Os adipócitos são as únicas células especializadas no armazenamento de lípidos na forma de TAG no citoplasma, sem que isto seja nocivo para a sua integridade funcional [5].

Segundo Gregorie [5], existem provas que o tecido adiposo segrega ainda factores importantes na resposta imunitária, nas doenças vasculares e na regulação do apetite, funcionando também como importante órgão endócrino. No tecido adiposo encontram-se as enzimas e proteínas reguladoras necessárias para sintetizar ácidos gordos, processo denominado por lipogénese, armazenando os TAG nos períodos em que a oferta de energia é abundante, e mobilizando-os pela lipólise quando há défice calórico. Desta forma, a produção de TAG surge por duas fontes, uma endógena, produzida pelo próprio organismo (fígado), e uma exógena obtida através da alimentação [6].

As células adiposas, ou adipócitos, existem de uma forma isolada ou em grupo nas redes do tecido conjuntivo, sendo especialmente numerosas no tecido adiposo. À medida que os TAG se acumulam, as células aumentam de volume e tornam-se globosas, como se pode verificar na figura 2.2.



Figura 2.2 - Adipócitos e a sua localização [7, 8].

Na anatomia topográfica do tecido adiposo subcutâneo, distinguem-se duas camadas separadas por uma membrana superficial. A camada mais externa (em contacto com a derme), chamada areolar, é composta por adipócitos globulares e volumosos, dispostos verticalmente, onde os vasos sanguíneos são numerosos e delicados. Na camada mais profunda, camada lamelar, as células são fusiformes, menores e dispostas horizontalmente, onde os vasos são de maior calibre (Figura 2.3) [3,6].

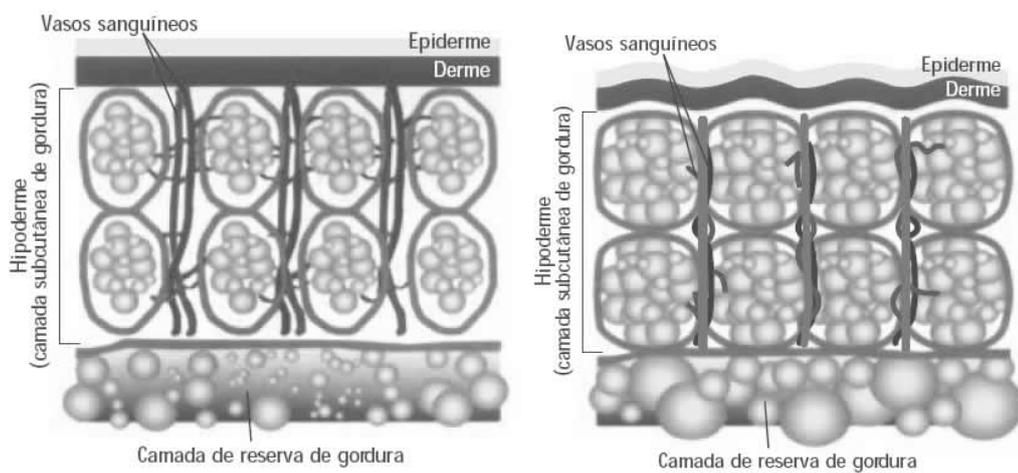


Figura 2.3 - Disposição dos adipócitos. Tecido adiposo normal vs tecido com gordura [8].

## 2.4 LIPODISTROFIA GINOIDE (LG)

Lipodistrofia ginóide (LG) é o nome técnico e correcto para "celulite". Lipodistrofia significa que há uma alteração do tecido adiposo, com formação de membranas fibróticas que ligam a pele directamente ao tecido subcutâneo, repuxando o tecido o que consequentemente provoca a redução da circulação neste local. O termo ginóide aplica-se porque surge maioritariamente na mulher [9].

O sufixo "*ite*" da palavra celulite, derivado do grego, significa a presença de inflamação. A celulite é uma doença infecciosa, que causa febre, dores, vermelhidão e inchaço na pele. É causada por bactérias e para que se instale necessita de uma porta de entrada, como uma ferida, acne, problemas odontológicos, etc. Pode ocorrer nas pernas, pés e face e em alguns casos pode causar sérias complicações como meningite ou necrose do tecido afectado. Desta forma, é importante não confundir estes termos [9,10].

Segundo Avram [10], a LG é uma alteração no relevo cutâneo que atinge principalmente as mulheres. Trata-se de um processo não inflamatório que afecta principalmente o tecido conjuntivo e localiza-se maioritariamente na região abaixo do umbigo, nádegas, coxas, face interna dos joelhos e face posterior dos braços.

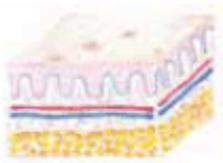
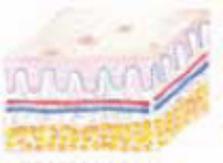
## 2.5 FACTORES QUE FAVORECEM O DESENVOLVIMENTO DA LG

Segundo Pavicic *et al.* [9] e Kligman [11] os factores expostos de seguida são os principais responsáveis pelo desenvolvimento da LG:

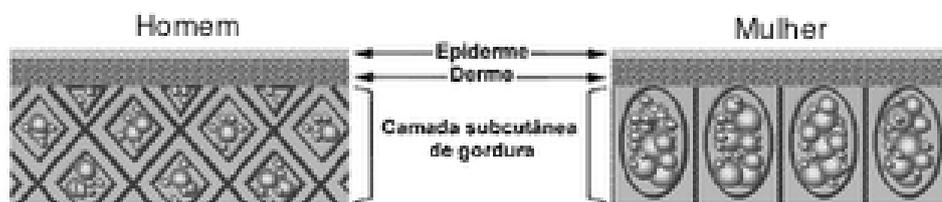
- **Desequilíbrios hormonais** - mudanças hormonais como as que ocorrem na puberdade, na menopausa, na síndrome pré-menstrual e na gravidez.
- **Hereditariedade** - Tal como acontece com a acne, a obesidade e os problemas vasculares, está provado que os descendentes de mulheres com LG tendem a sofrer mais facilmente deste problema, pelo que devem estar atentos às suas primeiras manifestações desde muito jovens.
- **Má circulação** - A má circulação do sangue e a LG estão geralmente interligadas. Quando a circulação de retorno é lenta, o sangue estagna, o que justifica que as pernas fiquem inchadas e pesadas. Ora, nas zonas onde existe pouca vascularização, aparece a LG. Por sua vez, esta vai comprimir as veias, dificultando ainda mais a circulação de retorno e entra-se num ciclo vicioso constante, levando a um agravamento do problema.
- **Sedentarismo** - A imobilidade a que se sujeitam muitas mulheres no seu dia-a-dia, faz com que os músculos não trabalhem, logo a circulação não é activada e isto contribui para a formação da LG.

Tendo em conta os factores acima descritos, Nurnberger & Muller [12] classificaram a LG em diversos graus. Esta classificação permite avaliar o estado de cada paciente e posteriormente escolher o método e intensidade mais correcta para o seu tratamento. Os referidos graus encontram-se descritos na tabela 2.1.

Tabela 2.1 - Diferentes graus de análise da LG [12].

| Grau  | Descrição  |
|---|--|
| <p><b>1 - Leve</b></p>       | <ul style="list-style-type: none"> <li>• A LG é interna, não é vista ou sentida</li> <li>• Os vasos estão mais permeáveis e as toxinas começam a instalar-se</li> <li>• Se a pele for apertada com força, aparecem furos minúsculos</li> </ul> <p><b>Nesta fase, a expectativa de melhoria é de 100%</b></p>   |
| <p><b>2 - Visível</b></p>   | <ul style="list-style-type: none"> <li>• A pele tem um aspecto acolchoado</li> <li>• O sistema linfático está comprometido</li> <li>• Se a pele for apertada, fica amarelada, porque há acúmulo de líquidos. É o começo da formação dos edemas</li> </ul> <p><b>Nesta fase, a expectativa de melhoria é de 80%</b></p>   |
| <p><b>3 - Intensa</b></p>  | <ul style="list-style-type: none"> <li>• A superfície da pele tem aspecto de gomos visíveis e os nódulos podem ser sentidos ao toque</li> <li>• A pele está mal nutrida e pode haver desidratação dos tecidos. A textura torna-se áspera e os poros ficam dilatados, surgindo micro-varizes</li> <li>• Começam os primeiros sinais de dor e o inchaço é bem evidente</li> <li>• Com a circulação comprometida, sente-se a pele mais fria</li> </ul> <p><b>Nesta fase, a expectativa de melhoria é de 60%</b></p> |
| <p><b>4 - Grave</b></p>    | <ul style="list-style-type: none"> <li>• A LG é evidente até mesmo sob as roupas</li> <li>• As fibras formam nós e as células de gordura agrupam-se de tal forma que criam nódulos, prejudicando a circulação</li> <li>• Os nervos podem estar comprimidos, o que faz a região ficar endurecida e dolorida</li> <li>• Com a circulação comprometida, fica difícil eliminar as toxinas e isso agrava ainda mais o estado da LG</li> </ul> <p><b>Nesta fase, a expectativa de melhoria é de 30%</b></p>            |

Se a LG fosse unicamente produzida pelo volume do tecido adiposo, poder-se-ia dizer que homens e mulheres com quantidades iguais de tecido adiposo, possuiriam LG na mesma proporção e a sua presença não se justificaria em indivíduos magros [13]. Querleux *et al.* [13] notaram que as mulheres estão sujeitas a formarem LG devido à disposição das fibras no corpo. Na mulher, as fibras são finas e perpendiculares ao corpo ligando assim a pele ao tecido interno. Já nos homens, as fibras são grossas e ligam aos músculos em posição oblíqua (figura 2.4). Assim quando há um aumento no volume do tecido adiposo devido ao excesso de gordura acumulada, este tecido expande em direcção à pele e quando o mesmo acontece nos homens as fibras resistem à expansão e acumulam-se em profundidade, não aparecendo assim a irregularidade na pele que caracteriza a LG [13].



2.4 - Estrutura do tecido adiposo do homem comparativamente ao da mulher [8].

A lipoaspiração tem evoluído gradualmente desde a sua criação há mais de duas décadas. Este método, inventado em 1974 por Giorgio e Arpad Fischer dois cirurgiões Itálico-americanos, consiste na sucção localizada de gordura [14]. Contudo, a origem das técnicas de contorno corporal pela remoção de gordura foram realizadas pela primeira vez nos anos 20 por um cirurgião francês, Charles Dujarier. Um caso trágico, que resultou em gangrena na perna de uma modelo francês por um procedimento realizado em 1926 pelo Dr. Dujarier fez com que o interesse por estes novos métodos retrocedesse. No final dos anos 60, o cirurgião europeu Leon Tcheupdjian introduziu a técnica "*curetage*", técnica primitiva que foi igualmente ignorada, uma vez que alcançou resultados irregulares, com taxas de mortalidade e sangramento significativos [15].

A lipoaspiração moderna surgiu em 1982 pelo método Illouz, método implementado pelo cirurgião francês Dr. Yves-Gerard Illouz que consiste na sucção/lipólise assistida após a infusão de fluidos nos tecidos, utilizando uma cânula de sucção e vácuo elevado. Este método relativamente aceite pela sociedade demonstrou resultados satisfatórios comparativamente com as metodologias anteriores [16].

Em 1985, Klein e Lillies descreveram a técnica tumescente, que comparativamente ao método de Illouz, apenas adiciona um anestésico local à composição do fluido aplicado nos

tecidos. Esta alteração permite que a sedação seja endovenosa, substituindo assim a anestesia geral. Sucintamente, este método baseia-se na infiltração de uma solução bastante diluída de lidocaína e epinefrina, usando uma bomba peristáltica e uma cânula de infiltração, representada na figura 2.6, para hidro-dissecar o espaço subcutâneo. Este método permite ao cirurgião tratar várias áreas de distribuição de gordura desproporcional, mantendo o efeito da anestesia e da vasoconstrição, minimizando a perda de sangue e a toxicidade da lidocaína. Além destas vantagens, o paciente está consciente, podendo desta forma transmitir um *feedback* em tempo real. A lipoaspiração por tumescência apresenta um excelente histórico, com baixos índices de complicações clínicas e ausência de fatalidades [17].



Figura 2.5 - Lipoaspiração com recurso a cânulas [17].

Já na década de 80, Zocchi desenvolveu uma nova técnica designada por lipoaspiração assistida por ultra-som. Esta prática permitiu melhorar a penetração na gordura, incluindo zonas fibrosas, diminuindo desta forma o trabalho do cirurgião. A vibração rápida dos instrumentos permitiu emulsionar os adipócitos, criando microcavidades subcutâneas antes da aspiração. Nesta técnica é utilizado um gerador de ultra-som para converter energia eléctrica em vibração através de um manípulo que contém um cristal piezoeléctrico e funciona num intervalo de frequência de 20 a 30 kHz [17].

Todos os métodos mencionados anteriormente integram-se nos métodos de lipoaspiração invasiva, pois é necessária uma intervenção cirúrgica para extrair a gordura localizada. Contudo, actualmente existem alternativas não invasivas que se têm tornado cada vez mais populares, pois dispensam pós-operatório. Estas alternativas devem ser escolhidas preferencialmente para a remoção de pequenas quantidades de gordura localizada, bem como problemas de LG ou flacidez cutânea.

Dentro das técnicas não invasivas está a mesoterapia, método desenvolvido em França no ano de 1952 e massificado na última década. Esta técnica envolve a injeção superficial de vários medicamentos, sendo o composto maioritário a fosfatidicolina [19]. Infelizmente, esta

técnica tem provocado vários efeitos secundários tais como cicatrizes, granulomas cutâneos, infecções por microbactérias e úlceras [20].

Durante os últimos anos foi desenvolvida uma nova técnica, a endermoterapia, que recorrendo a um equipamento, tenta replicar o efeito mecânico de massagem profunda no tecido, estimulando a vascularização e a eliminação de toxinas através da pressão negativa. Esta técnica reduz a retenção de água, favorecendo o funcionamento do sistema venoso e linfático, sendo capaz de moldar o corpo e reduzir volume, potencializando a lipólise nos níveis mais profundos do tecido adiposo [21].

A bioestimulação da pele e do tecido muscular com infravermelho (IF) tem sido uma técnica considerada no ramo da estética. Esta técnica é aplicada por um equipamento que gera radiação por IF, favorecendo a divisão celular e a síntese de proteínas como o colagénio e a elastina. Segundo Romero *et al.* [22] esta técnica aumenta a circulação sanguínea, proporciona maior oxigenação nos tecidos removendo as toxinas e promove o relaxamento muscular [22, 24].

A Pressoterapia baseia-se num sistema de compressão controlada através de computador, que é operado com a utilização de bombas de insuflar. O aparelho possui cinco mangas separadas, que são posicionadas em redor dos membros. Estas aumentam o fluxo venoso e linfático, iniciando nos tornozelos e passando progressivamente para a parte superior das coxas. Desta forma a pressoterapia promove uma redução do inchaço, inflamação e edema, alivia a fadiga nas pernas e melhora o fluxo de oxigénio por todo o corpo [22].

Recentemente um grupo de cientistas da Universidade de Harvard desenvolveu uma tecnologia que permite eliminar gordura através de uma terapia a frio. A Criolipólise envolve a extracção controlada de energia a partir de tecido adiposo, protegendo a derme e resultando na morte celular dos adipócitos por apoptose [23].

Até os dias de hoje, nenhuma destas técnicas aproxima-se dos excelentes resultados clínicos obtidos com a lipoaspiração tumescente, pois estas metodologias não são totalmente isentas de efeitos colaterais, como é o exemplo, dos dispositivos de endermoterapia e radioterapia que podem provocar queimaduras, cicatrizes ou atrofia adiposa [24].

A Lipoaspiração Não-Invasiva por Ultra-Sons (LNIUS) é apenas uma das inúmeras técnicas que têm surgido nos últimos tempos. Adaptada a partir da descoberta de Zocchi, esta técnica está ainda em expansão, sendo por isso alvo de estudo, curiosidade e crítica.

A técnica de aplicação de ultra-sons na lipoaspiração (cavitação) é uma abordagem generalizada para o tratamento da obesidade e do excesso de gordura localizada. Desde 1987, quando Scuderi *et al.* [25] descreveram uma nova técnica de emulsificação da gordura usando um aparelho de ultra-sons importado de um ramo da neurocirurgia, muitos estudos têm

examinado o mecanismo pelo qual as ondas de ultra-sons interagem para destruir as células gordas alvo.

Pouco se conhece sobre a interacção do US com tecido adiposo. Estudos anteriores de Delius *et al.* [26] mostraram que as ondas de US quebram as células de gordura. Como tal, é necessário ter em atenção que as ondas de ultra-sons podem causar a libertação de ácidos gordos a partir da estrutura molecular dos triglicerídeos.

Num estudo realizado por Gambihler *et al.* [27] foram analisadas diversas amostras para estes procedimentos. Concluiu-se que os valores de triglicerídeos foram sempre superiores na amostra que sofreu processo de US. Nenhuma diferença significativa foi observada entre os cromatogramas de ácidos gordos livres dos dois tipos de amostras analisadas. Os dados demonstraram que não ocorreram alterações na molécula de triglicerídeos, quando sujeitos a ondas de US em condições experimentais.

### 2.5.1 REQUISITOS DO PACIENTE

Para a realização do tratamento é aconselhado que o paciente obedeça a determinados requisitos. O tecido subcutâneo deverá ter no mínimo 1,5 cm pois os tratamentos de cavitação foram concebidos para tratar a gordura em zonas localizadas como o abdómen ou os glúteos, sendo trabalhadas em diferentes sessões [28].

Contudo, grávidas, lactentes e mulheres que pretendam engravidar não devem estar sujeitas a este tipo de tratamento, bem como pacientes com histórico de hepatite ou portadores de outras doenças hepáticas ou ainda pacientes magros com gordura subcutânea menor que 1,5 cm na área a ser tratada [28].

A presença de cortes, alergias ou ferimentos na área de tratamento também constitui uma contra indicação para a realização desta prática. Os pacientes que possuam implantes metálicos, silicone sob a área a ser tratada, desfibrilhador cardíaco ou outro implante electromagnético também não devem ser submetidos a esta terapia [28].

### 2.5.2 TÉCNICAS DE APLICAÇÃO

Para que possa ocorrer propagação da onda sonora, esta terá que passar através de um meio. Por não conseguir passar através do ar, deverá ser usado um agente de acoplamento que irá fazer a conexão entre o manípulo e a região que irá ser tratada. A interface entre o ar e o tecido mole tem um coeficiente de intensidade de reflexão de 99,9%. Desta forma, utiliza-se um gel entre o transdutor e a pele de forma a diminuir a reflexão e aumentar a transmissão das ondas.

Pelas razões acima mencionadas, é necessário que o gel não seja um obstáculo às ondas ultra-

sónicas. Assim, o gel deverá possuir um coeficiente de absorção baixo e uma impedância acústica alta.

Em qualquer tratamento é necessário haver um profundo conhecimento da tecnologia para que se possa aplicá-la da melhor forma. No caso da lipoaspiração não invasiva por US é importante mover o manípulo continuamente em relação aos tecidos devido à grande irregularidade do feixe de US no campo próximo, à reflexão e refração no padrão de absorção de energia nos tecidos que é muito irregular, às ondas estacionárias que podem surgir, causando diminuição temporária do fluxo das células sanguíneas circulantes e dano endotelial, e à cavitação instável ou aquecimento excessivo (com altas intensidades) que poderá causar dano tecidual. O movimento constante do transdutor nivelará a dose emitida para os tecidos e eliminará os riscos para o paciente [29].

### 2.5.3 DURAÇÃO DO TRATAMENTO

A duração do tratamento é determinada pela intensidade da potência de saída, pelas metas específicas do tratamento e pela área a ser tratada.

A área efectiva de radiação (ERA) do manípulo tem muita importância nesse aspecto, constituindo um importante parâmetro de segurança para o uso dos US, pois a ERA representa a parte da área de superfície de transdutor que realmente produz ondas de US, e se não estiver devidamente calibrada pode gerar valores mais altos de intensidade, aumentando assim os riscos de efeitos térmicos indesejados [30].

Segundo Zequiri *et al.* [30], a área a ser tratada não deve ser maior que duas a três vezes a área de superfície da ERA. A ERA representa todas as áreas que produzem mais de 5% de saída de potência máxima do transdutor. Com base nestes cálculos, a ERA tem sempre uma área menor do que o tamanho real da fonte sonora.

O número de tratamentos efectuados depende da quantidade de gordura disponível para eliminar. O paciente é sujeito a medições corporais, questionários sobre as condições de saúde e análise pelo especialista em questão. Não é aconselhado haver sessões de duração superior a 1 hora. Deve ainda existir intervalos de cerca de 3 a 4 dias entre cada tratamento, para o corpo expelir a gordura [28].

### 2.5.4 ELIMINAÇÃO DA GORDURA

Para melhor compreensão do mecanismo fisiológico normal de metabolismo e transporte da gordura é fundamental entender o que ocorre após a lipólise pelos ultra-sons.

As células de gordura têm 85% do seu conteúdo constituído por triglicérides. Uma vez libertados, ocorre uma quebra enzimática pelas lípases, gerando ácidos gordos livres e

glicerol. Os ácidos gordos e o glicerol solúvel em água são transportados para o fígado, rins ou são absorvidos por outras células onde servirão como fontes de energia.

Este processo ocorre mais intensamente nos primeiros dias, quando ocorre maior redução de volume. Uma vez que o conteúdo dos adipócitos tem uma consistência molecular mais reduzida que as próprias células, pode penetrar na micro-circulação e ser absorvido por estes (circuito linfático, suor e urina), pelo que uma sessão deve ser sempre acompanhada por uma sessão de drenagem linfática para ajudar o organismo a expulsar a gordura em forma líquida. Além disso, é aconselhável que nos 4 a 5 dias seguintes seja ingerido cerca de 2 litros de água por dia [28].

Não é possível determinar o volume de gordura eliminada. Dependerá da extensão da área a ser tratada. A média tem sido de cerca de 300 ml de gordura por sessão; que dura cerca de 2 horas. O resultado obtido tem sido avaliado pela perda de circunferência em cada sessão. Os diferentes trabalhos e experiências têm relatado redução de medidas em torno de 2 cm.

Relativamente à quantidade de calorias que são consumidas, supondo que cada sessão de lipoaspiração não invasiva destrói 300 ml de gordura e que 80% do volume de cada célula adiposa seja de triglicérides, chega-se à conclusão que em cada sessão seriam perdidos 240 ml de triglicérides. Como cada grama de gordura equivale a 9 calorias, em 240 ml de triglicérides há 2160 calorias [5,6,28].

Esta quantidade de calorias é facilmente consumida. Não há, portanto, razão para que uma pessoa saudável tenha algum distúrbio metabólico com essa quantidade de gordura após uma sessão de LNIUS. Logicamente, é pedido aos pacientes que façam refeições leves nos dias que sucederem às aplicações e que bebam cerca de 2 litros de água/dia [28].

