

UNIVERSIDADE DO ALGARVE

**Avaliação da temperatura induzida por ultrassom em *phantoms* na
presença de fluxo sanguíneo mimetizado**

Helder Simões Duarte

Dissertação

Mestrado Integrado em Engenharia Eletrónica e Telecomunicações

Trabalho efetuado sobre a orientação de:

Maria da Graça Cristo dos Santos Lopes Ruano

2013

UNIVERSIDADE DO ALGARVE

**Avaliação da temperatura induzida por ultrassom em *phantoms* na
presença de fluxo sanguíneo mimetizado**

Helder Simões Duarte

Dissertação

Mestrado Integrado em Engenharia Eletrónica e Telecomunicações

Trabalho efetuado sobre a orientação de:

Maria da Graça Cristo dos Santos Lopes Ruano

2013

Avaliação da temperatura induzida por ultrassom em *phantoms* na presença de fluxo sanguíneo mimetizado.

Declaração de autoria do trabalho

Declaro ser o(a) autor(a) deste trabalho, que é original e inédito. Autores e trabalhos consultados estão devidamente citados no texto e constam da listagem de referências incluída.

Copyright©

A Universidade do Algarve tem o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicitar este trabalho através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, de o divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Dedicatória e agradecimentos

Agradeço à Professora Doutora Maria da Graça Ruano o convite inicial, orientação, transmissão de conhecimento, apoio e amizade ao longo da dissertação.

É bom poder juntar lazer, trabalho e estudo num só lugar, por isso agradeço à cidade de Faro por me ter acolhido, bem como à Universidade do Algarve pelos conhecimentos transmitidos ao longo do curso.

Agradeço a todos os colegas e amigos pelo companheirismo e amizade que encontrei nesta instituição.

O agradecimento especial vai para os meus pais, por sempre acreditarem em mim e me terem proporcionado as melhores condições para a finalização deste curso, agradeço todo o apoio, carinho, esforço, incentivo e força que me deram.

Resumo

Hoje em dia a terapia por ultrassom é um recurso amplamente utilizado na fisioterapia, sendo aplicado no tratamento de diversas patologias, tanto nos processos agudos como crônicos.

Este projeto visa a caracterização espaço-temporal da temperatura de um tecido quando aplicado ultrassom para fins de terapia térmica. Foram levadas a cabo três experiências considerando *phantoms* baseados em gel, onde, duas das experiências incluíam um vaso sanguíneo artificial e uma outra que consistia apenas no *phantom* homogêneo. Os vasos sanguíneos mimetizaram o fluxo sanguíneo de uma veia direita hepática e uma artéria carótida comum.

Para cada experiência o *phantom* foi aquecido pelo dispositivo de terapia por ultrassom emitindo diferentes intensidades (0.5, 1, 1.5, 1.8 W/cm²). A temperatura foi monitorizada por termopares e estimada através dos sinais provindos do transdutor de imagem de ultrassom em pontos específicos no interior do *phantom*. O procedimento de estimação da temperatura foi baseado no desvio temporal dos ecos, calculados a partir dos desvios dos ecos recolhidos pelo transdutor de imagem de ultrassom.

Os resultados mostram que o desvio temporal dos ecos é um método, não invasivo e fiável de estimação da temperatura independente das intensidades de terapia por ultrassom aplicadas e do tipo de fluxo sanguíneo observado nos vasos. A presença do fluxo pulsátil representativo da artéria carótida comum, no ponto de foco do transdutor de terapia por ultrassom origina uma diminuição da variação térmica superior a 50% em relação à experiência em *phantoms* homogêneos, afetando também a variação da temperatura da área circundante. A maior redução da variação térmica foi registada para o fluxo representativo da artéria hepática, esta atingiu um decréscimo de 60% perante as mesmas condições de terapia aplicada, localização e diâmetro da artéria mimetizada. As percentagens foram obtidas pela comparação com o *phantom* homogêneo quando aplicada uma intensidade de terapia por ultrassom de 1.5 W/cm².

Em outras palavras, os tecidos vascularizados requerem uma sessão de terapia térmica por ultrassom mais prolongada ou intensidades de terapia por ultrassom mais elevadas e a inclusão de um transdutor de imagem por ultrassom no procedimento de terapia para permitir a monitorização da temperatura de uma forma não invasiva.

Abstract

Nowadays ultrasound therapy is a widely used resource in physiotherapy, because of that is being applied in the treatment of several cases such as acute or chronic diseases.

This project aims at time-spatial characterization of tissue temperature when ultrasound is applied for thermal therapeutic proposes. Three experiments were developed considering gel-based phantoms, two of them including an artificial blood vessel end another one with just homogeneous gel-based phantom. The blood vessels were mimicking blood flow in a hepatic end common carotid artery.