#### 2.5.5 CONTRA INDICAÇÕES

Antes de se submeter a qualquer tratamento estético, no qual se enquadra a Lipoaspiração não invasiva, é necessário garantir que será efectuada uma consulta de triagem para que sejam asseguradas todas as condições de segurança:

- Não funciona na gordura visceral (gordura que se encontra em abdómens muito dilatados e muito duros dado que têm fibroses);
- Não funciona para eliminar o excesso de pele que por vezes ocorre após uma gravidez;
- Não pode ser utilizada em pessoas que têm pacemaker, próteses metálicas ou ortopédicas;
- Não pode ser aplicada em grávidas;

- Não pode ser feita em pessoas com doenças cardiovasculares;
- Pessoas com doenças hepáticas, função renal ou pancreática reduzida;
- Pessoas com problemas dermatológicos na zona a tratar;
- Pessoas com cicatrizes ou hérmitas na zona do tratamento.

#### 2.5.6 NOTA CONCLUSIVA

Este capítulo destinou-se à revisão da literatura abordando conceitos uteis, métodos existentes, técnicas de processamento de lipoaspiração e trabalhos existentes que ajudaram na planificação e na realização da componente experimental que será apresentada no capítulo 4.

# CAPÍTULO 3

## PRINCÍPIOS FÍSICOS, TÉCNICOS E FISIOLÓGICOS

### 3.1 TIPO DE ESTUDO

A natureza dotou certos animais com a capacidade de emitir ondas ultra-sónicas, como os morcegos e golfinhos. Através da observação destes animais desenvolveu-se o sonar, durante a Segunda Guerra Mundial, dispositivo este que serve para detectar objectos sob a água, como submarinos, e também para avaliar a profundidade dos mares. Após a Segunda Guerra houve um grande aumento de aplicações de US nos mais diversos campos. O US foi introduzido na prática médica entre 1930 e 1940 como um recurso para aplicações de diagnóstico e terapêutica.

O ultra-som (US) é uma vibração sonora com frequências superiores a vinte mil ciclos por segundo ( $20.000 \text{ Hz} = 20 \text{ kHz}$ ), não audíveis pelo homem. Sons abaixo dos 20 Hz são designados por infra-som. O ouvido humano tem a capacidade de captar frequências sonoras entre os 20 Hz e os 20 kHz [31].

### 3.2 GERAÇÃO DO SINAL

Para se produzir um sinal de US são necessários dois componentes fundamentais, um gerador de tensão de alta frequência e um transdutor. O primeiro é responsável pela geração do sinal eléctrico que vai chegar posteriormente ao transdutor, o qual por sua vez converte esta energia eléctrica em energia mecânica através do seu cristal, desencadeado pelo efeito piezoeléctrico inverso [33].

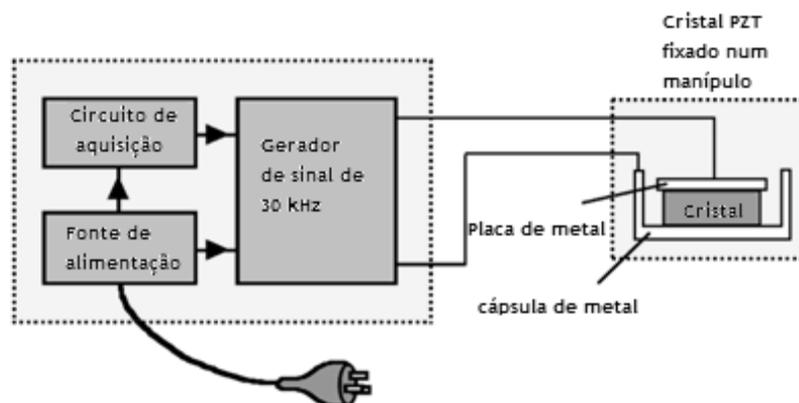


Figura 3.1 - Geração de US [33].

O efeito piezoelétrico foi descoberto em 1880 por Pierre e Paul Jacques Currie e consiste na capacidade que certos materiais possuem para gerar um potencial eléctrico quando são submetidos a forças mecânicas de tracção ou compressão. Como exemplo desses materiais temos o titanato zirconato de chumbo e o titanato de bário [33].

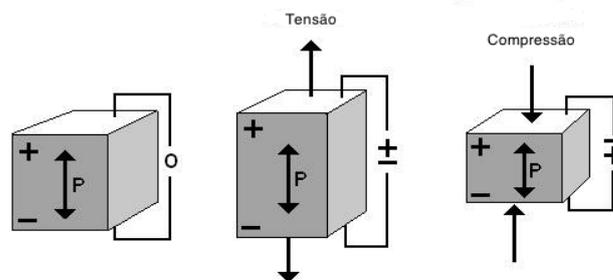


Figura 3.2 - Efeito piezoelétrico [33].

Estes materiais também são capazes de produzir o efeito inverso, ou seja transformar potenciais eléctricos em ondas mecânicas e a esta capacidade chama-se o efeito piezoelétrico inverso. O cristal vai receber um sinal eléctrico sinusoidal (AC) de alta frequência produzido pelo gerador de tensão que vai provocar uma alteração na sua espessura promovendo-se assim a formação das ondas mecânicas que posteriormente se propagam no meio [33].

Os materiais piezoelétricos mais utilizados são os cristais quartzo e turmalina, e para serem usados como transdutores devem ser cortados com uma espessura específica, para que um campo eléctrico alternado, quando neles aplicado, produza variações na sua espessura. Dessa variação resulta um movimento nas faces do cristal, originando as ondas sonoras. Cada transdutor possui uma frequência de ressonância natural tal que:

- Quanto menor a espessura do cristal, maior será a sua frequência de ressonância e também mais frágil será.
- Quanto maior a frequência de ressonância, maior será a intensidade energética, a qual é medida em Joules por segundo ao quadrado ( $J/s^2$ ) [34].

O efeito piezoelétrico inverso vai ocorrer de forma otimizada caso a espessura e a frequência estejam em conformidade com a seguinte expressão:

$$V_0 = \frac{c}{21} \quad (3.1)$$

Onde  $V_0$  [Hz] é a frequência de ressonância do cristal,  $c$  [m/s] a velocidade com que o som se propaga no meio e  $l$  [m] a espessura do cristal.

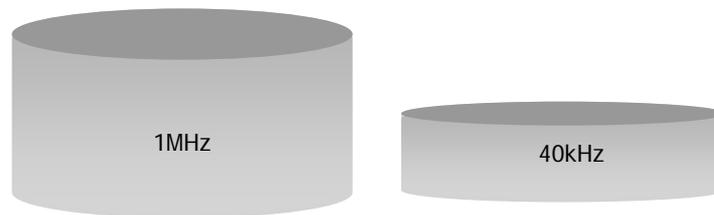


Figura 3.3 -Espessura do cristal VS Frequência emitida.

**Exemplo:**

Quartzo com  $l = 1,5$  mm de espessura ( $c = 5740$  m/s)

Condição de ressonância:  $t = \lambda/2$  ou  $\lambda = 2t$

Frequência de ressonância:  $v_0 = 5740/2 \cdot 0,0015 = 1,91$  MHz

A frequência de ressonância é determinada pela espessura ( $l$ ) do cristal (dimensão do cristal ao longo do eixo de propagação do feixe de US)

### 3.3 CARACTERÍSTICAS DOS US

As ondas de US apresentam as características, figura 3.4, dos demais tipos de ondas ou seja, comprimento, amplitude, frequência e velocidade [35].

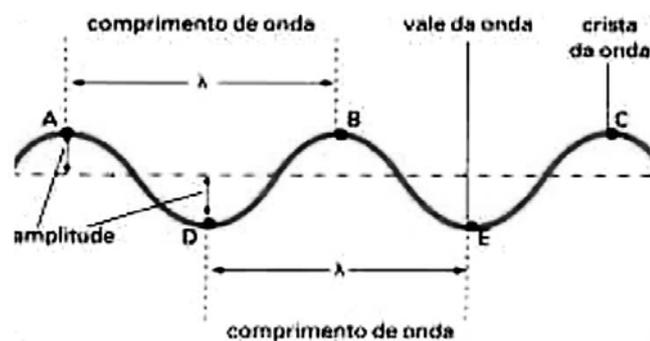


Figura 3.4 - Características das ondas de US [36].

### 3.3.1 COMPRIMENTO DE ONDA

Define-se como comprimento de onda,  $\lambda$  [m], a distância entre duas cristas adjacentes, ou entre duas depressões. É definida pela velocidade e pela frequência consoante a seguinte relação:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (3.2)$$

Em que:

- $c_1$  = velocidade da luz no vácuo (299.792,458 km/s);
- $f$  = frequência de onda, [Hz].

A amplitude,  $A$ , será a distância entre uma crista (ou depressão) e a projecção no eixo horizontal de simetria, estando intimamente ligada com a potência da onda, estabelecendo o seu alcance.

$$Y = A \sin(2\pi ft + \phi) \quad (3.3)$$

Em que:

$Y$  = variação de pressão;

$A$  = amplitude da onda.

O tempo é representado por  $t$  [seg] e a função seno requer um factor de  $2\pi$ , quando expressa em radianos. A grandeza  $\phi$  [rad] é a fase inicial, que indica qual o estado da vibração no início da contagem do tempo [37].

### 3.3.2 FREQUÊNCIA E PROFUNDIDADE DE PENETRAÇÃO

O período,  $T$  [seg], será o tempo gasto pela fonte numa oscilação completa, podendo assim ser definido como a distância que a onda percorre. A frequência,  $f$  [Hz], indica o número de ocorrências de um evento num período de tempo. Define-se pela seguinte fórmula:

$$f = \frac{1}{T} \quad (3.4)$$

As frequências típicas do sinal utilizado nesta terapia são 40 kHz e é esta frequência que vai ditar a capacidade de penetração que o US possui, pois quanto menor a frequência maior será a profundidade atingida, mas também maior será a divergência do feixe [40]. Tendo em conta

o parâmetro de profundidade de penetração,  $\delta$  [m], pode-se descrever a atenuação do US ao longo dos tecidos através da fórmula:

$$I = I_0 e^{\frac{x}{\delta}} \quad (3.5)$$

Onde  $x$  [m] é a distância percorrida pela onda e  $I_0$  [W/m<sup>2</sup>] a intensidade inicial.

### 3.3.3 ABSORÇÃO

Um dos factores que contraria a profundidade de penetração ( $\delta$ ) é o coeficiente de absorção. Quanto maior este for, menor vai ser a profundidade alcançada, porque à medida que o feixe se propaga vai sendo absorvido pelos tecidos. Este coeficiente varia com a concentração de proteínas que cada tecido possui, como demonstra a Figura 3.5 [33].

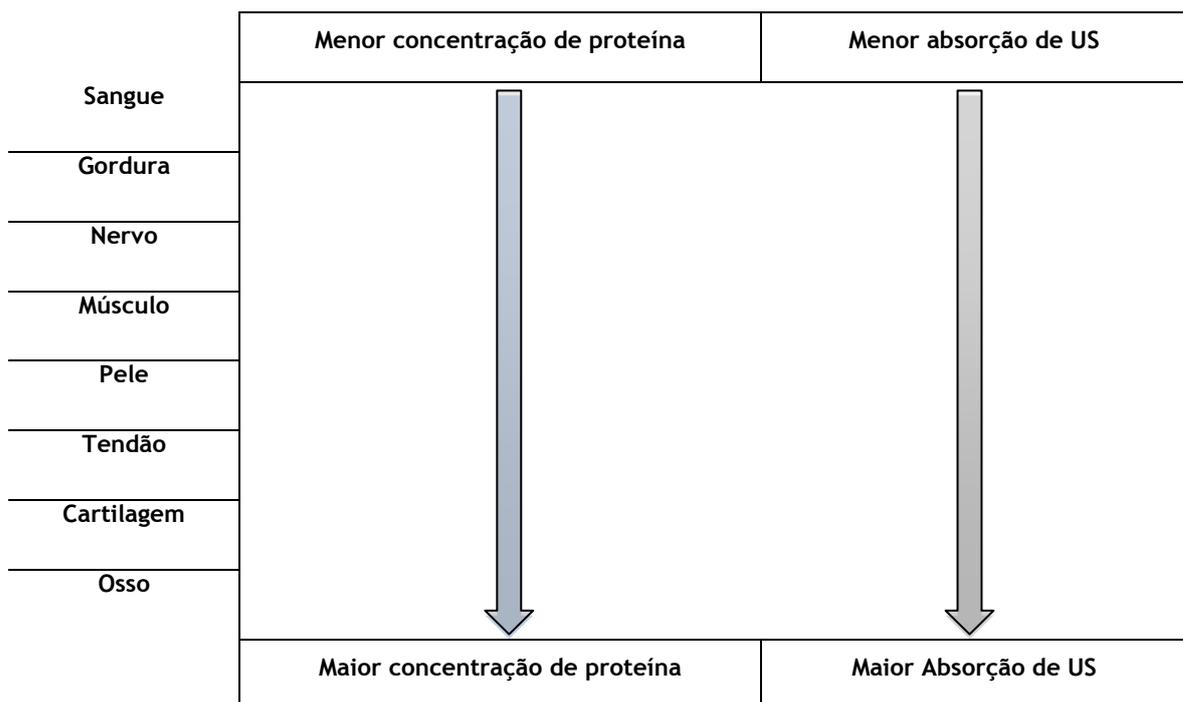


Figura 3.5 - Variação da absorção com a concentração de proteína no tecido [39].

A absorção do US depende de vários factores [40]:

- Impedância acústica do tecido;

- Densidade do tecido e das interfaces;
- Frequência do US;
- Quantidade de proteína do tecido;
- Quantidade de água ou gordura;
- Ângulo de incidência;
- Viscosidade do fluido;
- Reflexão;
- Refracção;
- Ondas transversais;

Segundo *Ward* [33], o tecido ósseo tem uma capacidade de absorção elevada comparativamente aos restantes tecidos. Este fenómeno pode levar à ocorrência de um sobreaquecimento ósseo não desejado que provoca dor no paciente. Este acontecimento é comum quando se aplica o tratamento por demasiado tempo ou então quando se utilizam intensidades elevadas. O coeficiente de absorção aliado ao facto de estes tecidos não serem irrigados leva ao seu rápido aumento de temperatura. Desta forma o profissional deve ter sempre em conta estes factores para não colocar em causa a integridade física do paciente.

#### 3.3.4 INTENSIDADE

Tal como a frequência, a intensidade do ultra-som apresenta-se como uma das características mais relevantes da terapia com US, esta tem que ser especificamente escolhida e aplicada consoante a lesão e o tecido em questão. A intensidade é definida como a quantidade de energia que é aplicada por unidade de área, i.e., pela potência, sendo a unidade mais usual o  $W/cm^2$  (32). Ela pode ter diferentes nomenclaturas consoante o seu valor máximo, o seu valor médio e a sua componente temporal:

- ISATP - *Spatial Average - Temporal Peak Intensity*: intensidade de ultra-sons média durante o tempo de emissão (tempo em que o US está a ser transmitido);
- ISATA - *Spatial Average - Temporal Average Intensity*: média da intensidade de ultra-sons aplicada em todo o tratamento [31]:  $ISATA = ISATP \times \text{Ciclo de trabalho}$ .

A ISATP é a intensidade de ultra-sons que geralmente aparece na interface dos equipamentos, ou seja a intensidade que o profissional escolhe para o equipamento aplicar durante o tempo de funcionamento [33].

Para se calcular a intensidade aplicada tem que se ter em conta a área do transdutor e mais especificamente a ERA, ou seja a área do transdutor que emite efectivamente os US. Esta área é sempre menor que a área representada pelo metal que faz a interface com o cristal piezoeléctrico e o meio de acoplamento. Uma característica significativa na variação do feixe emitido que depende da ERA é a sua divergência, para uma ERA mais pequena (ex: 1 cm<sup>2</sup>) haverá maior divergência no feixe [30].

### 3.3.5 VELOCIDADE

A velocidade,  $v$  [m/s], é definida como a distância percorrida pela onda por unidade de tempo, dependendo das constantes elásticas do meio em que se propaga, decrescendo dos meios sólidos para os meios líquidos e destes para os gasosos [35].

A importância da velocidade no US deve-se ao facto de ser utilizada para determinar a localização e profundidade das estruturas do corpo [37]. A velocidade a que o som atravessa um meio é determinada pelas características do material e não pelas características do som. A velocidade longitudinal das ondas sonoras num meio líquido viscoso, como o tecido humano é dada por:

$$Velocidade = \frac{\overline{\sigma E}}{r} \quad (3.6)$$

Onde  $r$  [kg/m<sup>3</sup>] é a densidade do meio e  $E$  corresponde ao factor de relação com as propriedades elásticas do meio (adimensional).

### 3.3.6 PROPAGAÇÃO DO FEIXE DE US

Baker *et al.* [41], numa revisão dos efeitos biofísicos do ultra-som estético, não assumem que apenas um efeito é apresentado durante uma terapia, e sim que os dois efeitos não podem ser separados, assumindo que os efeitos não térmicos serão acompanhados por algum aquecimento pela interacção entre o tecido e o ultra-som, sendo simultaneamente térmico e mecânico.

Existem dois tipos de ondas US que se podem propagar em meios sólidos, as longitudinais e as transversais. Nas longitudinais, os átomos movimentam-se na mesma direcção que a sua direcção de propagação. Isto faz com que apareçam zonas de maior concentração de átomos, zonas de compressão, e consequentemente que hajam zonas de menor concentração atómica, zonas de rarefacção. Por sua vez as ondas transversais fazem com que os átomos se movimentem de forma perpendicular à direcção de propagação da onda [42].

De acordo com Prentice *et al.* [42], a grande diferença entre estas duas ondas é o facto de que enquanto as ondas longitudinais conseguem propagar-se por meios sólidos e líquidos, a onda transversal só se propaga nos sólidos. Desta forma a onda de US é principalmente longitudinal uma vez que os tecidos humanos são constituídos maioritariamente por água. A onda transversal só se poderá propagar no tecido ósseo.

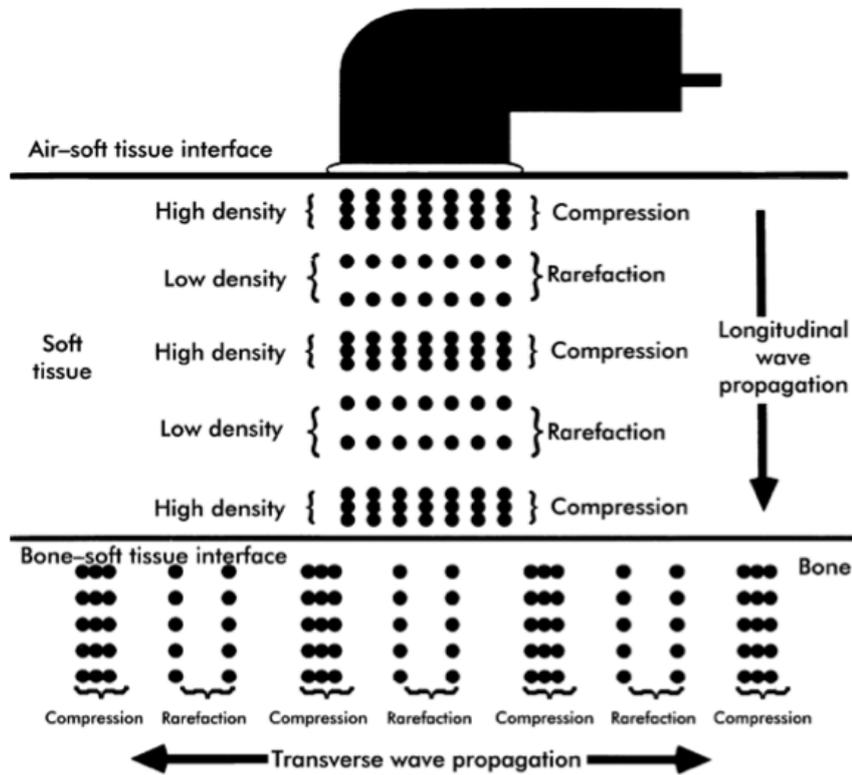


Figura 3.6 - Propagação das ondas longitudinais e ondas transversais [42].

Como foi descrito, o feixe de propagação do US vai sofrendo alterações ao longo do seu percurso, quer seja por interacção com a matéria ou por divergência como resultado da frequência utilizada.

O feixe é a soma de um conjunto de pequenas ondas criadas em diferentes pontos na superfície do cristal piezoeléctrico. Como será expectável, os vários pontos do cristal que geram os pequenos sinais não vão vibrar ao mesmo tempo o que leva à ocorrência da não uniformidade do sinal final na extremidade do transdutor [42].

Esta não uniformidade dá-se no campo próximo ou de Fresnel que se caracteriza por se situar junto à saída do transdutor e pelos seus picos de intensidade que criam pontos quentes e frios nos tecidos em tratamento. É essencialmente neste campo que o US provoca os seus efeitos. O comprimento deste campo pode ser calculado com a equação seguinte [35]:

$$L = \frac{\text{Raio do transdutor}^2}{\text{Comprimento de onda do US}} \quad (3.7)$$

O campo distante ou de Fraunhofer vai caracterizar-se por haver uma menor interferência entre as ondas o que leva a uma maior uniformidade das intensidades como ilustra a figura 3.7:

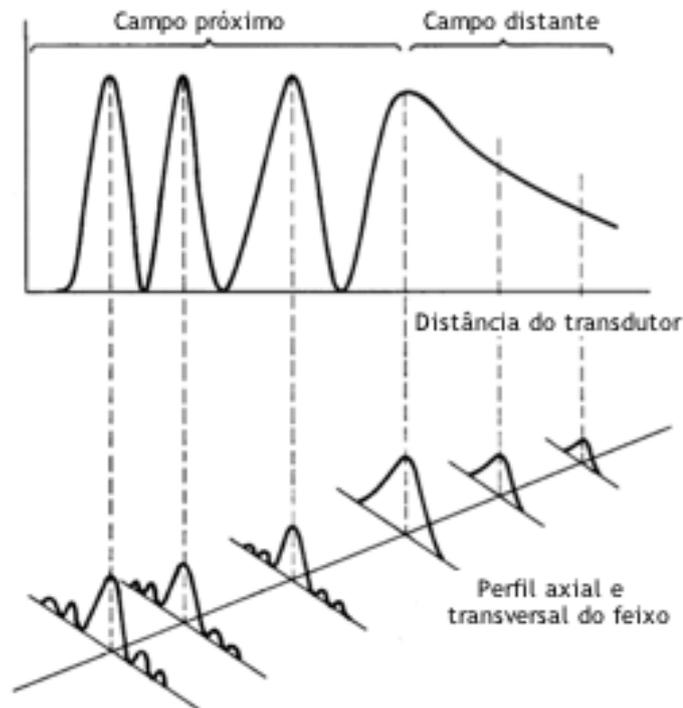


Figura 3.7 - Demonstração de ondas no campo próximo e no campo distante.

É devido a esta forma de propagação que é necessário ter sempre a cabeça do US em constante movimento, pois caso ela fique parada no mesmo local vai fazer com que a temperatura aumente sempre nos mesmos pontos o que pode levar a queimaduras no paciente.

Esta não uniformidade da intensidade no campo próximo também pode levar a um certo desconforto no paciente uma vez que por vezes este pode sentir o efeito de intensidades muito superiores à que se pretende aplicar. As ondas pequenas, que interagem entre si para formar o US final, podem somar-se ou subtrair-se, dependendo da fase em que se encontram. Desta forma, caso elas tenham uma interacção destrutiva vão-se anular e a intensidade é reduzida, caso contrário, somam-se dando origem a intensidades superiores à pré-estabelecida pelo terapeuta. Esta variação tem o nome de Beam Nonuniformity Ratio (BNR) [32, 37].

### 3.3.7 BEAN NONUNIFORMITY RATIO (BNR)

BNR é um rácio entre o maior pico de intensidade e a intensidade média. Este factor auxilia a perceber o quanto a intensidade pode variar da medida pré definida. O mínimo teórico estabelecido para este rácio é de 4, o que quer dizer que se for aplicada uma intensidade de 2 W/cm<sup>2</sup> podem ser produzidos ultra-sons com picos de intensidade de pelo menos 8 W/cm<sup>2</sup>. Assim pode-se afirmar que quanto menor o BNR associado ao transdutor, melhor será a uniformidade do US emitido [41].

### 3.3.8 INTERFACE DE MATERIAIS

Os diferentes meios por onde o US passa (gel, alumínio, tecido adiposo, etc.) apresentam diferentes características tais como: densidade (ou massa específica), composição, coeficiente de absorção, entre outros [33].

Tabela 3.1 - Interface de Materiais/Tecidos [33].

| Material       | Velocidade (m/s) | Densidade (kg/m) | Impedância (kg/m <sup>2</sup> ·s) |
|----------------|------------------|------------------|-----------------------------------|
| Ar             | 340              | 0,625            | 213                               |
| Tecido Adiposo | 1450             | 940              | 1,4 x 10 <sup>6</sup>             |
| Músculo        | 1550             | 1100             | 1,7 x 10 <sup>6</sup>             |
| Osso           | 2800             | 1800             | 5,1 x 10 <sup>6</sup>             |
| Água           | 1500             | 1000             | 1,5 x 10 <sup>6</sup>             |
| Aço            | 5850             | 8000             | 47 x 10 <sup>6</sup>              |
| Alumínio       | 6320             | 2700             | 17 x 10 <sup>6</sup>              |

Desta forma a transmissão do US entre eles não acontecerá sempre da mesma forma. Esta transição depende assim de características particulares dos dois meios por onde o US se propaga. Podem-se dar fenómenos de reflexão ou de transmissão da onda que dependem da impedância (Z) dos meios [35].

$$\rho = \frac{a_r}{a_i} = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (3.8)$$

Sendo  $\rho$  a relação entre as ondas reflectidas e as ondas incidentes.

Sabendo as impedâncias acústicas de cada meio pode-se estabelecer qual a percentagem de ondas que são transmitidas/reflectidas e melhor perceber como se propagam as ondas acústicas [33].

Calculando a impedância associada a cada meio através da seguinte fórmula:

$$Z = \rho \times v \quad (3.9)$$

Pode-se construir a seguinte tabela 3.2.

Tabela 3.2 - Percentagem de reflexão entre os diversos materiais [32, 35].

| Interfaces               | Reflexão |
|--------------------------|----------|
| Aço-Ar                   | 100%     |
| Aço-Água                 | 88%      |
| Alumínio-Ar              | 100%     |
| Alumínio-Água            | 70%      |
| Alumínio-Gel             | 65-80%   |
| Gel-Pele                 | 0,1%     |
| Pele-Tecido adiposo      | 0,9%     |
| Água-Tecido Adiposo      | 0,2%     |
| Tecido adiposo - Músculo | 0,8%     |
| Músculo-Osso             | 34,5%    |
| Pele - Ar                | 100%     |

Pela Tabela 3.2 pode-se verificar qual a importância pela qual os meios em contacto devem possuir impedâncias próximas. Se estes valores forem muito próximos a transmissão tende para 100% havendo passagem praticamente completa do US.

### 3.3.9 MEIOS DE ACOPLAMENTO

A primeira transmissão de US vai ocorrer entre a extremidade do transdutor, que pode ser constituída por alumínio, e o gel condutor. Esta primeira etapa é essencial na medida em que corresponde à fase da propagação onde ocorre maior reflexão de ondas de US e consequentemente maior perda do sinal. Uma vez que as ondas ultra-sónicas apresentam baixa propagação pelo ar, necessita-se de um meio de acoplamento para auxiliar a sua transmissão aos tecidos. Os meios mais utilizados são os géis, a água e os óleos minerais, sendo a água considerada o melhor meio por apresentar os menores índices de absorção e reflexão. Casarotto *et al.* [32], em 2004, analisaram quatro meios de acoplamento e verificaram que a água e o gel apresentaram maiores coeficientes de transmissividade, menores coeficientes de reflexão, atenuação e impedância acústica próxima da pele, apresentando portanto melhor transmissividade acústica.

Assim sendo é indispensável a existência de um meio de acoplamento que maximize este processo e para tal este meio tem que possuir as seguintes características [32]:

- Ser um fluido, para permitir a ocupação total do espaço evitando a existência de ar;
- Possuir viscosidade, para se fixar ao local de aplicação;
- Não inibir o arrefecimento, despromovendo assim aquecimento exagerado;
- Ter impedância semelhante à do alumínio e epiderme, para minimizar a reflexão;
- Ser pouco absorvente de energia de US para não diminuir a potência do US.

### 3.3.10 MODO CONTÍNUO E PULSADO

Os equipamentos de ultra-sons podem funcionar em dois modos distintos, o contínuo e o pulsado. O primeiro diz respeito à aplicação do US de forma constante durante todo o período do tratamento sem haver interrupções, enquanto no segundo o US é aplicado em sequências de pulsos (*Burst*) - tempo *on*, espaçados entre si por um tempo onde não se aplica US - tempo *off*. A frequência de modelação geralmente possui uma frequência de 100 Hz [35].

Outra característica associada ao modo pulsado é o *ciclo de trabalho* o qual é programado pelo profissional e relaciona o tempo *on* com o tempo *off*. Este pode ser representado de diversas formas, sendo que para este trabalho foi escolhida aquela que é mais frequente [35]:

$$\text{Ciclo de trabalho} = \frac{\text{tempo on}}{\text{tempo (on+off)}} \quad (3.10)$$

#### Exemplo Prático

- Frequência Modelação: 100 Hz;
- Ciclo de repetição: 1:5 ou 20%
- Como  $T = \frac{1}{f} \rightarrow T = 10 \text{ ms}$
- Tempo *on* = 2 ms e tempo *off* = 8 ms

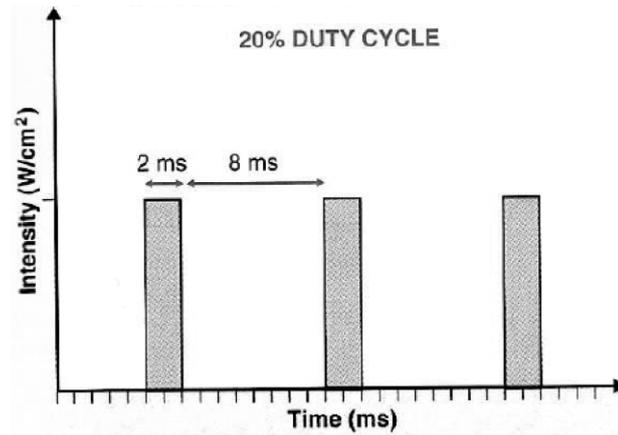


Figura 3.8 - Percentagem de reflexão entre os diversos materiais.

O modo contínuo está usualmente associado ao efeito térmico e o modo pulsado ao efeito não térmico como se discutirá de seguida [33].

### 3.4 EFEITO DO US

Na maioria dos tratamentos médicos por US, o calor é utilizado como intermediário para atingir os objectivos desejados. No caso do US de baixa intensidade, aumentar ligeiramente a temperatura acima dos níveis normais do corpo pode incutir efeitos benéficos, como por exemplo aumentar o fluxo sanguíneo para a área afectada. No caso de aplicações de alta intensidade o tecido é aquecido muito rapidamente (tipicamente em menos de 3 segundos) atingindo temperaturas de 56°C, o que provoca morte instantânea das células.

O aumento de temperatura devido à absorção pode ser calculado pela equação de aquecimento biológico de Pennes [43]:

$$\frac{dT}{dt} = k\nabla^2 T - \frac{(T-T_0)}{\tau} + \frac{q_v}{\rho_0 C_p} \quad (3.11)$$

Onde:

$K$  = difusão térmica, [W/m·K];

$\tau$  = Constante de tempo de penetração, [s];

$T_0$  = temperatura ambiente inicial, [K];

$q_v$  = distribuição da fonte de calor, [W/m³];

$C_p$  = Calor específico num meio de pressão constante, [J/(kg K)].

Tendo em conta que em LNIUS é utilizado baixa frequência, o aquecimento é residual, pelo que não deverá provocar queimaduras no paciente.

### 3.4.1 EFEITOS TÉRMICOS

Os efeitos térmicos estão usualmente associados a patologias crónicas em que se realiza o tratamento com US contínuo. A capacidade de absorção de cada tecido vai desempenhar um papel fulcral no aquecimento dos tecidos, havendo ainda uma grande influência dos fenómenos de reflexão que se registam de forma significativa na interface tecidos moles - tecido ósseo. A reflexão faz com que haja maior quantidade de US a propagarem-se nos tecidos moles em simultâneo. Este fenómeno leva a uma maior interacção entre as diversas ondas de US, o que poderá desencadear um aumento de intensidade nessas zonas [41].

O uso desta técnica para o aquecimento de tecidos vai desencadear os mesmo efeitos que outras técnicas com a mesma finalidade [41]:

- Aumento da capacidade de extensão 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.

A concentração de proteínas constitui um factor de influência na propagação dos US. O colagénio é uma proteína com funções estruturais que se encontra fortemente presente nas cartilagens, tendões e ligamentos. Assim, esta proteína vai fazer com que os coeficientes de absorção destes elementos sejam elevados bem como o seu aquecimento quando submetidos a esta técnica [40].

Por fim, a potência específica (intensidade) aplicada, também representa um factor primordial para estes efeitos. Os efeitos térmicos só se fazem sentir a partir de uma certa intensidade que tem de ser superior a  $0,1 - 0,2 \text{ W/cm}^2$ , caso contrário não haverá aumento da temperatura nos tecidos e os efeitos que se vão registar são apenas não-térmicos [35,41].

### 3.4.2 EFEITOS NÃO-TÉRMICOS

O outro lado dos efeitos provocados pela terapia com US está associado aos efeitos mecânicos. Para diferenciar esta forma de tratamento do efeito térmico é necessário utilizar intensidades baixas ou utilizar o modo pulsado para que os tecidos possam arrefecer durante o tempo off, realizando-se assim apenas o tratamento não-térmico [31]. Contudo, como já foi referido, a dissociação destes dois fenómenos não é total e existe sempre algum contributo de ambos [41].

Seguidamente serão abordados com maior detalhe os dois efeitos não-térmicos que podem ocorrer com US: a cavitação e os microfluxos acústicos [32,41].

#### 3.4.2.1 CAVITAÇÃO

A cavitação é o termo utilizado para referir uma vasta gama de fenómenos complexos que envolvem a criação, oscilação, crescimento e colapso de bolhas dentro de um meio [44,45].

A cavitação depende da frequência, da pressão, da amplitude, do raio da bolha e do meio ambiente. Uma vez que a frequência de repetição dos pulsos é muito baixa (cerca de 1 Hz), não há aquecimento notável durante o tratamento, de modo que o efeito produzido pode ser considerado exclusivamente mecânico.

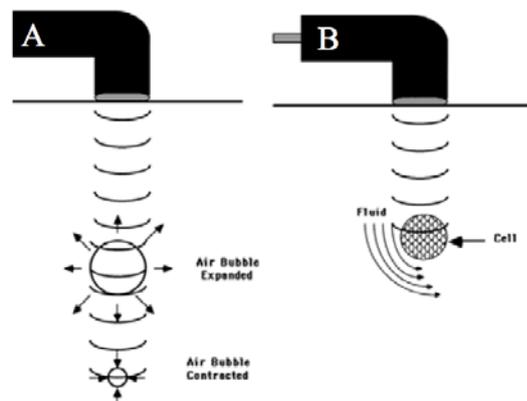


Figura 3.9 - A) Fenómeno de cavitação; B) Microfluxo [45].

Vários investigadores [46] têm demonstrado que a exposição das células à radiação de US de alta potência é acompanhada por uma modificação estrutural das macro-moléculas, membrana, núcleos e complexos intracelulares. Desta forma, foi definido um parâmetro que permite definir a probabilidade da cavitação, denominado por Índice Mecânico (MI) e traduzido pela seguinte equação [46]:

$$MI = \frac{P_r}{\sqrt{f}} \quad (3.12)$$

Onde  $P_r$  [MPa] é o pico de pressão da rarefacção do sinal acústico e  $f$  [MHz] é a frequência de sinal.

O Instituto Americano de Ultra-Sonografia em Medicina (AIUM) [46] adoptou o Índice Mecânico (MI) como um monitor em tempo real para estimar o potencial cavitacional durante a sua aplicação.

A conjectura é de que se o MI não atingir o valor de 0,7, a probabilidade de haver cavitação é negligenciada. O valor máximo de MI aprovado em tratamentos e diagnóstico nos EUA é de 1,9. Contudo, como demonstrado em estudos efectuados por Coleman (1995), quando a cavitação atinge frequências de 0,2 MHz, o MI possui valores que variam desde 3,4 a 7,8, dependendo do tecido e das suas características. Como se pode verificar, estes valores são consideravelmente superiores aos referidos como padrão [47].

Pelo exposto torna-se claro que a escolha do conjunto de parâmetros de sinais apropriados pode expor demasiadamente os tecidos, quer a níveis térmicos como mecânicos (ou ambos), causando efeitos variados ou completamente diferentes. Por exemplo, se a amplitude de sinal for inferior ao limite definido para a cavitação, mas existir uma distribuição de energia em modo contínuo, ou em níveis elevados de corrente alternada, então os efeitos serão maioritariamente térmicos. Ao alterar os valores de corrente alternada é possível variar os limites de temperatura e o seu ritmo de crescimento em larga escala. Pelo contrário, aplicando amplitudes de sinal muito elevadas (acima dos limites para a cavitação) e baixa corrente alternada, é possível produzir efeitos mecânicos, causando aquecimento excessivo [47].

### **3.4.2.2 MICROFLUXOS ACÚSTICOS**

Para além da cavitação existem ainda os microfluxos que resultam da pressão mecânica gerada pelos US. Estes fluxos representam a movimentação de fluidos ao longo das membranas celulares, sempre dependentes da pressão criada pelos US [37].

Estes dois tipos de fenómenos, cavitação e microfluxos, vão interferir com o sistema biológico da seguinte forma [32, 37]:

- Aumentam a permeabilidade da pele e da membrana celular;
- Estimulam a acção dos fibroblastos para a produção de proteínas e factores de crescimento;

- Aumentam a libertação de histamina, importante para as respostas imunitárias;
- Aumento da degranulação dos mastócitos;
- Estimulação da resposta macrofágica.

Em suma, a acção não-térmica vai actuar essencialmente na alteração da permeabilidade membranar, levando por exemplo ao fluxo de iões de sódio e cálcio que têm um papel central na cura de tecidos, ao aumento da produção e libertação de proteínas que produzem efeitos na resposta inflamatória e ainda na regeneração dos tecidos.

O tratamento por efeito não térmico pode ser optimizado, minimizando-se assim o efeito térmico. A intensidade de tratamento necessita de ser 0,1-0,2 W/cm<sup>2</sup> em modo contínuo ou então 1 W/cm<sup>2</sup> e um ciclo de repetição de 20% em modo pulsado [35].

### 3.5 NOTA CONCLUSIVA

Neste capítulo expôs-se a parte física dos fenómenos que ocorrem durante a aplicação de US em tecido. Aprofundou-se as características dos US, bem como os seus efeitos biológicos. Desta forma é possível demonstrar que uma variação na intensidade de US irá provocar grandes alterações a nível tecidual.



---

# CAPÍTULO 4

## CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DE UM EQUIPAMENTO DE LNIUS

### 4.1 GENERALIDADES

Este capítulo tem por finalidade destacar as principais características comuns aos equipamentos de LNIUS, com especial ênfase no *Magic Station*, modelo utilizado nos testes de aferição que serão descritos no capítulo 6.

### 4.2 ARQUITECTURA DO SISTEMA

Como é possível verificar pela figura 4.1, o equipamento de LNIUS é constituído por três componentes principais, assinalados por **A**, **B** e **C**:

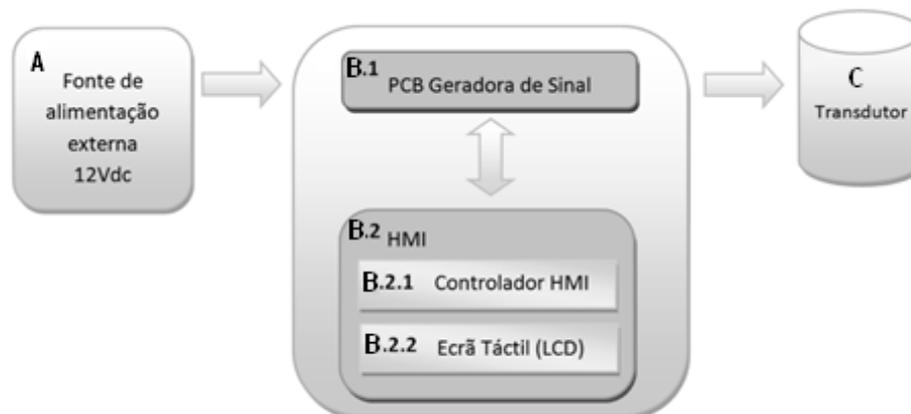


Figura 4.1 - Esquema representativo de um dispositivo de LNIUS.

- A. Transformador, com certificação médica, que converte a tensão da rede pública nacional (230V 50-60Hz) em 12V DC;
- B. Circuito central, constituído por dois componentes principais **B.1** e **B.2**:
  - o **B.1**. Placa amplificadora que recebe as informações de B.2 e gera o sinal consoante a informação recebida;
  - o **B.2**. Placa responsável pela comunicação com o terapeuta através de:

- **B.2.1.** Placa que recebe e controla os inputs do profissional provenientes de B.2.2 e que posteriormente são enviados a B.1;
  - **B.2.2.** *Liquid Crystal Display* (LCD) onde o profissional, através de um ecrã táctil, insere as opções que pretende para realizar determinado tratamento;
- C.** Transdutor, acessório que recebe o sinal eléctrico proveniente do circuito central e que o converte num sinal mecânico, o US.

#### 4.2.1 PLACA AMPLIFICADORA DE ULTRA-SONS E CORRENTES

##### 4.2.1.1 DESCRIÇÃO GERAL DO FUNCIONAMENTO

O circuito da placa amplificadora (B.1) do aparelho encontra-se exposto na figura 4.2. Esta está encarregue de produzir e gerar US através das saídas de potência. Comanda a comunicação entre o transdutor e a placa de interface (B.2.1) [48].

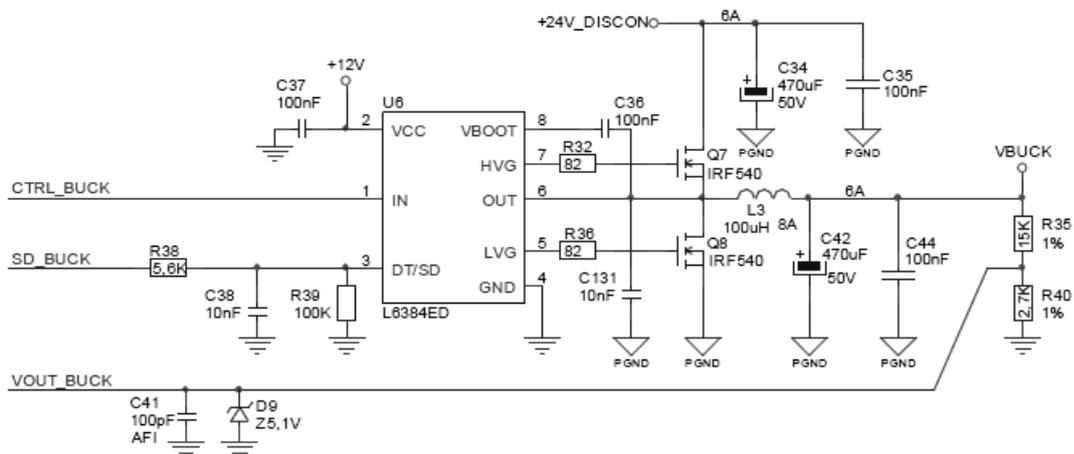


Figura 4.2 - Circuito de potência geral de equipamentos de LNIUS [48].

##### 4.2.1.2 TENSÃO DE ALIMENTAÇÃO

A placa amplificadora gera três tensões de funcionamento a partir da potência que a alimenta.

A tensão mais importante é a dos +5 V que é gerada a partir do regulador comutado U19. Para verificar o seu correcto funcionamento basta medir a tensão entre GND (TP11) e +5 V (TP6). Esta tensão é distribuída por toda a placa para alimentar todos os circuitos digitais e alguns circuitos analógicos [48].

No âmbito de circuitos digitais encontra-se o microcontrolador, o gerador directo de sinais digitais (gerador DDS) e o dispositivo de comunicação através do protocolo RS-232. Por outro lado, entre os sinais analógicos encontra-se o conjunto de filtros de saída do gerador DDS, os comparadores de sinais de comutação dos MOSFET e os opto-acopladores utilizados para medir as saídas dos ultra-sons [48].

A tensão +5V é também enviada para o transdutor através do conector J5 para alimentar o microcontrolador que existe no transdutor.

A tensão -5V é gerada através da +5V, mediante um inversor de tensão com referência U20. Mais uma vez, esta tensão pode comprovar-se medindo a tensão entre GND (TP11) e -5V (TP7).

Esta tensão negativa é utilizada principalmente para polarizar a alimentação interior de algumas operações da placa.

Finalmente, a tensão +12V é gerada directamente desde a tensão de entrada, mediante o uso do integrado U12. Novamente, para verificar o correcto funcionamento é medida a tensão entre GND (TP11) e +12V (TP8).