For each experiment phantom was heated by a therapeutic ultrasound device emitting different intensities (0.5, 1, 1.5, 1.8 W/cm²). Temperature was monitored by thermocouples and estimated through imaging ultrasound transducer's signals within specific special points inside the phantom. The temperature estimation procedure was based on temporal echo-shifts, computed based on echo-shifts collected through image ultrasound transducer.

Results show that temporal echo-shifts are a reliable non-invasive method of temperature estimation, regardless the therapeutic ultrasound intensities applied. The presence of pulsatile flow representative of the common carotid artery placed at therapeutic ultrasound focus area causes a thermal variation greater than 50 %, also affecting the temperature variation of the surrounding area. The major thermal variation was recorded in hepatic artery flow experiment, it was achieved a temperature reduction of 60% towards the same conditions of applied therapy. All the percentages were obtained using homogeneous gel-based phantom as reference when 1.5W/cm² therapeutic ultrasound was applied.

In other words, vascularized tissues require longer ultrasound thermal therapeutic sessions or higher TU intensities and inclusion of IU in the therapeutic procedure enables non-invasive monitoring of temperature.

Índice

DEDICATÓRIA E AGRADECIMENTOS	I
RESUMO.....	II
ABSTRACT	III
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 MOTIVAÇÃO	1
1.2 OBJETIVOS	2
1.3 ORGANIZAÇÃO DA TESE	2
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	4
2.1 INTRODUÇÃO	4
2.2 SISTEMA CIRCULATORIO.....	4
2.2.1 Vasos Sanguíneos.....	5
2.2.2 Fluxo Laminar e Turbulento nos Vasos	9
2.2.3 Fluxo Sanguíneo.....	10
2.3 ARTÉRIA CARÓTIDA	11
2.3.1 Doenças Associadas.....	12
2.3.2 Diagnóstico	12
2.3.3 Espectro do Fluxo da Artéria Carótida Interna	13
2.4 ARTÉRIA HEPÁTICA	13
2.4.1 Diâmetro Arterial do Tronco Celíaco e seus Ramos	15
2.4.2 Espectro do Fluxo da Artéria Hepática	15
2.5 O ULTRASSOM	17
2.5.1 Características das Ondas	17
2.5.2 Intensidade do Ultrassom.....	18
2.5.3 Velocidade do Ultrassom	19
2.5.4 Atenuação do Ultrassom	20
2.5.5 Transdutor de Ultrassom	22
2.5.6 Formação da Imagem	24
2.6 DOPPLER.....	25
2.6.1 Doppler Pulsado	26
2.6.2 Equação de Doppler.....	26
3 MATERIAIS E METODOLOGIA.....	28
3.1 INTRODUÇÃO	28
3.2 MATERIAIS USADOS NA SIMULAÇÃO DO FLUXO SANGUÍNEO	28
3.3 MATERIAIS USADOS NA SIMULAÇÃO DO TECIDO HUMANO	29
3.4 CONFIGURAÇÕES EXPERIMENTAIS	29
3.4.1 Hardware e suas Configurações.....	29
3.4.2 Software e suas Configurações	31
3.5 ESQUEMAS DE MONTAGEM DAS DIVERSAS EXPERIÊNCIAS EFETUADAS	32
3.5.1 Phantom Homogéneo	32
3.5.2 Phantom Homogéneo com Artéria Carótida Interna Mimetizada Inserida	33

3.5.3	<i>Phantom Homogéneo com Artéria Hepática Mimetizada Inserida</i>	34
3.6	POSICIONAMENTO DOS SENSORES DE TEMPERATURA (TERMOPARES).....	35
3.7	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	36
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	37
4.1	INTRODUÇÃO	37
4.2	PHANTOM HOMOGÉNEO	37
4.2.1	<i>Ecos Observados pelo Transdutor de IU</i>	37
4.2.2	<i>Variação da Temperatura ao Longo da Experiência</i>	39
4.2.3	<i>Desvio Temporal dos Ecos (TES)</i>	41
4.3	PHANTOM HOMOGÉNEO COM ARTÉRIA CARÓTIDA MIMETIZADA INSERIDA.....	42
4.3.1	<i>Ecos Observados pelo Transdutor de IU</i>	42
4.3.2	<i>Espectro do Fluxo da Artéria Carótida Mimetizada</i>	43
4.3.3	<i>Variação da Temperatura ao Longo da Experiência</i>	43
4.3.4	<i>TES</i>	45
4.4	PHANTOM HOMOGÉNEO COM ARTÉRIA HEPÁTICA MIMETIZADA INSERIDA	45
4.4.1	<i>Ecos Observados pelo Transdutor de IU</i>	45
4.4.2	<i>Espectro do Fluxo da