#### 4.2.1.3 GERAÇÃO DO SINAL DE COMUTAÇÃO DOS ULTRA-SONS

Os transdutores de US possuem uma frequência de ressonância característica mas que pode variar durante o funcionamento devido a outras ressonâncias existentes, nomeadamente quando há aquecimento. Por esta razão, é necessário que a placa de geração de sinal excite a potência do transdutor com uma frequência precisa e concisa [48].

Para tal deve ser utilizada uma geração de ondas por síntese digital directa. O centro de processamento reside no integrado U1 que é excitado por um relógio de 24 MHz com referência U5, como é apresentado na figura 4.3. Este integrado produz uma onda sinusoidal de frequência programada através de uma série de comunicações com o microcontrolador U8.

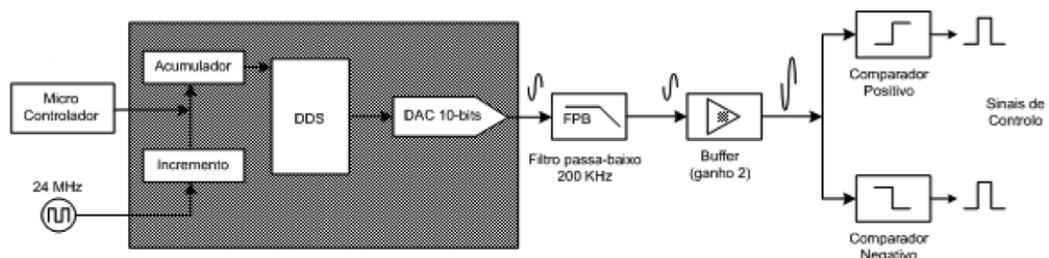


Figura 4.3 - Síntese DDS dos sinais de comutação [48].

O sinal produzido pelo sintetizador DDS (U1) é filtrado e amplificado para que posteriormente os comparadores gerem os sinais de comutação nos MOSFET.

#### 4.2.1.4 CONTROLO DA TENSÃO DE SAÍDA DO ULTRA-SOM

A tensão e a corrente de saída são verificadas de forma a se calcular a impedância, conforme se indica no circuito apresentado na figura 4.4:

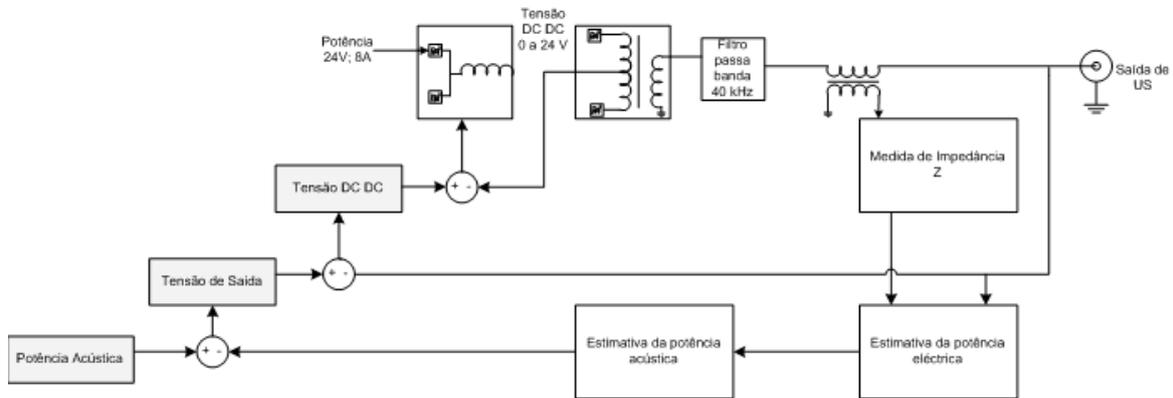


Figura 4.4. - Ciclo de regulação e controlo da saída dos ultra-sons [48].

A impedância permite que a placa detecte o acoplamento do transdutor de US e determine se deve ou não aplicar potência, evitando assim que o transdutor se destrua por ausência de carga (ver circuito da figura 4.5). Além disso, o manipulador deve estar galvanicamente isolado do resto do circuito (ver diagrama da figura 4.6). Contudo, o dispositivo com experimentação neste trabalho, o *Magic Station*, não possui esta função, provocando muitas vezes a destruição do cristal. [48].

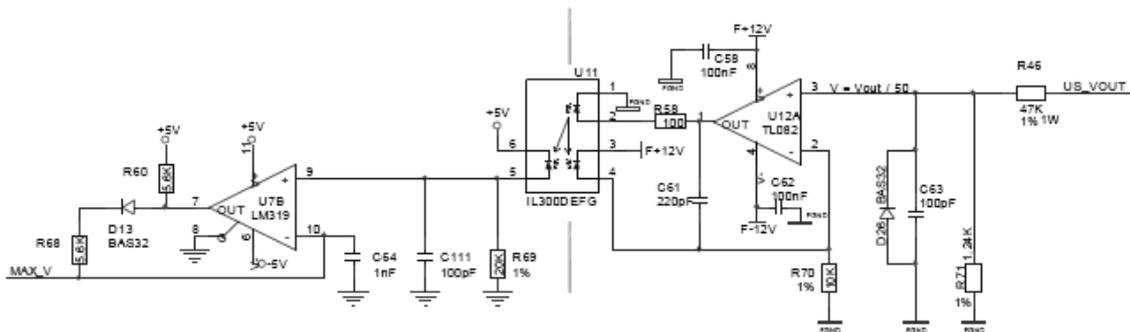


Figura 4.5. - Medição da tensão à saída do transdutor de ultra-sons [48].

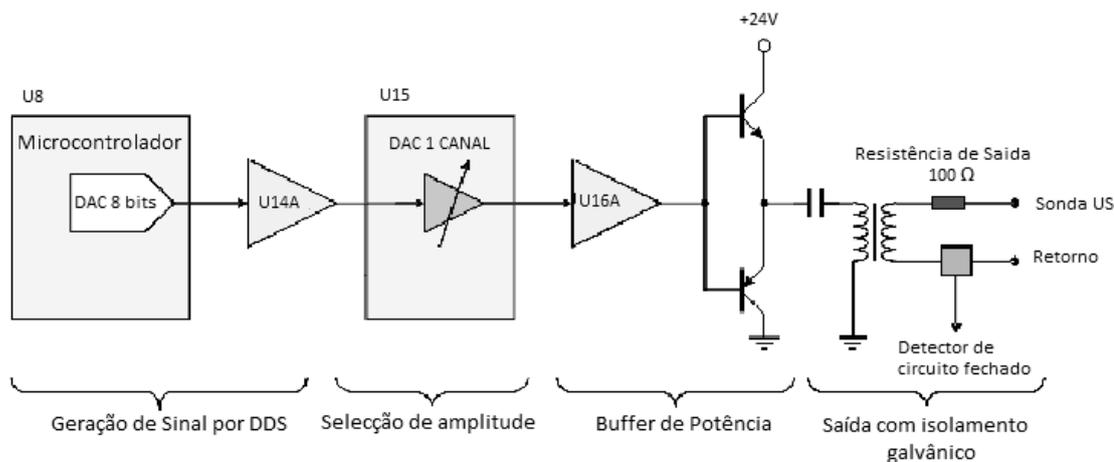


Figura 4.6. - Geração da corrente [48].

Com o intuito de detectar se a corrente está a ser debitada no paciente, existe um optoacoplador que quando atravessado por corrente eléctrica, envia um sinal de indicação de circuito fechado galvanicamente isolado ao microcontrolador, conforme indicado na figura 4.6. A detecção do circuito galvânico fechado serve para activar a geração de potência de ultra-sons [48].

#### 4.2.2 PLACA DO MANÍPULO

##### 4.2.2.1 DESCRIÇÃO GERAL DO FUNCIONAMENTO

A placa de funcionamento do manípulo está ligada a um microcontrolador da família Freescale HCS08. O diagrama de blocos é apresentado na figura 4.7.

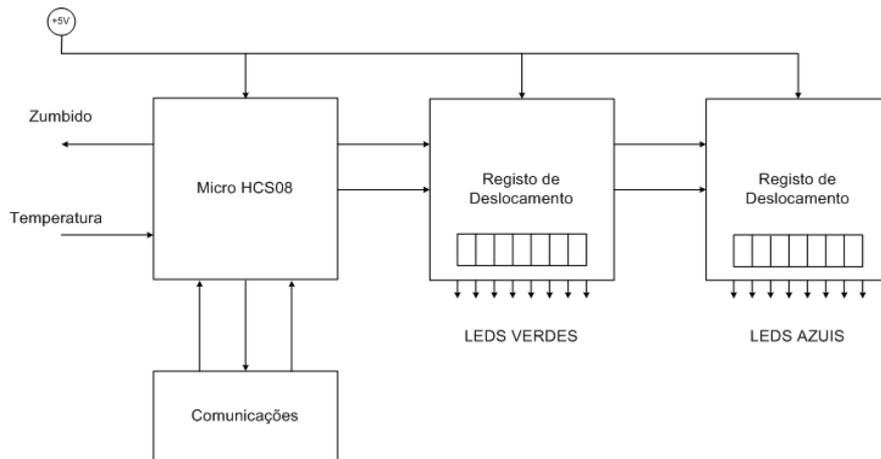


Figura 4.7. Diagrama de blocos da placa do manipulador [48]

O microcontrolador comunica com o computador mediante dois fios comunicantes, seguindo um protocolo *Serial Protocol Interface* (SPI), onde o dispositivo mestre (*master*) da comunicação é a placa amplificadora de US.

#### 4.2.3 SINAL ELÉCTRICO GERADO

O sinal eléctrico é responsável por desencadear a excitação do cristal piezoeléctrico para posteriormente formar-se a onda mecânica. Desta forma todo o desempenho do equipamento depende deste sinal inicial produzido numa placa geradora de sinal devidamente constituída com os componentes electrónicos necessários, não só para criar o sinal pretendido mas também para lhe conferir segurança em caso de algum tipo de anomalia.

Não irão ser discutidos os componentes electrónicos, mas sim os *inputs* e *outputs* que estes necessitam para que se alcance a potência de emissão correcta [49].

Segundo o fabricante, os transdutores têm uma perda de potência a rondar os 35 W e uma resistência de 14 Ω. Uma vez que o aparelho pode emitir no máximo 12 W (3 W/cm<sup>2</sup> intensidade x 4 cm<sup>2</sup> ERA) pretende-se saber qual a tensão que terá que chegar ao transdutor para que este faça a emissão correcta. Assim, sabendo que:

$$P = \frac{V^2}{R} \quad (4.1)$$

Onde  $P = 35 \text{ W}$  (equivalente ao consumo) + 12 W (equivalente à emissão) conclui-se que:

$$V = \sqrt{47 \times 140} = 81,12 \text{ (V)} \quad (4.2)$$

Teoricamente este será o *input* que terá que chegar ao transdutor para que este consiga o máximo de emissão pretendida e permitida.

#### 4.2.4 ACESSÓRIOS (TRANSDUTORES)

Os acessórios do aparelho de Ultra-Sons Estético (USE) serão todos os transdutores de US passivos de serem utilizados para a finalidade pretendida. Usualmente existem características imutáveis que se prendem com o sinal de saída dos acessórios, como foi supramencionado. Estas características são a frequência de aplicação (30 e 60 kHz) e a intensidade máxima que enviam ( $<3 \text{ W/cm}^2$ ). Contudo, neste subcapítulo será dado ênfase às características físicas dos transdutores como materiais e dimensões seguindo a nomenclatura indicada na figura 4.8 [50].

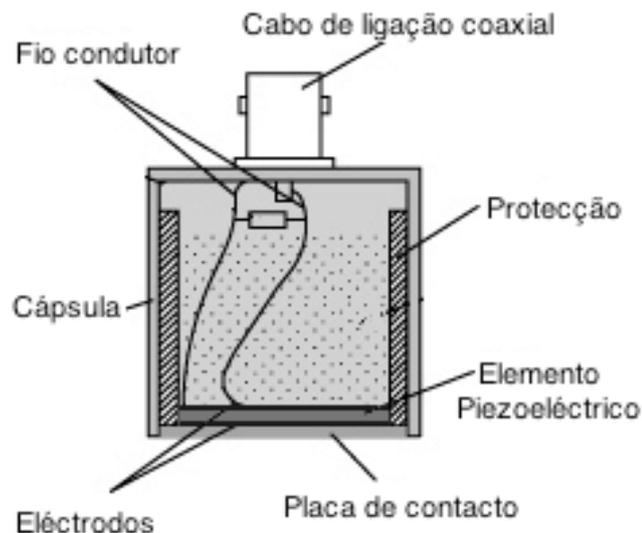


Figura 4.8 - Esquema de um transdutor de US [51].

Genericamente, o transdutor é constituído por uma cerâmica de titanato zirconato de chumbo, denominado PZT (Lead zirconate titanate), que possui características piezoelétricas. Esta está conectada a dois eléctrodos, um sendo a terra do transdutor e o outro sendo o eléctrodo que vai conduzir o sinal eléctrico. O elemento piezoelétrico ainda possui um material acoplado que lhe dará suporte mecânico e por fim uma resina que preenche todo o espaço livre que resta dentro do invólucro. Por outro lado, existe uma placa de metal, que será a primeira a receber a onda proveniente da cerâmica. À medida que o sinal eléctrico vai chegando, a cerâmica vibra e o metal recebe essa oscilação, transmitindo-a de seguida para o material com que está em contacto directo [50, 51].

### 4.3 MAGIC STATION

Nesta secção serão descritas com maior pormenor as características e funcionalidades do dispositivo de LNIUS alvo de experimentação, o *Magic Station*.

No fabrico do equipamento foram cumpridas as normas derivadas da Directiva CEE 93/68, mais concretamente, as normas relacionadas com segurança e compatibilidade electromagnética em equipamentos de electromedicina:

- *EN 55014-1:2000 + A1:2001 + A2:2002*; - Compatibilidade eletromagnética (EMC). Requisitos para eletrodomésticos, ferramentas elétricas e aparelhos semelhantes. Emissão.
- *EN 55014-2:1997+A1:2001*; - Compatibilidade eletromagnética (EMC). Requisitos para eletrodomésticos, ferramentas elétricas e aparelhos semelhantes. Imunidade. Norma de família de produto.
- *EN 61000-3-2:2000*; - Compatibilidade electromagnética (EMC) - Parte 3-2: Limites - Limites para emissões de correntes harmónicas.
- *EN 61000-3-3:1995+A1:2001* - Compatibilidade electromagnética (EMC). Limites. Limitação das variações de tensão, flutuações de tensão, em sistemas públicos de baixa tensão, para equipamentos com corrente nominal.

O equipamento foi concebido recorrendo a estes métodos e técnicas apropriadas para limitar possíveis riscos [48].

As normas de segurança eléctrica são medidas destinadas à protecção do utilizador e do paciente em relação ao perigo de contacto eléctrico directo ou indirecto. Foram ainda tomadas em consideração as normativas referentes ao controlo de interferências.

O equipamento *Magic Station* cumpre com a Directiva 89/336/CEE no que refere às interferências electromagnéticas produzidas por outros dispositivos que cumprem a mesma directiva e as interferências electromagnéticas produzidas pelo equipamento estão dentro dos limites especificados na mesma directiva [48].

A este equipamento estão ainda associadas as seguintes normas:

- *NEMA UD-3*: Padrão para visualização em tempo real de índices térmico e mecânico de saída acústica em equipamentos de ultra-sons.

- *FDA 21 CFR 1050.10*: Padrões de Desempenho sónicos, infrassónicos e para radiação de produtos de ultra-sons: terapia ultra-sónica.
- *NEMA UD-2*: Padrão de medição acústica de saída para equipamentos de ultra-som de diagnóstico.
- *IEC 61689*: Ultrasonics - Sistemas de fisioterapia - Requisitos de desempenho e métodos de medição na faixa de frequência de 30 kHz a 5 MHz.
- *IEC 60601-2-5*: Equipamento electromédico - Parte 2-5: Requisitos particulares para a segurança dos equipamentos ultra-sónicos de fisioterapia.
- *IEC 60601-2-37*: Equipamento electromédico - Parte 2-37: Regras particulares para a segurança de equipamentos médicos de diagnóstico e monitoramento de ultra-sons.

#### 4.3.1 CARACTERISTICAS DO EQUIPAMENTO

Na tabela 4.1 são indicadas as características técnicas mais relevantes do equipamento.

Tabela 4.1 - Características gerais do Magic Station [48].

| <b>Modo de Funcionamento</b>   | <b>US cavitacional</b>       |
|--------------------------------|------------------------------|
| Frequência de US               | 30 kHz - 60 kHz              |
| Superfície do transdutor de US | 20 cm <sup>2</sup>           |
| Requisitos eléctricos          | 110-220 V; 50-60 Hz; máx 5 A |
| Dimensões                      | 53x60x29                     |
| Peso                           | 12 kg                        |

#### 4.3.2 TRATAMENTO

Quando se selecciona o programa de cavitação, surge o ecrã apresentado na figura 4.9:

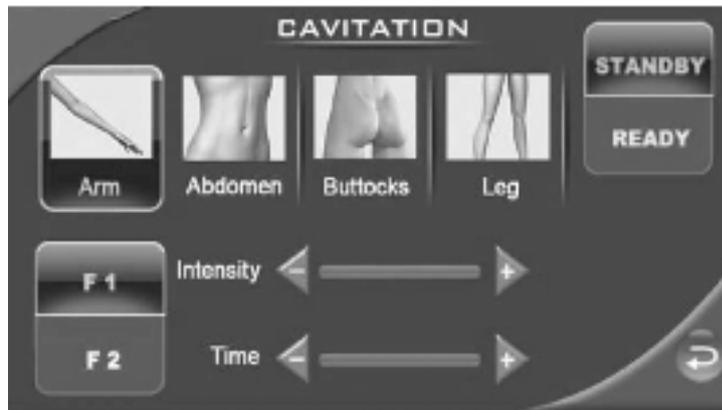


Figura 4.9 - Interface do Magic Station para iniciar o tratamento de cavitação [48].

Deve-se iniciar o tratamento com as seguintes etapas:

- Premir sobre a área onde se pretende efectuar o tratamento (braços, abdómen, glúteos ou pernas);
- Seleccionar qual o tipo de emissão de ultra-sons necessária para o tratamento:
  - F1: 30 kHz, para tratamentos de refirmação;
  - F2: 60 kHz, para tratamentos de remodelamento e redução de volume;
- Seleccionar a intensidade de energia de ultra-sons entre 20% e 100%;
- Seleccionar o tempo de emissão de ultra-sons entre 0 e 60 minutos (em etapas de 5 minutos);
- Pressionar o botão “READY” para iniciar. Quando se pressiona o pedal aparece o ícone de emissão de ultra-sons, no momento em que se solta o pedal, o ícone desaparece e a emissão de ultra-sons é interrompida;
- Pressionar o botão “READY” para terminar a sessão;
- Para regressar ao ecrã principal, premir o ícon situado na parte inferior direita do ecrã.

#### 4.3.3 PARÂMETROS ESPECÍFICOS DE CAVITAÇÃO

De acordo com o fabricante, os tratamentos de cavitação não devem ultrapassar os 30 minutos. Os tratamentos efectuados com F1 a valores superiores a 60% podem dar origem a problemas nos ouvidos como, por exemplo, apitos. Na tabela 4.2 encontram-se descritos os valores dos parâmetros de configuração, tempo e percentagem de energia disponibilizada, para diferentes tratamentos de cavitação.

Tabela 4.2 - Parâmetros específicos para o tratamento de cavitação pelo *Magic Station* [48].

| <b>Área de Tratamento</b>                            | <b>Tratamento</b>                       | <b>Energia</b> |
|--|---|----------------|
| <b>Abdômen com adiposidade dura ou mista</b>         | Cavitação 15 minutos                    | 70%            |
| <b>Abdômen com adiposidade mole</b>                  | Cavitação 15 minutos                    | 50%            |
| <b>Coxas e glúteos com adiposidade dura ou mista</b> | Cavitação 15 minutos por coxa ou glúteo | 70%            |
| <b>Coxas e glúteos com adiposidade mole</b>          | Cavitação 15 minutos                    | 50%            |
| <b>Adiposidade dura ou mista na zona lombar</b>      | Cavitação 15 minutos                    | 60%            |
| <b>Adiposidade mole na zona lombar</b>               | Cavitação 15 minutos                    | 50%            |
| <b>Adiposidade dura ou mista no tronco</b>           | Cavitação 15 minutos                    | 60%            |
| <b>Adiposidade mole no tronco</b>                    | Cavitação 15 minutos                    | 50%            |
| <b>Adiposidade dura ou mista</b>                     | Cavitação 15 minutos                    | 40%            |



---

# CAPÍTULO 5

## CALIBRAÇÃO

### 5.1 DEFINIÇÃO

Segundo o *National Measurement System Programme for Acoustical Metrology*, NMSPAM [53], embora existam recursos comercialmente disponíveis para aferir a calibração dos USE, estes tendem a ter alto custo e a calibração requer um técnico especializado. Isto dificulta a averiguação do perfeito funcionamento e conseqüente necessidade de manutenção dos equipamentos, mantendo-os, muitas vezes, fora das normas internacionais por longos períodos. Seria necessário, segundo este programa, que houvesse um método confiável e de baixo custo que proporcionasse aos profissionais meios de aferição rotineira das características metrológicas dos seus equipamentos.

Segundo o item 6.11 do “Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia”, o VIM (INMETRO [54]), calibração é um *“conjunto de operações que estabelece, sob condições especificadas, a relação entre os valores indicados por um instrumento de medição (...) e os valores correspondentes das grandezas estabelecidas por padrões”*. Ou seja, nada mais é do que determinar a relação entre o valor de uma grandeza fornecido por um equipamento ou instrumento e o valor “real” da grandeza medida. No caso do instrumento ser um transdutor, “calibrar” significa deixar acessível ao utilizador o factor de conversão, directo ou indirecto, entre as duas modalidades de energia sobre as quais opera o transdutor. Mais especificamente, calibrar um transdutor ultra-sónico consiste em determinar a sua sensibilidade, isto é, a relação entre a pressão que atinge o transdutor e a tensão eléctrica na sua saída, ou vice-versa.

A calibração é uma actividade metrológica fundamental em qualquer Instituto Nacional de Metrologia (NMI, sigla em inglês), como também em laboratórios de ensaios e/ou calibração, acreditados ou não. A partir da calibração, é possível identificar a confiabilidade de um instrumento de medição ou padrão de trabalho, comparando os resultados da calibração com especificações de normas ou regulamentos técnicos. A qualidade de uma calibração pode ser quantificada, de maneira simplificada, por dois elementos principais, a saber: incerteza do método empregue e faixas (ou limites) da sua aplicação. Em linhas gerais, quanto menor a incerteza, melhor o método. De maneira análoga, tanto melhor e mais genérico será um determinado método quanto mais amplas forem as suas faixas úteis, considerando as grandezas físicas verificadas.

As principais fontes de consulta foram as normas da *International Electrotechnical Commission* (IEC [55]), que tratam, basicamente, de calibração, e os artigos científicos nela citados. [55].

Hekkenberg [56] demonstra num estudo que é necessária uma correcta calibração dos aparelhos de ultra-sons, o que se confirma pela investigação de Artho *et al.* [58]. Estes autores publicaram um estudo com o propósito de analisar aparelhos de ultra-sons utilizados em clínicas, no que toca à calibração da sua intensidade versus o tempo [56, 57].

Segundo esta investigação, foram efectuadas medições em 83 aparelhos de US em uso, testados com 4 intensidades diferentes (0,5, 1,0, 1,5, e 2,0 W/cm<sup>2</sup>), utilizando o modo contínuo com uma frequência de 1 MHz. As intensidades e os valores de tempo medidos foram convertidos para percentagens de erro e comparados com o respectivo desvio padrão ( $\pm 20\%$  para a intensidade e  $\pm 10\%$  de desvio para o tempo) [56, 58].

Como resultado foram encontrados 32 (39%) aparelhos fora do desvio padrão de calibração para pelo menos uma das intensidades testadas. Destes aparelhos, 15 (18%) estavam dentro dos limites de  $\pm 20\%$ , e 17 (21%) estavam abaixo, para pelo menos uma das intensidades. Dos 32 aparelhos fora do desvio padrão, 26 (31%) estavam fora para duas ou mais intensidades, e 3 (4%) estavam fora dos limites para todas as intensidades [56, 57].

Dos cronómetros mecânicos testados, 7 (28%) estavam fora dos  $\pm 10\%$  para precisão do cronómetro no intervalo de 5 minutos, e 6 (24%) estavam fora do intervalo de 10 minutos. Concluíram então, que mais de um terço das máquinas testadas neste estudo, estavam fora do desvio padrão para a intensidade, e aproximadamente um quarto dos cronómetros mecânicos para o tempo [56, 57].

Segundo Hekkenberg (1994), cada aparelho deve ser calibrado regularmente, comparativamente com um dispositivo de calibração confiável, sendo muito importante saber que a leitura do medidor de saída de potência do aparelho não é uma orientação confiável [57].

## 5.2 CALIBRAÇÃO DO MAGIC STATION

Cada equipamento deve conter um processo próprio de calibração. No entanto, dos diversos aparelhos de LNIUS analisados, apenas o *Magic Station* continha um procedimento de calibração disponível.

De acordo com o manual técnico do *Magic Station*, para iniciar o processo de calibração de um manípulo é necessário iniciar previamente a memória do mesmo [48].

Os transdutores de US são convenientemente calibrados no final do processo industrial. Não se aconselha a realização de uma calibração caso não se possua o material necessário. Isto porque trata-se de um equipamento bastante sensível, que pode sofrer um desvio ao nível da potência acústica gerada pelo mesmo.

Para realizar uma calibração completa da frequência e da potência do transdutor é necessário o seguinte material:

- Um hidrofone *Bruel&Kjaer* 8103, convenientemente calibrado e com o adaptor BNC;
- Um tubo de medida adqueadamente construído;
- Um osciloscópio digital com uma banda de pelo menos 20 MHz.

**Passo 1:** Aceder ao menu de calibração do manípulo, sendo disponibilizada a tela apresentada na figura 5.1.



Figura 5.1 - Tela de edição do manípulo [48].

Colocar o manípulo em vazio e limpar a sua superfície para que não fique qualquer vestígio de gel.

Nota: De acordo com o fabricante, não é aconselhado submergir o manípulo em água para o calibrar.

**Passo 2:** Iniciar o processo de calibração. Aguardar que esteja concluída a procura da frequência de ressonância (cerca de 1 minuto). Será apresentado um gráfico de impedância em função da frequência, semelhante ao exposto na figura 5.2.



Figura 5.2 - Demonstração do ponto de ressonância do transdutor [48].

Um marcador indicará o ponto de menor impedância do manípulo, sendo este o ponto de ressonância do transdutor. Normalmente o equipamento encontra automaticamente o ponto de ressonância correcto.

**Passo 3:** Colocar o manípulo no medidor de potência acústica. O manípulo começará a emitir pulsos de pressão acústica com uma cadência de 2 pulsos por segundo.

Com o auxílio de um osciloscópio digital, configurar o disparo (*trigger*) para que capture o sinal proveniente do hidrofone. O sinal será similar ao exposto na figura 5.3

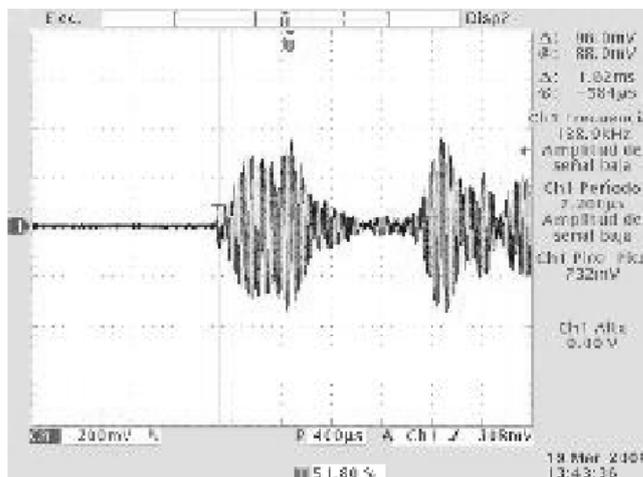


Figura 5.3 - Amplitude do pulso detectado pelo medidor de nível acústico [48].

Ajustar a amplitude do sinal até que o medidor de potência acústica detecte uma determinada tensão, segundo a tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Valor de referência para calibração do transdutor.

| Dev=20%       | Tensão medida num pulso de ultra-sons do manípulo |               |              |
|---------------|---|---------------|--------------|
| Valor nominal | Valor mínimo                                      | Valor central | Valor Máximo |
| 600 mV        | 480 mV  | 600 mV        | 720 mV       |

A medição deve ser feita no primeiro conjunto de sinais, pois os seguintes tem como origem reflexões no interior do tubo.

**Passo 4:** Uma vez seleccionada a frequência de ressonância e o nível de potência acústico é necessário guardar os dados de calibração na memória do manípulo.



Figura 5.4. Indicação de calibração armazenada correctamente.

### 5.2.1 MEDIÇÃO DO NÍVEL ACÚSTICO

Os manípulos fabricados estão calibrados para que todos tenham a mesma potência na mesma frequência de ressonância do manípulo, sendo conseguido mediante um mecanismo de medida que envolve alguma complexidade [48].

Para realizar a medição do nível acústico de radiação ultrasónica gerada por um transdutor de 40 kHz é necessário dispor de um hidrofone calibrado adequadamente e com uma largura de banda que consiga transformar as ondas de pressão acústica em sinais eléctricos, sem distorção ou atenuação. O esquema experimental encontra-se apresentado na figura 5.5.

O hidrofone utilizado é da marca *Bruel&Kjaer*, modelo 8103. Este hidrofone tem uma largura de banda de 200 kHz.

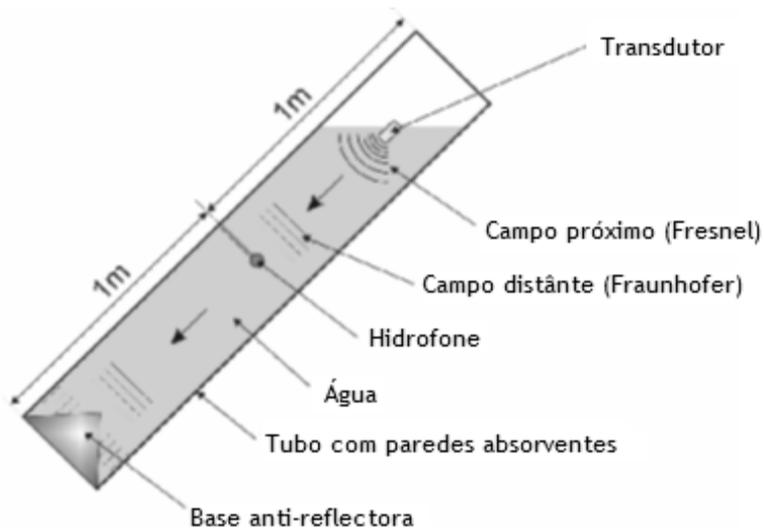


Figura 5.5 - Medição do nível acústico emitido [48].

O transdutor deve emitir pulsos ultra rápidos (1 ms) para que o pulso de onda que viaja pelo tubo possa ser medido sem influência de reflexões provenientes do final do tubo.

De qualquer das formas, coloca-se no fundo do tubo de medida um cone que reflecta as ondas sonoras para as paredes. Estas paredes, forradas previamente com um absorvente acústico, atenuam as reflexões produzidas.

Não obstante, o hidrofone detecta pulsos secundários de ondas que podem ter até o dobro da amplitude da onda inicial, devido às ressonâncias e reflexões que se produzem no interior do tubo.

O equipamento emite estes pulsos ultra rápidos durante o processo de calibração e durante a verificação funcional.

O hidrofone deve situar-se suficientemente longe do transdutor para que a onda recebida seja considerada uma onda plana, mas suficientemente longe do fundo do tubo para que o primeiro pulso de ondas possa ser medido sem a distorção causada pelos reflexos.

Por todas estas restrições, o tubo deverá ter 2 metros, estando o hidrofone a 1 metro do transdutor e a 1 metro do fundo do tubo.

Tendo em conta que a velocidade do som na água é de aproximadamente 1500 m/s, o pulso de pressão sonora desde o transdutor ao hidrofone (que está a 1 metro) demora 0,66 ms, enquanto a sua reflexão, que abranje os 2 metros adicionais, atinge 1,33 ms. Por esta razão os pulsos devem ser breves (1 ms).

### 5.3 MÉTODOS DE VERIFICAÇÃO DA CALIBRAÇÃO

De uma forma resumida, serão expostos alguns métodos aplicados para a verificação do correcto funcionamento dos equipamentos de US, embora não seja possível de comprovar cada um deles devido à falta de recursos em obter os materiais específicos. De salientar que a utilização dos métodos descritos em seguida apenas foi possível face à colaboração da empresa Sorisa S.A.

#### 5.3.1 MÉTODO DA FORÇA DE RADIAÇÃO

De acordo com a norma NBR/IEC 1689, a potência de saída do equipamento de US para fisioterapia deve ser determinada de acordo com a IEC 61161 - *Ultrasonics Power Measurement in Liquids in the Frequency Range 0,5 MHz to 25 MHz*, em que é recomendado o uso de uma balança de força de radiação. O princípio usado é o método da força de radiação, ou seja, a energia passa através da água exercendo uma força no cone metálico e a energia reflectida no cone é absorvida pela borracha na parede do recipiente. A potência de radiação é diretamente proporcional à força exercida no cone [58].



Figura 5.6 - Aferição acústica pela balança de força de radiação [58].

Quando o ultra-som atinge um alvo na água, exerce uma força sobre o alvo (pressão de radiação) e tenta movê-lo. Se essa força de radiação for adequadamente contrabalançada, será possível calculá-la. Este dispositivo faz a média sobre a área alvo e permite uma rápida avaliação.

Por exemplo, assumindo a propagação de ondas relativamente planas, a potência do ultrassom ( $P$ ) será directamente proporcional à força de radiação ( $F$ ) conforme indicado na equação 5.1, onde a constante de proporcionalidade ( $c$ ) é a propagação do som no meio.

$$P = c \times F \quad (5.1)$$

Como é possível verificar na equação 5.2, a 20 °C, na água, a constante de proporcionalidade atinge um valor de 1482 m/s. Aplicando uma potência de 5 W será produzida uma força aproximada de 3,4 mN.

$$F = \frac{P}{c} \leftrightarrow \frac{5W}{1482m/s} \approx 3.4mN \quad (5.2)$$

Através da equação 5.3 é possível calcular um equivalente para a massa. Esta variação na massa pode ser medida utilizando a balança de radiação.

$$m = \frac{F}{a} = \frac{34mN}{9.812 m/s^2} \approx 0.34g \quad (5.3)$$

Pela tabela 5.2 é possível verificar que as variações na massa são reduzidas, o que coloca maiores exigências sobre a precisão das balanças, bem como das técnicas utilizadas.

Tabela 5.2 - Variação da massa relativamente à potência acústica emitida [58].

| Potência Acústica | Alteração da massa |
|-------------------|--------------------|
| <b>1 mW</b>       | 68,00 µg           |
| <b>50 mW</b>      | 3,40 mg            |
| <b>250 mW</b>     | 17,20 mg           |
| <b>2 W</b>        | 0,14 g             |
| <b>10 W</b>       | 0,68 g             |

### 5.3.2 MÉTODO DA MEDIÇÃO DO CAMPO SONORO COM HIDROFONE

No que se refere ao hidrofone, um sinal eléctrico é produzido em resposta a uma onda acústica aplicada a um elemento piezoelectrico. Funciona como um microfone submerso ligado a um osciloscópio ou analisador de espectros.

De acordo com Wilkens [59], o hidrofone é um transdutor electromecânico para aplicações subaquáticas, como o nome sugere. Tal qual um microfone, ele é capaz de converter a variação de pressão, que incide no seu elemento activo, em tensão eléctrica.

A tensão eléctrica gerada nos terminais do hidrofone é relacionada com a intensidade do campo sonoro que incide sobre a sua face receptora. Nos hidrofones modernos mais comuns, a conversão de energia é realizada devido ao efeito piezeléctrico do elemento activo, em geral o polímero di-fluoreto de polivinilideno (*polyvinylidene di-fluoride* - PVDF), embora hidrofones que utilizam princípios ópticos estejam sendo actualmente desenvolvidos [59]. O parâmetro que relaciona a conversão de energia mecânica em eléctrica é denominado de sensibilidade, e consiste exactamente no produto final da calibração de qualquer transdutor.

O hidrofone é caracterizado segundo os seguintes conceitos metrológicos [59]:

- Resposta em frequência, isto é, como varia a sua sensibilidade em função da frequência;
- Faixa útil de frequências, considerando uma relação sinal/ruído mínima;
- Linearidade, característica que o transdutor possui caso a variação da sua sensibilidade seja inferior a um determinado valor para diferentes níveis de amplitude do sinal de excitação, dentro de uma faixa de frequências considerada;
- Ruído eléctrico, que determina qual a menor amplitude possível de se medir com o hidrofone.

Outro método também utilizado é o **método óptico de Schlieren**, que acusa a variação do índice de refração num meio líquido, aquando da passagem de uma onda sonora. A termometria de cristal líquido também é usada para correlacionar o acréscimo da temperatura do meio líquido.

Outros métodos menos usados são a **extensiometria**, que acusa a deformação de um elemento físico; a **interferometria óptica a laser**, que mede o deslocamento de uma membrana aquando da passagem da onda sonora; e o **método de reciprocidade**, que acusa a variação da diferença de potencial de um elemento, aquando da incidência de uma onda sonora.

Após análise das vantagens e desvantagens de cada um dos métodos indicados e tendo em consideração os materiais necessários para a execução dos mesmos de acordo com os recursos disponíveis, ponderou-se uma forma viável de testar o transdutor para analisar a potência de emissão e frequência de trabalho que este teria consoante a excitação que lhe era fornecida. Isto é, verificar qual seria a tensão de saída da placa geradora de sinal necessária para se obter uma determinada potência de emissão.

### 5.3.3 MÉTODO DA MEDIÇÃO DO CAMPO SONORO COM RECEPTOR/HIDROFONE

Um dos métodos que se mostrou como exequível consistiu na utilização de dois transdutores com a mesma frequência (40 kHz) que foram colocados frente a frente numa tina com água. O primeiro, aquele que possui a área mais pequena, foi alimentado por sinal eléctrico, proveniente de um gerador de funções, que funcionou como emissor e o segundo, de maior área, funcionou como hidrofone estando por sua vez ligado a um osciloscópio. Esta escolha dos transdutores por áreas prende-se com o facto de não se perder o US que está a ser transmitido, pois assim todo o US que é emitido pelo transdutor pequeno, com excepção da atenuação provocada pela água, é recebido pelo transdutor de maior área.

### 5.3.4 MÉTODO DA CALORIMETRIA

Para Pye & Milford [62], o calor é energia térmica em movimento e esta agitação causará um aumento na temperatura da água que será registado por termometria. Teoricamente, quanto maior a intensidade, maior o grau de agitação molecular e conseqüentemente, maior o calor dissipado [62].

O calor produzido por unidade de volume e por unidade de tempo e conseqüentemente o aumento da temperatura de um meio a uma profundidade  $z$  depende do componente da absorção linear do coeficiente de atenuação do meio,  $u$ , da intensidade de US,  $I_z$ , à profundidade  $z$  e da taxa de calor dissipada no tecido circundante. Ao contrário do corpo humano, no qual a atenuação ocorre através de absorção e dispersão, num material homogéneo a atenuação do feixe é provocada apenas pela absorção e, portanto, a absorção linear e coeficientes de atenuação são idênticos.

Assumindo que a transferência de calor pelo transdutor é reduzida, devido à baixa condutividade térmica do meio (aproximadamente a da água) e que os aumentos previstos de temperatura são pequenos (normalmente apenas umas décimas de grau Célsius, mas que em termos biológicos poderá ser bastante prejudicial), a quantidade de calor  $Q$  absorvida num cubo elementar de lado  $dz$  a uma profundidade  $z$ , depois de exposto a um tempo de irradiação ( $t$ ), é dado por [62, 63]:

$$Q = -dI \cdot (dz)^2 \cdot t \quad (5.4)$$

O calor absorvido também pode ser expresso por:

$$Q = \rho \cdot (dz)^3 \cdot c \cdot \Delta T \quad (5.5)$$

onde  $\rho$  e  $c$  são respectivamente a densidade e o calor específico do material do modelo.

O aumento de temperatura é dado por:

$$\Delta T = \frac{-dl}{dz} \cdot \frac{1}{\rho \cdot c} \cdot t \quad (5.6)$$

Assumindo que a propagação planar da onda de US através de um meio uniforme (este facto pode não ocorrer no caso de um US focalizado), a intensidade  $I_z$  a uma profundidade  $z$  do transdutor está relacionada com a intensidade  $I_0$  a uma profundidade de  $Z=0$ , expressando-se da seguinte forma [62]:

$$I_z = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot z} \quad (5.7)$$

Partindo do princípio que a quantidade de energia responsável pelo aquecimento está relacionada com a intensidade ultra-sónica  $I_{(z)}$  fornecida ao tecido ao longo de sua profundidade  $z$  [mm], surge a seguinte equação.

$$I_{(z)} = I_0 \cdot e^{-2 \cdot \alpha \cdot f \cdot z} \quad (5.8)$$

onde  $I_0$  é a intensidade inicial, dada em  $[W/cm^2]$ ,  $e$  é a base neperiana,  $\alpha$  é o coeficiente de atenuação do tecido  $[Np/mm]$  e  $f$  é a frequência ultra-sónica  $[Hz]$ .

Desta forma, o aumento de temperatura  $\Delta T$  é dado por:

$$\Delta T = \frac{\mu \cdot I_0 \cdot e^{-\mu \cdot z} \cdot t}{\rho \cdot c} \quad (5.9)$$

Portanto, a dependência de  $\Delta T$  deverá ser exponencial com a profundidade  $z$  e linear com o tempo  $t$ .

A porção de energia  $\Delta I_{(z)}$   $[W/cm^2]$ , que fica numa fracção  $\Delta z$  da espessura do tecido após a passagem do US, é dada pela diferença entre a intensidade que chega e a que sai desta espessura, conforme a equação seguinte [63]:

$$\Delta I_{(z)} = I_0 \cdot (e^{-2 \cdot \alpha \cdot f \cdot (z + \Delta z)} - e^{-2 \cdot \alpha \cdot f \cdot z}) \quad (5.10)$$

Chegou-se, então, a uma versão unidimensional simplificada da equação biotérmica, normalmente utilizada para simular o aquecimento dos tecidos pelo US, dada pela equação (5.11). Nesta, por questões de simplicidade, não foi tida em conta a perda por perfusão sanguínea e considerou-se que a variação da temperatura por unidade de espaço é igual à variação da temperatura por unidade de tempo, o que pode ser assumido para meios com pequenas espessuras (da ordem de milímetros).

$$\theta_f = \frac{I_0 \cdot (e^{-2 \cdot \alpha \cdot f \cdot (z + \Delta z)} - e^{-2 \cdot \alpha \cdot f \cdot z}) \cdot t}{\rho \cdot c \cdot \Delta z^2 + k \cdot t} + \theta_0 \quad (5.11)$$

onde,  $\theta_f$  é a temperatura final, após  $t$  segundos de aquecimento. O parâmetro  $\rho$  é a densidade do tecido  $[g/cm^3]$ ,  $c$  é o calor específico  $[J/(g \cdot ^\circ C)]$ ,  $k$  é a condutividade térmica  $[W/(cm \cdot ^\circ C)]$  e  $\theta_0$  é a temperatura inicial do corpo humano  $[^\circ C]$  [62].

Uma vez que a cavitação provoca também um efeito térmico, este teste pretende verificar se existe um aumento de temperatura significativo nos tecidos, para que através das expressões enunciadas anteriormente seja possível verificar a intensidade à saída do transdutor.

#### **5.4 NOTA CONCLUSIVA**

Este capítulo destinou-se à exposição das técnicas de teste e calibração de equipamentos de US, para que seja possível realizar o procedimento experimental que permita obter algumas conclusões sobre a intensidade emitida à saída de um equipamento de LNIUS.

## PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL, RESULTADOS E SUA DISCUSSÃO

Realizaram-se diversos tipos de testes com o intuito de aferir a potência emitida à saída do transdutor de Ultra-Sons acoplado ao dispositivo LNIUS de teste, isto é, ao *Magic Station*. De seguida são descritos os diferentes procedimentos experimentais utilizados para medição da potência emitida pelo transdutor de US, na tentativa de aferir o estado de funcionamento do dispositivo. Pretende-se assim analisar se um determinado equipamento fornece uma potência dentro dos níveis indicados nos capítulos anteriores, isto é, dentro de uma gama que providencie o tratamento sem provocar qualquer dano adverso nos pacientes.

### 6.1 TESTE DO CALORÍMETRO

O teste do calorímetro foi seleccionado face à sua exequibilidade tendo em conta os dispositivos de medição necessários.

#### 6.1.1 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

O procedimento experimental baseado no teste de Pye & Milford [62], pretendeu verificar se existiria aumento de temperatura na água, visto que a dissipação de calor é proporcional à potência emitida, conforme indicado no capítulo anterior (sub-secção 5.3.4.).

De seguida, são indicados dispositivos e materiais utilizados na execução deste teste, assim como o método de realização deste.

#### **Material:**

- Aparelho de Cavitação (*Magic Station*);
- Recipiente plástico (volumetria: 0.00009 m<sup>3</sup>);
- Termómetro digital (resolução: 0,1°C);
- 20 ml de água;
- Cronómetro (resolução 0,01 s).

### **Métodos:**

1. Colocou-se 20 ml de água num recipiente com 80 mm de diâmetro. Com um termómetro digital, tendo de sensibilidade uma casa decimal, registou-se a temperatura inicial;
2. Colocou-se o transdutor em contacto com a água e esperou-se pelo menos 60 segundos de forma a permitir que o transdutor e a água atinjissem a mesma temperatura;
3. O aparelho foi ligado no modo F1 a uma intensidade de 100% durante 60 segundos. O transdutor foi movido para cima e para baixo na água para promover o equilíbrio térmico;
4. Retirou-se o transdutor e registou-se a temperatura final após 60 segundos;
5. Repetiu-se o procedimento com uma duração de 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 e 10 minutos;
6. Realizou-se novamente todo o procedimento com o modo F2 com uma intensidade de 100%.

### 6.1.2 RESULTADOS

De uma forma tabular e gráfica, os resultados do teste do calorímetro para o modo F1 e para o modo F2 são apresentados nas tabelas 6.1 e 6.2. De seguida é apresentada a figura 6.1 e a figura 6.2, que ilustra de uma forma simplificada a evolução da temperatura ao longo do tempo em que o equipamento esteve em funcionamento.

Tabela 6.1 - Aumento da temperatura modo F1 relativamente ao tempo

| <b>Modo F1 (30 kHz)</b> |                     |                       |                       |                      |
|-------------------------|---------------------|-----------------------|-----------------------|----------------------|
| <b>Tempo</b>            | <b>Braço (100%)</b> | <b>Abdómen (100%)</b> | <b>Nádegas (100%)</b> | <b>Pernas (100%)</b> |
| <b>0</b>                | 23,7                | 23,8                  | 24,0                  | 24,2                 |
| <b>1</b>                | 23,4                | 23,6                  | 23,8                  | 24,0                 |
| <b>2</b>                | 23,4                | 23,6                  | 23,8                  | 24,0                 |
| <b>3</b>                | 23,5                | 23,6                  | 24,0                  | 24,0                 |
| <b>4</b>                | 23,6                | 23,7                  | 24,0                  | 24,0                 |
| <b>5</b>                | 23,6                | 23,8                  | 24,0                  | 24,1                 |
| <b>10</b>               | 23,7                | 23,8                  | 24,1                  | 24,1                 |

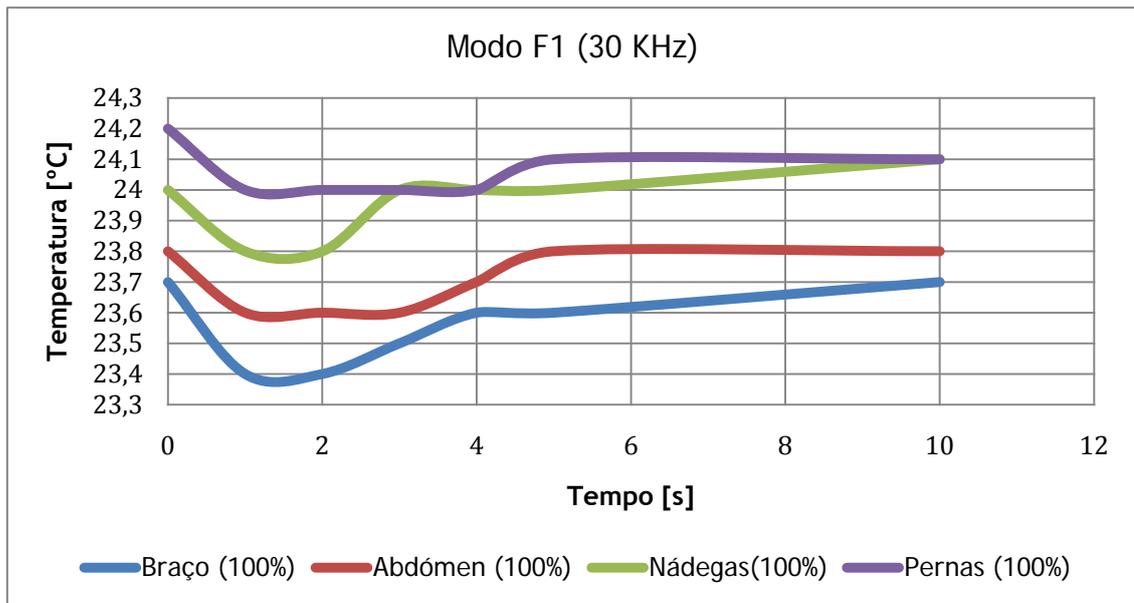


Figura 6.1 - Aumento da temperatura modo F1 relativamente ao tempo.

Da análise da tabela 6.1 e da figura 6.1, onde se indica a variação da temperatura utilizando diferentes programas de zonas do corpo no modo F1, isto é, para um tratamento de refirmação com uma frequência de 30 kHz, verifica-se que no início do teste ocorre uma redução do valor de temperatura da água. Este efeito decorre da movimentação do transdutor no sentido vertical com o intuito de promover a mistura e assim o equilíbrio térmico. Motivado pela dissipação do calor por condução nas paredes do recipiente por convecção na fronteira livre da água, a variação de temperatura é apenas residual. Neste sentido, apenas se verifica um aumento da temperatura da água na aplicação de potência destinada à refirmação das nádegas. Caso seja considerado que o equilíbrio térmico é atingido ao final de 1 minuto, o aumento médio da temperatura da água, independentemente da zona corporal de aplicação, é de 0,225 °C, valor este insuficiente para aferir a validade do teste para tratamentos de cavitação, visto que os resultados obtidos por Pye & Milford [62] relativos ao aumento de temperatura na aplicação de ultra-sons terapêutico indicam variações que vão de 1 °C a 4 °C.

Tabela 6.2 - Aumento da temperatura modo F2 relativamente ao tempo.

| Modo F2 (60 KHz) |              |                |                |               |
|------------------|--------------|----------------|----------------|---------------|
| Tempo            | Braço (100%) | Abdómen (100%) | Nádegas (100%) | Pernas (100%) |
| 0                | 23,9         | 24,0           | 24,1           | 24,2          |
| 1                | 23,7         | 23,8           | 23,9           | 24,0          |
| 2                | 23,7         | 23,8           | 23,9           | 24,0          |
| 3                | 23,7         | 23,8           | 24,0           | 24,0          |
| 4                | 23,8         | 23,9           | 24,0           | 24,0          |
| 5                | 23,9         | 23,9           | 24,1           | 24,0          |
| 10               | 24,0         | 23,9           | 24,1           | 24,1          |

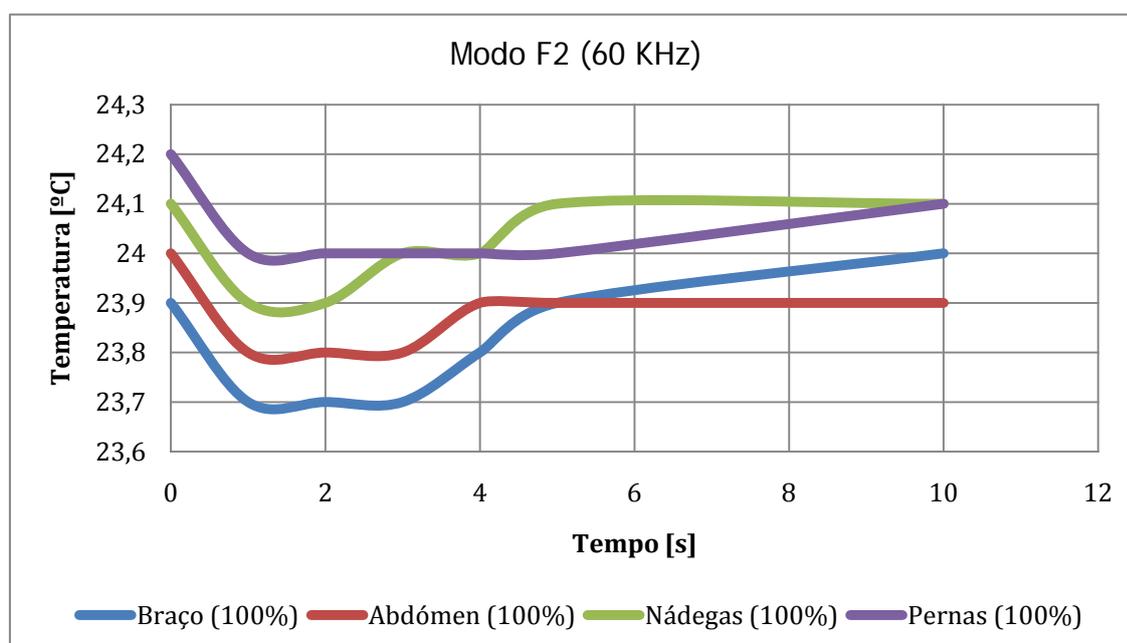


Figura 6.2 - Aumento da temperatura modo F2 relativamente ao tempo.

Chega-se à mesma conclusão para a análise da tabela 6.2 e da figura 6.2 onde se indica a variação da temperatura utilizando os diferentes programas de zonas do corpo no modo F2, isto é, para tratamentos de remodelamento e redução de volume com uma frequência de 60 kHz. Novamente, a evolução da temperatura inicia-se com um decréscimo pelas razões já apontadas, obtendo-se uma variação residual no valor da temperatura. Caso o 1 minuto de experiência seja desprezado devido à necessidade de atingir o equilíbrio térmico com as paredes do recipiente, o aumento médio da temperatura da água, independentemente da

zona de aplicação, é de 0,175 °C. Tal como no teste anterior e pelas mesmas razões, este valor é insuficiente para aferir a validade do teste para tratamentos de cavitação.

Na figura 6.3 são apresentados os equipamentos utilizados na realização da experiência. Como é possível verificar, o termómetro possui uma sensibilidade ao nível decimal, obtendo assim resultados mais precisos.



Figura 6.3 - Equipamentos utilizados para aferir os resultados.

### 6.1.3 DISCUSSÃO

O teste do calorímetro tem como objectivo apresentar resultados quantitativos e apesar de não fornecer uma medida absoluta, trata-se de um método útil, de fácil construção e operação. Enfatiza-se que é uma ferramenta de monitorização e não de medida porque a temperatura da água é afectada por inúmeros factores em adição à quantidade de energia absorvida pelo calorímetro.

Segundo Pye & Milford [62], um dispositivo de ultra-sons terapêutico, seguindo as condições semelhantes às que foram descritas anteriormente, iria aumentar a temperatura da água entre 1°C a 4 °C.

Contudo, no teste realizado esta situação não se verificou. O aumento de temperatura foi apenas residual, pelo que se pode depreender que também não existirá um aumento térmico nos tecidos suficiente para provocar queimaduras. Neste sentido, é próprio indicar que embora a utilização do método de calorímetro seja um procedimento de baixo custo adequado para determinar o aumento de temperatura da água, e conseqüentemente da potência emitida em tratamentos de ultra-sons terapêuticos, é inconclusivo em tratamentos de cavitação face ao aumento residual de temperatura a que se assiste.

Desta forma, o aquecimento que por vezes é sentido e testemunhado pelo paciente será provocado por:

- Alteração do tecido em questão;
- Elevado tempo de exposição ao tratamento, causando sobreaquecimento do meio de acoplamento;
- Mau contacto do fio que conduz a energia ao transdutor, provocando assim descargas elevadas quando em contacto;

## 6.2 MÉTODO DE MEDIÇÃO DO CAMPO SONORO POR RECEPTOR/HIDROFONE

Tal como na secção anterior, o método de medição do campo sonoro, fazendo uso de dois transdutores, foi conseguido graças à colaboração da empresa Sorisa S.A na disponibilização dos dispositivos. Para além deste factor condicionante, trata-se de um método que foi seleccionado pela sua facilidade de aplicação. É necessário voltar a realçar que se pretende investigar quais os métodos que podem ser utilizados por empresas que comercializam este tipo de equipamentos e/ou prestam serviços de após-venda, para analisar a eficácia dos dispositivos de LNIUS após um determinado período de utilização.

### 6.2.1 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

O procedimento experimental pretende analisar a frequência e amplitude do ultra-som enviado por um transdutor que é captado por um transdutor igual, somente com diferentes áreas para reduzir as perdas ao longo do meio que os separa, água, conforme indicado no capítulo anterior (sub-secção 5.3.3.).

De seguida, são indicados dispositivos e materiais utilizados na execução deste teste, assim como o método de realização deste.

#### **Material:**

- Aparelho de Cavitação (*Magic Station*);
- Recipiente plástico;
- Cristal Piezoeléctrico;
- Osciloscópio;
- 900 ml de água.

**Métodos:**

- 1) Colocou-se um cristal piezoelétrico (receptor) na base de um recipiente plástico com 10 cm de diâmetro e 15 cm de altura. Adaptou-se a parte superior do recipiente para que o transdutor entrasse em contacto com a água fixamente, estabelecendo a função de hidrofone (figura 6.1);
- 2) Ligou-se o osciloscópio ao receptor, como apresentado na figura 6.1;

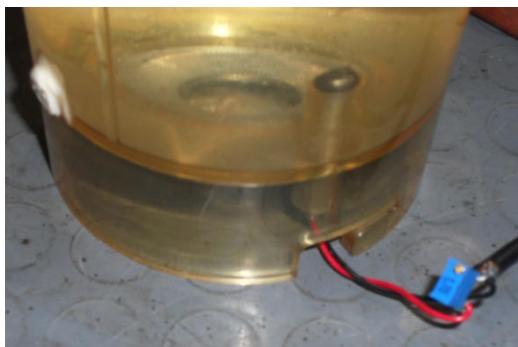


Figura 6.4- Ligação do osciloscópio ao cristal piezoelétrico

- 3) Colocou-se o transdutor (emissor) na parte superior do recipiente e em contacto com a água;

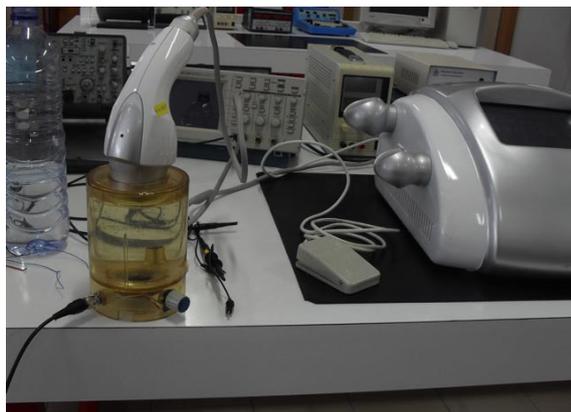


Figura 6.5 - Demonstração da montagem experimental

- 4) Seleccionou-se o modo F1 a uma intensidade de 50%;
- 5) Analisou-se os resultados no osciloscópio;
- 6) Repetiu-se o procedimento para o modo F2.

## 6.2.2 RESULTADOS



Figura 6.6. - Figura ilustrativa da montagem experimental

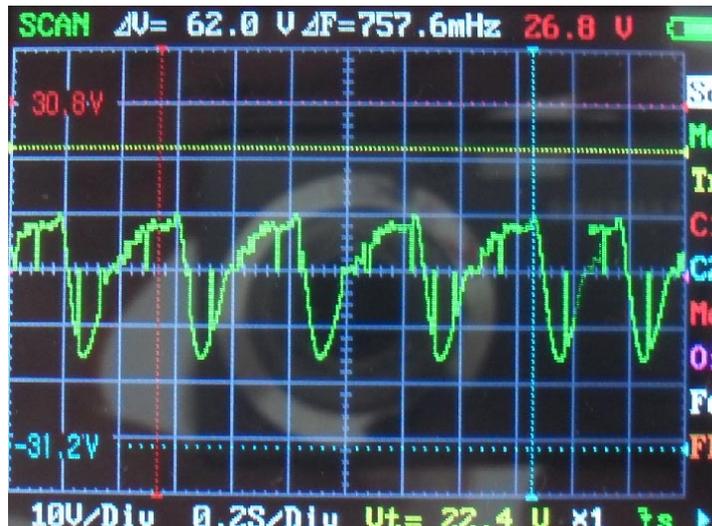


Figura 6.7. - Resultados obtidos visualmente no osciloscópio.

## 6.2.3 DISCUSSÃO

Pela figura 6.7 é possível verificar que existe muito ruído na captação do sinal pelo osciloscópio. Fisicamente falando, o ruído é um som de grande complexidade, resultante da superposição de harmónicas de sons provenientes de várias fontes.

Sendo o feixe de ultra-som uma propagação sonora, existem sobreposições devido às reflexões na parede do recipiente. Por este motivo, torna-se complicado obter um sinal limpo de ruído que possa levar a resultados confiáveis.

### 6.3 MÉTODO DE MEDIÇÃO DO CAMPO SONORO COM RECEPTOR ULTRA-SÓNICO SCM-401R

O método de medição do campo sonoro fazendo uso de um receptor ultra-sónico foi descrito pormenorizadamente na secção 5.3.2. É um método que desde que haja disponibilidade do elemento receptor, torna-se adequado a ser utilizado por empresas que comercializem este tipo de equipamentos e/ou prestam serviços de após-venda.

#### 6.3.1 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Este teste foi realizado na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa (FCT-UNL) com um osciloscópio de alta resolução com a capacidade de armazenar dados. Nesta experiência, utilizou-se o ar como meio de propagação do ultra-som, ao contrário do teste anterior. Esta escolha deve-se ao facto de haver uma grande reflexão no interior do recipiente da secção 6.2, tornando os resultados insatisfatórios. Assim sendo, através de um receptor ultra-sónico SCM-401R, com frequência de ressonância desde 30 kHz, tentou-se medir novamente a frequência à saída do transdutor.

#### **Material:**

- Aparelho de Cavitação (*Magic Station*);
- Receptor Ultra-sónico SCM-401R;
- Osciloscópio.

#### **Métodos:**

- 1) Ligou-se o osciloscópio ao transdutor ultra-sónico;
- 2) Colocou-se o transdutor a 4 cm do receptor ultra-sónico SCM-401R;
- 3) Emitiu-se no programa braços, modo F1 (tratamento de refirmação com frequência de 30 kHz), a 50% de intensidade;
- 4) Guardou-se o registo da onda no osciloscópio;
- 5) Repetiu-se o procedimento 3 e 4 para o programa abdómen, nádegas e pernas, respectivamente;

- 6) Alterou-se o modo para F2 (de remodelamento e redução de volume com uma frequência de 60 kHz). Seleccionou-se o programa braços e seguidamente abdómen;
- 7) Repetiu-se o passo 4).

### 6.3.2 RESULTADOS

Foram obtidas pelo receptor e posteriormente analisadas as diversas formas de onda com os demais modos de tratamento (exemplo Figura 6.8).

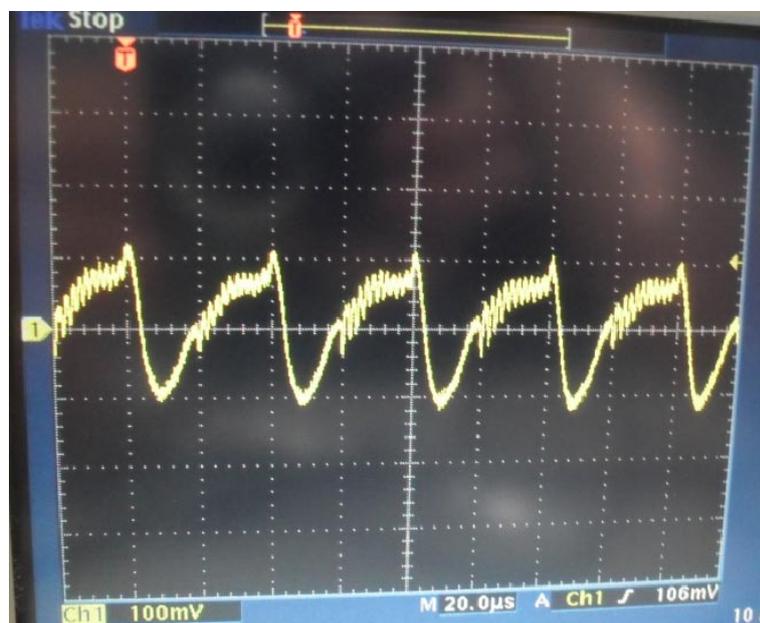


Figura 6.8 - Exemplo de uma das formas de onda (elétrica) captada pelo transdutor.

Os dados obtidos através do osciloscópio foram processados no MATLAB de forma a obter a densidade espectral de potência de cada forma de onda. A densidade espectral apresenta a amplitude do fenómeno vibratório em função da frequência, ou contrário do osciloscópio que apresenta a amplitude em função do tempo.

A figura 6.9 de densidade espectral mostra a amplitude da onda sonora para cada frequência discreta ou banda de frequência. Esta figura foi obtida através do MatLab, utilizando a seguinte equação:

$$S_X(f) = F[R_X(\tau)] = \int_{-\infty}^{\infty} R_X(\tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (6.1)$$

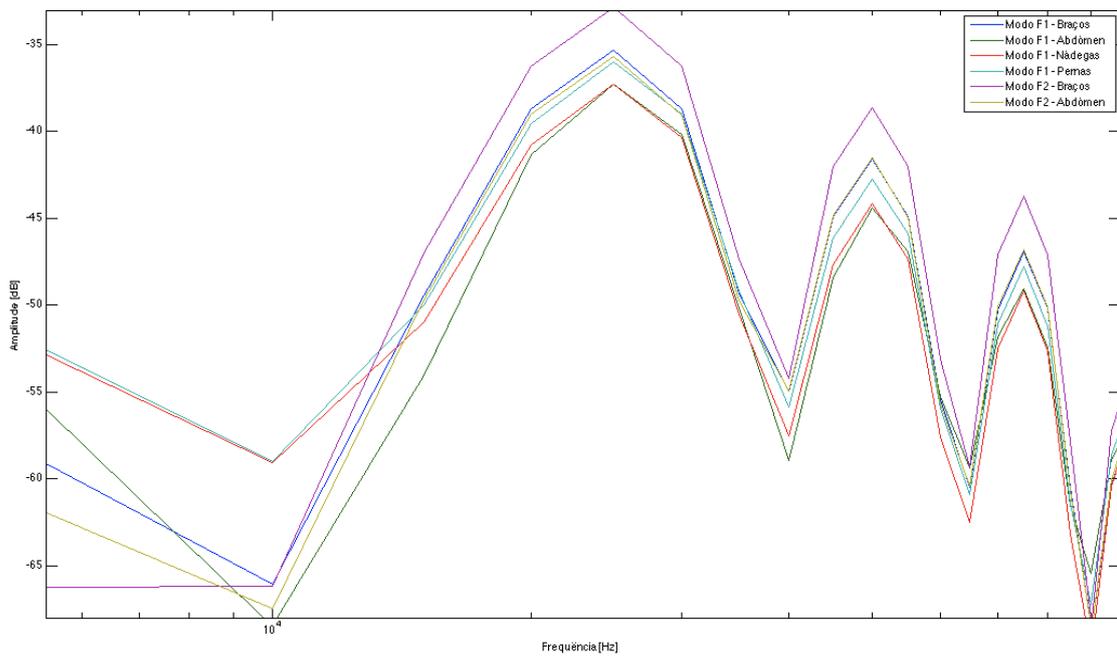
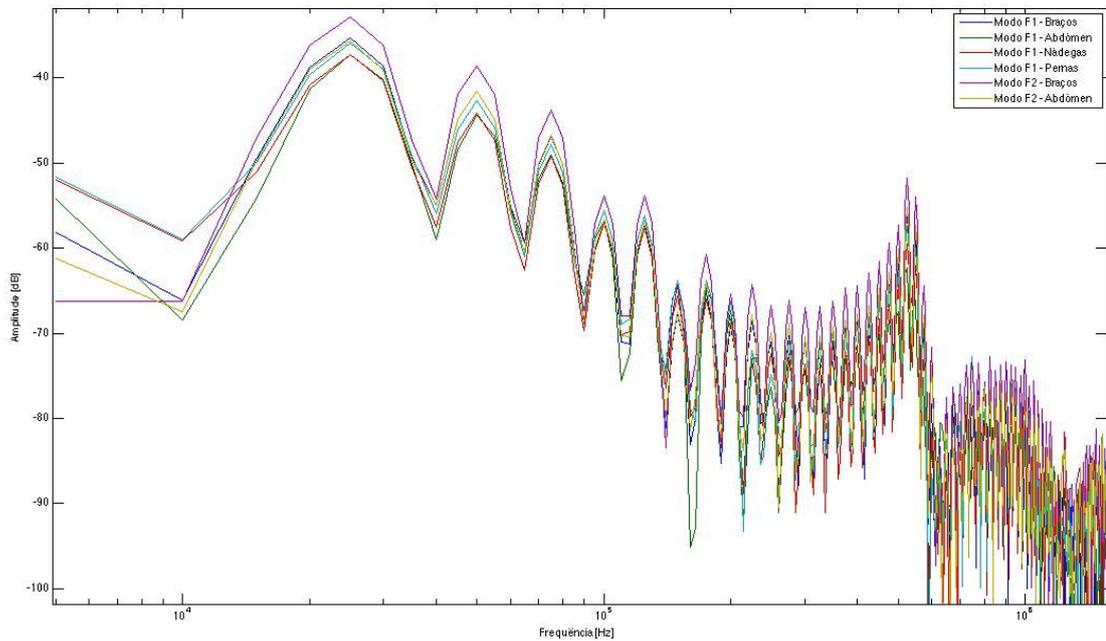


Figura 6.9 - Densidade espectral de potência das várias formas de onda a) Total. B) Aumentado

A Figura 6.9 mostra a amplitude em dB numa das diversas formas de onda obtidas na experiência. Os resultados obtidos indicam, em termos de potência, alguma equidade entre os diversos modos de tratamento.

Esta análise teve por objectivo verificar a amplitude do sinal no espectro para cada modo de tratamento seleccionado, de forma a identificar as possíveis diferenças entre eles, atestando que a amplitude da frequência fundamental de cada módulo tem uma variação insignificante. Estes resultados poderão advir de uma medição ineficaz ou de um deficiente funcionamento do equipamento e/ou transdutor.

### 6.3.3 DISCUSSÃO

Os resultados obtidos demonstraram uma pequena alteração em termos de potência entre os diversos modos de tratamento. Isto poderá ser um indicador de que os diversos modos de tratamento não actuam com variação da potência. Paralelamente, não existe qualquer tipo de alteração no espectro da frequência.

## 6.4 APLICAÇÃO DE QUESTIONÁRIOS

Face aos resultados inconclusivos sobre a potência emitida fazendo uso dos métodos de medição apresentados nas secções anteriores, foi também utilizado um método de aplicação de questionários para analisar o conhecimento dos profissionais que realizam os tratamentos, sobre diversas temáticas relacionadas com o funcionamento, eficácia e desempenho de equipamentos de LNIUS enunciadas ao longo desta dissertação.

### 6.4.1 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Uma vez que não foi possível realizar os testes mencionados anteriormente em centros de estética como seria ideal, efectuaram-se questionários telefonicamente a 23 centros de estética com equipamentos de LNIUS, com o intuito de analisar a que condições/carga estes equipamentos estão sujeitos. O questionário encontra-se em anexo e os resultados são apresentados na secção seguinte.

### 6.4.2 RESULTADOS

Os questionários foram realizados telefonicamente de forma aleatória. O estudo foi aplicado a um total de 23 centros de estética, maioritariamente no distrito de Lisboa.

Apesar da grande maioria dos colaboradores dos estabelecimentos contactados ter um curso profissional, ainda existe uma percentagem relevante de colaboradores que não possuem formação específica para trabalhar com este tipo de equipamentos.

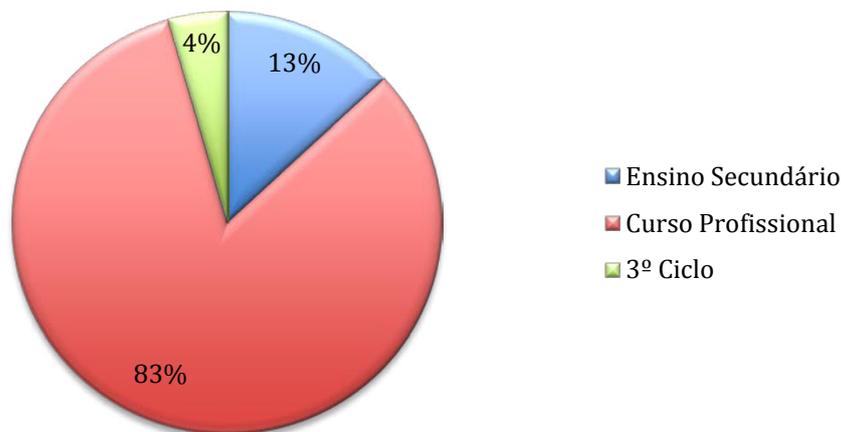


Figura 6.10 - Habilitações Literárias.

Conforme expresso na figura 6.11, o facto de cerca de 13% dos inquiridos não saber indicar qual a marca e modelo do equipamento que utiliza acaba por ser preocupante, pois muito provavelmente não saberá, para o equipamento utilizado, quais os programas mais indicados a aplicar num determinado tratamento.

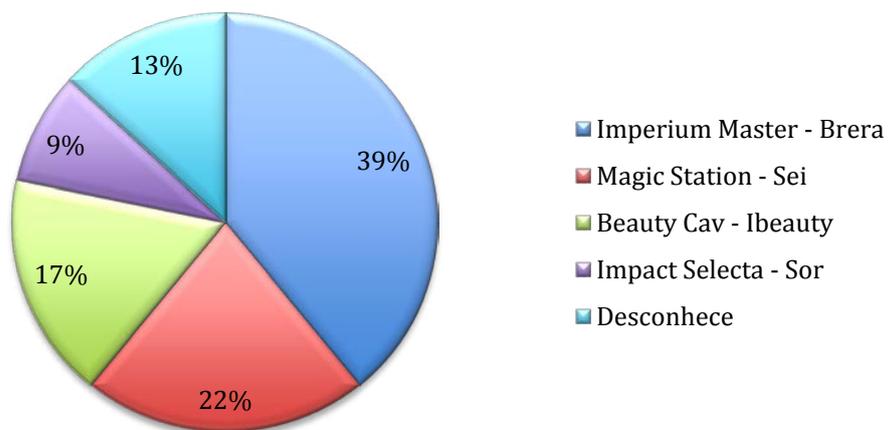


Figura 6.11 - Marca e modelo do equipamento.

Relativamente às queixas apresentadas durante a utilização dos equipamentos (ver figura 6.12), os inquiridos, que responderam afirmativamente, indicam que a causa mais comum de tais reclamações é relacionada com o sobreaquecimento do gel, provocando desta forma rubor na pele.

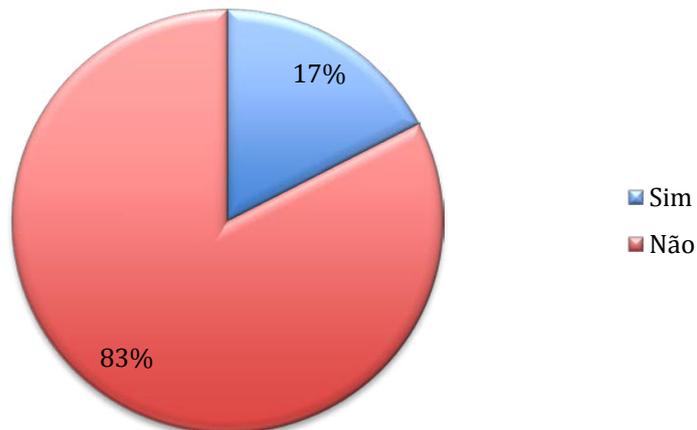


Figura 6.12 - Queixas relativamente ao funcionamento do equipamento.

Cerca de 87% das clínicas indicaram que já realizaram sessões de cavitação em que não obtiveram os resultados esperados conforme indicado na figura 6.13. Este é um facto preocupante uma vez que este elevado valor pode resultar de um manuseamento ineficiente do equipamento ou até mesmo de uma aplicação errada de tratamento.

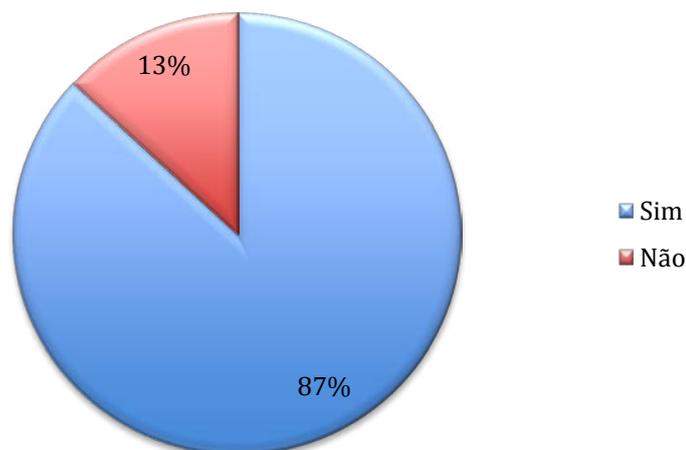


Figura 6.13 - Clínicas que realizaram sessões de Cavitação sem os resultados esperados.

Tendo em conta que os diversos equipamentos possuem várias intensidades de potência, averiguou-se qual seria a mais comum entre a população em estudo. Novamente revelaram-se dados assustadores, pois cerca de 70% dos profissionais desconhece a que intensidade o equipamento está a emitir, conforme se indica na figura 6.14.

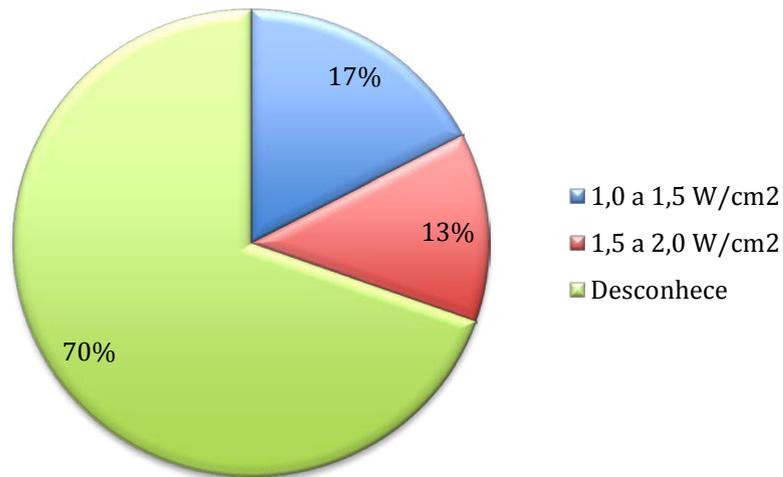


Figura 6.14 - Intensidade de potência utilizada.

Foi demonstrado também que a informação não é uniforme entre profissionais, ou seja, os tratamentos não seguem um padrão regular quanto ao tempo de cada sessão (ver figura 6.15). A maioria aplica o tratamento entre 30 e 45 minutos, como é descrito na literatura, mas alguns não completam 30 minutos de tratamento, tendo obviamente resultados insatisfatórios. Ainda mais preocupante é o facto da grande maioria dos profissionais ultrapassar o tempo recomendado, criando um factor de risco para o paciente.

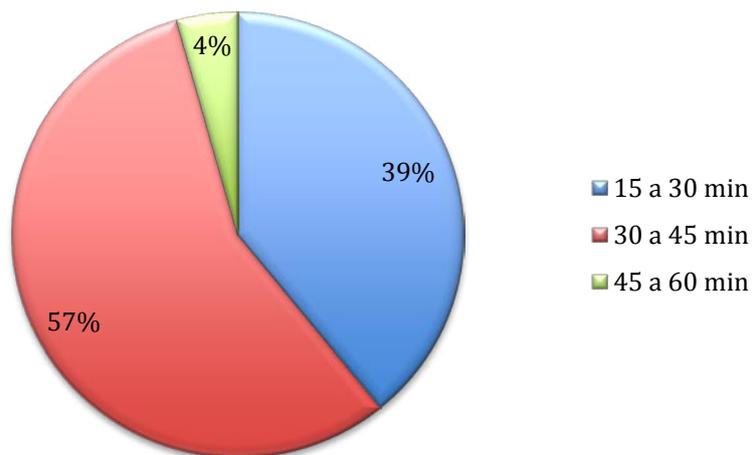


Figura 6.15 - Tempo médio de cada sessão de Cavitação.

Quanto ao regime de pulso utilizado com maior frequência, as respostas também divergem bastante. Mais uma vez é notória a falta de conhecimento das características técnicas do equipamento, o que influencia igualmente o tratamento realizado. Os resultados encontram-se expostos na figura 6.16.

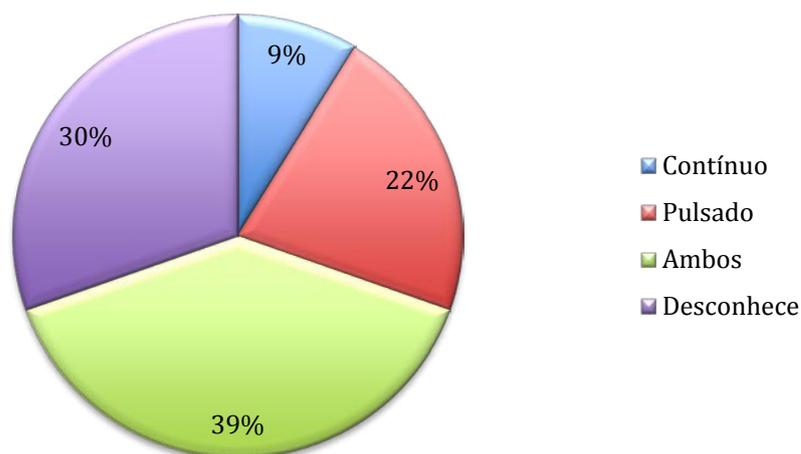


Figura 6.16 - Regime de pulso utilizado com mais frequência.

A não-uniformidade de informação é um aspecto de extrema importância. Os resultados sobre este dado surgem na figura 6.17. Com o questionário anterior fica patente que uma

percentagem significativa de profissionais não estão completamente preparados para utilizar este tipo de equipamentos. Contudo, muitos acabam por confessar que aplicam o tratamento da forma que lhes parece mais eficaz, não sendo necessariamente a mais correcta.

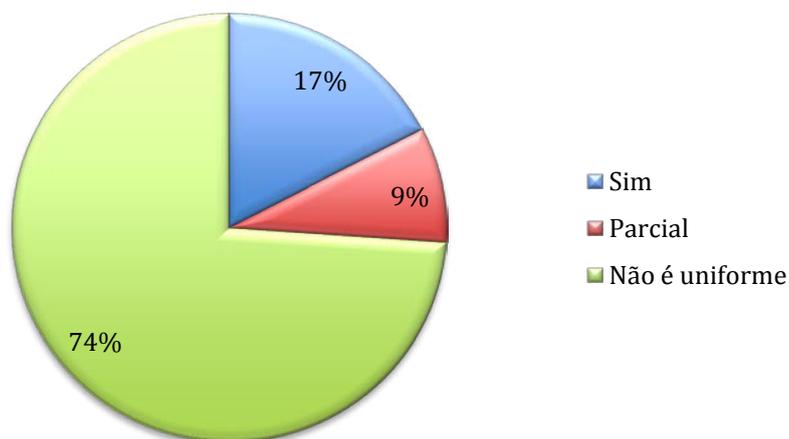


Figura 6.17 - Informação disponibilizada é correcta e suficiente?

Conforme indicado na figura 6.18, a grande maioria dos equipamentos de LNIUS já necessitou de manutenção. Isto poderá resultar da falta de conhecimento sobre o correcto manuseamento por parte do profissional ou poderá estar associado à qualidade dos equipamentos comercializados.

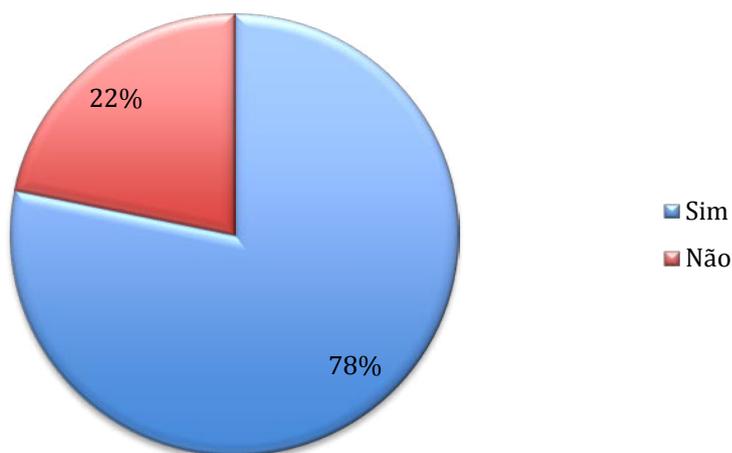


Figura 6.18 - Equipamentos que sofreram manutenção.

Cerca de 70% dos profissionais afirmaram que o equipamento estava calibrado e 78% indicaram a Sorisa S.A. como a entidade à qual se devem dirigir para o fazer (ver figura 6.19 e 6.20). Este é sem dúvida o aspecto mais importante de todo o questionário uma vez que a Sorisa S.A. não possui material técnico para realizar este procedimento de calibração. Desta forma, apenas se comprova que os profissionais desconhecem se o equipamento está a emitir nas condições correctas, comprometendo gravemente a saúde dos seus pacientes.

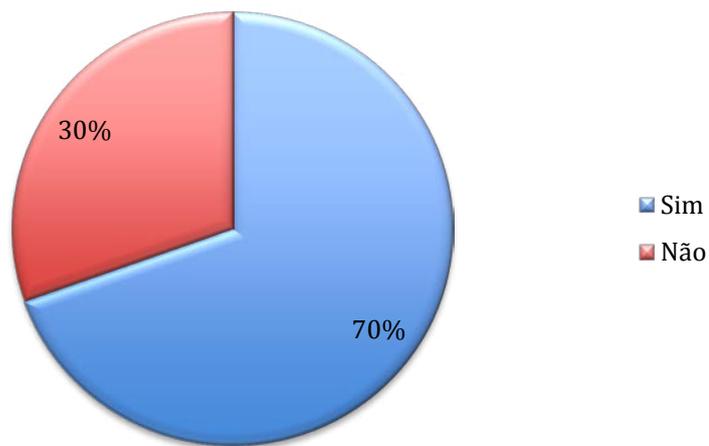


Figura 6.19 - Equipamentos calibrados.

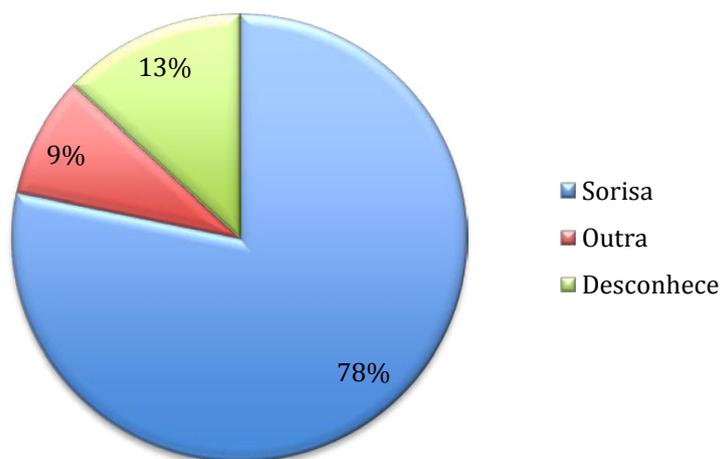


Figura 6.20 - Entidade responsável pela calibração dos equipamentos.

### 6.4.3 DISCUSSÃO

Apesar da população em estudo não ser um número muito elevado, com os dados acima apresentados é possível aferir que, apesar dos profissionais utilizarem a LNIUS como tratamento recorrente na prática clínica, os resultados aos questionários demonstram que a grande maioria dos profissionais não apresenta os conhecimentos necessários para realizar este tipo de tratamentos, desconhecendo também os procedimentos de manutenção, aferição e calibração dos respectivos equipamentos.

De uma forma geral comprovou-se que:

- Existem profissionais a aplicar estes tratamentos sem qualquer especialização na área;
- Existe um desconhecimento geral da marca e modelo do equipamento utilizado e consequentemente das características gerais do mesmo;
- Muitos dos tratamentos realizados não são eficazes;
- A informação disponibilizada sobre este tipo de equipamentos não é uniforme, pelo que os tratamentos aplicados também não verificam um padrão geral;
- Os profissionais não realizam acções de manutenção com periodicidade, demonstrando uma necessidade de maior informação e consciencialização da importância de tal procedimento.
- Há um acentuado desconhecimento dos profissionais sobre as normas de calibração e as entidades que a realizam.

Tendo em conta estes resultados contactou-se a Entidade reguladora de Saúde (ERS), de forma a identificar qual a entidade responsável pela supervisão dos equipamentos de LNIUS. Além de a ERS não ser a entidade responsável por este tipo de equipamentos, também não soube indicar qual a entidade que o seria.

### 6.5 NOTA CONCLUSIVA

Com os diversos testes realizados pretendeu-se avaliar diferentes parâmetros, como a potência emitida à saída do transdutor e o aquecimento residual dos tecidos, sendo esta uma das queixas dos pacientes sujeitos a este tipo de tratamento.

Os resultados obtidos de cada experiência também foram descritos neste capítulo, possibilitando interpretá-los e discuti-los.

O teste do Calorímetro demonstrou que com uma utilização correcta do manípulo não existe um aumento significativo de temperatura, pelo se pode depreender que também não existe um aumento de temperatura nos tecidos. Contudo, o objectivo deste teste era também o de relacionar o aumento de temperatura com a potência emitida, pelo que tornou-se inconclusivo devido aos resultados apresentados.

O teste do Receptor/Hidrofone e do Receptor Ultra-sónico SCM-401R foram também inconclusivos relativamente à potência emitida, uma vez que não foi possível obter no osciloscópio uma onda livre de ruído.

Os questionários aplicados a 23 centros de estética que possuem equipamentos LINUS surgiram como uma mais-valia pois permitem demonstrar a forma como estes equipamentos estão a ser utilizados em Portugal e quais os perigos associados à falta de informação sobre os mesmos.

### 7.1 CONCLUSÕES FINAIS

Durante a realização de todo o projecto sempre se perseguiu a meta estabelecida inicialmente, ou seja, tentar verificar a potência emitida à saída do transdutor de Ultra-Sons acoplado ao dispositivo LNIUS de teste. Pretendeu-se assim analisar se o equipamento em questão fornece uma potência dentro das normas especificadas, isto é, se aplica um tratamento sem provocar qualquer dano adverso nos pacientes.

Contudo os testes realizados foram inconclusivos, pois os resultados não foram suficientes para identificar se existe anomalia no equipamento ou no transdutor.

Os transdutores de equipamentos de LNIUS são, por norma, calibrados unicamente pelos fabricantes. Operam em potências preestabelecidas e, portanto, a segurança biológica torna-se um factor importante a ser considerado.

Entretanto, outros parâmetros do transdutor, tais como formato e uniformidade do feixe, sensibilidade, banda de frequência, campo térmico gerado, não são avaliados quer pelo fabricante, quer pelo distribuidor, normalmente, por motivos diversos entre os quais estão:

- Falta de infra-estrutura laboratorial dos fabricantes e distribuidores
- Falta de informação técnica dos distribuidores;
- Número insuficiente de laboratórios credenciados;
- Falta de recursos.

Estes parâmetros têm um papel importante, tanto no desempenho como também na optimização da fabricação dos aparelhos e seus respectivos transdutores.

Como se foi percebendo ao longo desta dissertação, o mercado inerente a estes dispositivos é actualmente muito vasto, existindo fabricantes espalhados por todo o globo. Este facto leva a uma crescente necessidade de fazer mais e melhor do que aquilo que actualmente se faz no desenvolvimento destes dispositivos. A relação qualidade/preço apresenta-se como o factor central do posicionamento estratégico no mercado nacional e internacional e é este rácio que tem que ser optimizado para que os equipamentos de LNIUS possam ser calibrados regularmente e de forma eficaz.

Conclui-se também que não é simples nem acessível verificar a correcta calibração dos equipamentos, pois mesmo com alguns recursos disponibilizados pela Universidade da Beira Interior e pela Sorisa S.A., a literatura existente sobre métodos de calibração é escassa e de difícil execução, pois necessita de materiais dispendiosos. Estas características incitam a que os fornecedores e as empresas distribuidoras destes equipamentos não apostem no desenvolvimento e na investigação de métodos de calibração para equipamentos de LNIUS.

Através das visitas a clínicas e através do contacto com profissionais desta área, tomou-se conhecimento de que algumas características podem ser melhoradas nos equipamentos actuais e assim chegou-se à conclusão que esta interacção do fabricante com o utilizador final apresenta-se como uma mais-valia para acrescentar valor ao produto. Contactando e tendo um comportamento interactivo com os profissionais permite ao fabricante otimizar o seu equipamento, chegando a um produto final que muito se identifica com quem diariamente trabalha com estas tecnologias. Este factor de intercomunicação, com o intuito de se melhorar todas as características possíveis, é um factor diferenciador que confere ao equipamento em desenvolvimento uma melhor relação qualidade/preço. As necessidades dos profissionais são colmatadas com a sua própria ajuda, produzindo-se assim um equipamento com riscos inferiores para o paciente.

## 7.2 PERSPECTIVAS FUTURAS

Actualmente, não existe uma estimativa de quantos equipamentos LNIUS estão em funcionamento, como estão operando nem se os mesmos fornecem segurança e eficiência no tratamento estético.

Por esta razão, o conjunto de trabalhos desenvolvidos não esgota os assuntos com necessidade de investigação nesta temática, sendo possível estabelecer um conjunto de direcções de trabalhos futuros, quer no âmbito desta investigação, quer no que concerne a novas perspectivas.

- Aperfeiçoamento: Além de ser necessário que o manípulo esteja isolado galvanicamente, a impedância permite que a placa detecte o acoplamento do transdutor de US e determine se deve ou não aplicar potência. Todos os equipamentos de LNIUS deveriam possuir esta característica, evitando assim a destruição do transdutor por ausência de carga;
- Apostar na investigação e desenvolvimento de métodos e equipamentos para aferir a correcta calibração dos equipamentos de LNIUS;
- Aplicar técnicas mais sofisticadas para a aferição do correcto funcionamento dos equipamentos de cavitação;
- Continuar a dar ênfase à consciencialização sobre a utilização correcta e calibração regular dos equipamentos de LNIUS;

- Garantir que as entidades que possuem equipamentos de LNIUS sofrem análise de calibração nos seus equipamentos de forma regular e confiável.
- Criar uma entidade reguladora responsável pela certificação destes equipamentos, bem como das clínicas que deles fazem uso.
- Estudar outras populações. Os efeitos colaterais dos tratamentos muitas vezes não são denunciados, apesar de serem notórios;
- Fazer um levantamento de todos os equipamentos existentes no país e verificar se os parâmetros de funcionamento correspondem às normas estabelecidas pelos fornecedores.
- Estabelecer a venda de equipamentos de cavitação somente a profissionais certificados com curso profissional e apostar na formação e actualização de informação sobre os tratamentos.

### 7.3 APRECIACÃO FINAL

Através do desenvolvimento deste trabalho estabeleceu-se uma posição importante relativamente aos equipamentos de LNIUS. Apesar de ser uma das técnicas mais aliantes para a remodelação corporal, os efeitos secundários inerentes são muitos, uma vez que é uma técnica ainda pouco explorada. Assim sendo, é sem dúvida um risco realizar este tratamento, pois a maioria dos profissionais desconhece por completo as vantagens e as desvantagens associadas.

Penso que foi um projecto bastante interessante porque apesar de não se ter obtido resultados concretos sobre a potência emitida à saída do transdutor, verificou-se que não é fácil obter estes resultados uma vez que dependem de equipamentos muito específicos e dispendiosos. Contudo, através do questionário efectuado e do testemunho dos profissionais, bem como da ERS, comprovou-se que em Portugal existe uma falha na informação disponibilizada.

Para além destas condições, é também importante referir que o projecto foi desenvolvido numa empresa que me fez adaptar às entropias do mundo empresarial, o que me leva a estar melhor preparada para a próxima etapa da minha vida, que passa pela entrada no mercado de trabalho.



---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Gonçalves, C. & Carrilho, M.J., "Envelhecimento crescente mas especialmente desigual", Instituto Nacional de Estatística, 2005.
- [2] Rossi A.B., & Vergnanini A.L., "Cellulite: a review." Acad Dermatol Venereol, vol. 14, pp.251-62, 2000.
- [3] Seeley, Stephens, & Tate, "Anatomia & Fisiologia (6a Ed)", Lusodidacta Ed, 2005.
- [4] Cannon B., & Nedergaard J., "Brown adipose tissue: function and physiological significance." Physiol, vol. 84, pp.277- 359, Rev 2004.
- [5] Gregorie F.M. "Undestarding adipocyte differentiation". Physiol. Rev. no 78, pp. 783-809, 1998.
- [6] Ahima R.S., & Flier J.S., "Adipose tissue as an endocrine organ", Trends Endocrinol Metab; vol. 11, pp.327-32, 2000.
- [7] <http://www.sobiologia.com.br/conteudos/Corpo/Organizacao.php>
- [8] <http://www.celluliteexpert.com>
- [9] Pavicic T., Borelli C., & Korting H.C., "Cellulite — the greatest skin problem in healthy people?" An approach. JDDG, vol. 10, pp. 861-70, 2006.
- [10] Avram M.M., "Cellulite: a review of its physiology and treatment" J Cosmet Laser Ther, vol. 6, pp.181-5, 2006.
- [11] Kligman A.M., "Cellulite: facts and fiction." J Geriatr Dermatol, vol. 5, pp. 136-9, 1997.
- [12] Nurnberger, F., & Muller, G., "So-called cellulite: An invented disease", Journal of Dermatologic Surgery and Oncology, 4 (3), 221-29, 1978.
- [13] Quereux B., "Anatomy and physiology of subcutaneous adipose tissue in vivo

magnetic resonance imaging and spectroscopy: relationships with sex and presence of cellulite." *Skin Research and Technology.*, vol. 8, pp. 118-124, 2002.

[14] Fischer, A., & Fischer, G., "First surgical treatment for molding body's cellulite with three 5-mm incisions" *Bull Int Acad. Cosmet. Surg.* vol 3, pp.35, 1976.

[15] Coleman W., & Hendry S., "Principles of Liposuction" *Semin Cutan Med Surg* vol. 25 pp.138- 144, 2006.

[16] Illouz, Y. "Body contouring by lipolysis: A 5-year experience with over 3000 cases." *Plast Reconstr Surg* vol. 72, pp. 591-597, 1983.

[17] Shah, Y.R., Sen, D.J., Patel, R.N., Patel, J.S., Patel, A.D. & Prajapati, P.M., "Liposuction: A Remedy from Obesity", *International Journal of Drug Development & Research*, Vol. 3, Issue 1, 2011

[18] Zocchi, M.L., "Basic physics for ultrasound-assisted lipoplasty." *Clin Plast Surg.*, vol. 26, pp 209-220, 1999.

[19] Rotunda, A.M., & Kolodney M.S., "Mesotherapy and phosphatidylcholine injections: Historical clarification and review." *Dermatol Surg*, vol.32, pp. 465-480, 2006.

[20] Al-Khenaizan, S., "Facial cutaneous ulcers following mesotherapy" *Dermatol Surg* vol. 34, pp.832-834, 2008.

[21] Collis, N., Elliot, L.A., & Sharpe, C., "Cellulite treatment: A myth or reality: A prospective randomized, controlled trial of two therapies, endermologie and aminophylline cream." *Plast Reconstr Surg* vol.104 pp.1110-1114, 1999.

[22] Romero, C., Caballero, N. & Herrero, M., "Effects of cellulite treatment with RF, IR light, mechanical massage and suction treating one buttock with the contralateral as a control." *J Cosmet Laser Ther*, vol 10, pp.193-201, 1998.

[23] Zelickson, B., Egbert, B.M. & Preciado, J., "Cryolipolysis for noninvasive fat cell destruction: Initial results from a pig model." *Dermatol Surg*, vol. 35, pp. 1462-1470, 2009.

- [24] Atiyeh, B.S., & Dibo, S.A., "Nonsurgical nonablative treatment of aging skin: Radiofrequency technologies between aggressive marketing and evidence-based efficacy". *Aesthetic Plast Surg* vol. 33, pp.283-294, 2009.
- [25] Scuderi, N., De Vita, R., D'Andrea, F., & Vonella, M., "Nuove prospettive nella liposuzione: La lipoemulsificazione", *Giorn. Chir. Plast. Ricostr. Estet.* Vol. 1, pp.33, 1987.
- [26] Delius, M., Denk, R., Berding, C., Liebich, H.G., Jordan, M., & Brendel, W., "Biological effects of shock waves: Cavitation by shock waves in piglet liver," *Ultrasound in Med. & Biol.*, vol. 16, no. 5, pp.467-472, 1990.
- [27] Gambihler, S., Delius, M., & Ellwart, J.W., "Permeabilization of the plasma membrane of I1210 mouse leukemia cells using lithotripter shock waves," *J. Membrane Biol.*, vol. 141, pp. 267-275, 1994.
- [28] Informação/brochura cedida gentilmente pela SORISA S.A., 2011
- [29] Busnaina, A.A., Gale, G.W. & KaTkoush, I.I., "Ultrasonic and megasonic theory and experimentation." *The Magazine of Critical Cleaning Technology*, pp.13-19, April 1994.
- [30] Zequiri, B., & Hodnett, M., "A new method for measuring the effective radiating area of physiotherapy treatment heads." *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 24, no 5, pp. 761-770, 1998.
- [31] Dyson, M., "Mechanisms involved in therapeutic ultrasound." *Physiotherapy* vol. 73, pp 116- 2001.
- [32] Casarotto, R.A., Adamowiski, J.C., Fallopa, F., & Bacanelli, F., "Coupling agents in therapeutic ultrasound: acoustic and thermal behavior", *Arch Phis Med Rehabil.*; 85(11): 162-5, 2004.
- [33] Ward, A., "Biophysica Bases of Electrotherapy", pp. 214-266, 2006.
- [34] Cannata, J., Zhou, Q., & Shung, K., "Development of a high frequency (35 MHz) linear ultrasonic array using 2-2 composite elements," *Proc. IEEE UFFC Symposium*, pp. 894-897, 2004.

[35] Low, J. & Reed, A., "Physical Principles Explained", s.l. Butterworth Heinemann, pp. 132-147, 1997.

[36] Figura 3.4

[37] Haar, G.T., "Therapeutic ultrasound." *European Journal of Ultrasound*, vol. 9, pp.3-9, 1999.

[39] <http://www.slideshare.net/FisiomedBrasil/ultrasom-teraputico>

[40] Damianou, C., Sanghvi, N., Fry, F., & Maass-Moreno, R., "Dependence of ultrasound attenuation and absorption in dog soft tissues on temperature and thermal dose," *J. Acoust. Soc. Amer.*, vol. 102, pp. 628-634, 1997.

[41] Baker, K.G., Robertson, V.J., & Duck, F.A., "A review or therapeutic ultrasound: biophysical effects" *Physical Therapy*, vol. 81, no 7, pp.1351-1358, 2001.

[42] Prentice, W.E., "Therapeutic Modalities in Rehabilitation. 3", s.l.: McGraw Hill, pp. 360-394, 2003.

[43] Pennes, H.H., "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm", *J. Appl. Physiol.* vol. 1, pp. 93-122, 1948.

[44] Goland, V., Eshel, Y., & Kushkuley, L., "Strongly Curved Short Focus Annular Array For Therapeutic Applications," in *Proceedings of the 2006 IEEE International Ultrasonics Symposium.*, pp. 2345-2348, Vancouver, 2006.

[45] Burov, V.A., "Nonlinear Ultrasound: Breakdown of Microscopic Biological Structures and Nonthermal Impact on a Malignant Tumor", *Doclady Biochemistry and Biophysics*, vol. 383, pp.101-104, 2002.

[46] AIUM/NEMA (American Institute of Ultrasound in medicine/ National Electrical Manufacturers Association), "Standard for Real-Time Display of Thermal and Mechanical Acoustic Output Indices on Diagnostic Ultrasound Equipment", second ed. AIUM, Rockville, 1998.

- [47] Coleman, A.J., "The Cavitation Threshold of Human Tissue Exposed to 0.2 MHz Pulsed Ultrasound: Preliminary Measurements Based on a Study of Clinical Lithotripsy" *Ultrasound in Med. & Biol.*, vol. 21, pp.405-417, 1995.
- [48] Manual Técnico Magic Station, cedido gentilmente pela Sorisa S.A.
- [49] Thornton, L.K., & Nahai, F., "Equipment and instrumentation for ultrasound-assisted" *Clin Plast Surg*, vol. 26, pp.299, 1999.
- [50] Khmelev, V.N., Barsukov, R.V., Tsyganok, S.N., & Lebedev, A.N., "Designing and Efficiency Analysis of Half-Wave Piezoelectric Ultrasonic Oscillatory Systems." *International Siberian Workshop and Tutorials on Electron Devices and Materials Proceeding EDM'2005: Workshop Proceedings*. Novosibirsk: NSTU, pp. 82-85, 2005.
- [51] <http://www.olympus-ims.com/pt/applications-and-solutions/introductory-ultrasonics/introduction-flaw-detection/>
- [52] Gallego, J., "Piezoelectric ceramics and ultrasonic transducers", *J. Phys. E: Sci. Instrum.*, vol. 22 pp. 804-816, 1989.
- [53] National Measurement System Programme for Acoustical Metrology (2001).
- [54] INMETRO, "Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia - 2ª Edição" SENAI, Brasília, 2000.
- [55] IEC - International Electrotechnical Commission (1991b), The absolute calibration of hydrophones using the planar scanning technique in the frequency range 0.5 Hz to 15 MHz, IEC61101:1991.
- [56] Hekkenberg, R.T., Reibold, R., & Zeqiri, B., "Development of standard measurement methods for essential properties of ultrasound therapy equipment." *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 20 pp. 83-98, 1994.
- [57] Hekkenberg, R.T., "Validated ultrasonic power measurements up to 20 W" *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol.27, no 3, pp. 427-438, 2001.

[58] Artho, A.P., Thyne, J.G., Warring, B.P., Willis, C.D., Brismée, J.M., Latma, N.S., "A calibration study of therapeutic ultrasound units", *Physical Therapy*, vol. 82, no 3, Mar. 2002.

[59] Wilkens, V., "Characterization of an optical multilayer hydrophone for use as broadband ultrasound reference receiver - Comparison with PVDF membrane hydrophones", In: *Proceedings of the 2002 IEEE International Ultrasonics Symposium*, Munique, CD-ROM, p. 752-755, 08-11 Oct, 2002.

[60] Beissner, K., "Primary measurement of ultrasonic power and dissemination of ultrasonic power reference values by means of standard transducers", *Metrologia*, v. 36, n. 4, p. 313-320, 1999.

[61] Koch, C., "Amplitude and phase calibration of hydrophones by heterodyne and using time-gated time- delay spectrometry", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 50, n. 3, p. 344-348, 2003.

[62] Pye, S.D., & Milford, C., "The performance of ultrasound physiotherapy machines in lothian region", *Ultrasound in Medicine & Biology*, United States, v. 20, no 4, pp. 347-359, 1994.

[63] Fyfe, M.C., & Parnell, S.M., "The importance of measurement of effective transducer radiating area in the testing the testing and calibration of 'therapeutic' ultrasonic instruments." *Health Physics*, vol. 43, pp. 377-381, 1982.

### Sricript MATLAB

```
fid(1)=fopen('TEK00000.csv','r');
fid(2)=fopen('TEK00001.csv','r');
fid(3)=fopen('TEK00002.csv','r');
fid(4)=fopen('TEK00003.csv','r');
fid(5)=fopen('TEK00004.csv','r');
fid(6)=fopen('TEK00005.csv','r');

ng=6;

for i=1:ng

    %lixo=fscanf(fid(i),'%s',3)

    data=fscanf(fid(i),'%g,%g\n',[2,inf]);

    if i==1

        np=max(size(data))

        x=zeros(ng,np);

        xw=zeros(ng,np);

        xx=zeros(ng,np);

        xp=zeros(ng,np);

        xpdB=zeros(ng,np);

    end

    x(i,:)=data(2,:);

    xw(i,:)=x(i,:).*blackmanharris(np)';

    xx(i,:)=fft(xw(i,:));
```

```

xp(i,:)=xx(i,:).*conj(xx(i,:))/(np^2);

xpdB(i,:)=10*log10(xp(i,:));

fclose(fid(i))

end

Ts=data(1,3)-data(1,2);

Fs=1/Ts;

ff=1:np;

ff=(ff-1)/(np-1)*Fs;

figure(1)

plot(data(1,:),data(2,:));

figure(2)

semilogx(ff(1:end/2),xpdB(:,1:end/2));

LEGEND('Data1','Data2','Data3','Data4','Data5','Data6');

XLABEL('Frequency [Hz]')

YLABEL('Magnitude [dB]')

AXIS([10^3 10^8 -140 0]);

```

## Questionário aplicado aos profissionais

### Aferição da utilização de equipamentos de Ultra-Som Estético-Cavitação

A aferição das condições de utilização de equipamentos de Ultra-Som Estético - Cavitação permite analisar o tipo de manuseamento a que estes equipamentos estão sujeitos bem como a sua necessidade de calibração. Assim, solicitamos a sua colaboração, no preenchimento do seguinte questionário, agradecendo desde já a disponibilidade.

#### 1. Dados do Empresa

Empresa: \_\_\_\_\_

Morada: \_\_\_\_\_

#### 2. Dados do Funcionário *(pessoa responsável pelo manuseamento do equipamento)*

Sexo:  Masculino  Feminino Idade: \_\_\_\_\_

#### Habilitações literárias:

- < 9.º Ano  9.º Ano (3.º ciclo do ensino básico)
- Ensino secundário (12º ano)  Curso Tecnológico/Profissional (Nível III)
- Ensino superior (Licenciatura)  Ensino superior (Mestrado)

Especializações (especificar): \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

#### 3. Equipamento de US Estético

Marca: \_\_\_\_\_

Modelo: \_\_\_\_\_

#### 4. Utilização do equipamento de Ultra-Som Estético

Quantos pacientes, em média, atende por dia? \_\_\_\_\_

Em média, em quantos desses pacientes aplicam a Cavitação por US? \_\_\_\_\_

**Já ocorreram incidentes durante o tratamento de Cavitação?**

Sim. De que tipo? \_\_\_\_\_  Não

**Tem queixas relativas ao funcionamento do próprio equipamento?**

Sim  Não

Se sim, quais:  **Sobreaquecimento do manípulo**  Outras \_\_\_\_\_

**Realizou sessões de cavitação que não obtiveram o resultado esperado?**  Sim  Não

**Qual a intensidade mais utilizada?**

0,5 a 1,0 W/cm<sup>2</sup>  1,5 a 2,0 W/cm<sup>2</sup>  1,0 a 1,5 W/cm<sup>2</sup>  2,0 a 2,5 W/cm<sup>2</sup>

Outros \_\_\_\_\_

**Qual o tempo médio de uma sessão?**

1 a 15 min

15 a 30 min

30 a 45 min

45 a 60 min

**Qual o regime utilizado com mais frequência?**

Contínuo

Pulsado

Ambos

**Possui toda a informação para determinar correctamente a dosagem aplicada, quer ao nível do tempo, quer da intensidade?**

Sim

Não

Parcialmente

**O equipamento já sofreu algum tipo de manutenção?**

Sim. Com que frequência? \_\_\_\_\_  Não

**O equipamento já sofreu algum tipo de calibração?**

Sim. Com que frequência? \_\_\_\_\_  Não

**Que entidade realizou o serviço de calibração?** \_\_\_\_\_

**Na sua opinião, que sugestões deixariam como melhorias, quer do desempenho quer do funcionamento dos equipamentos?**

---

---

---

---

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

**Obrigado pela colaboração!**

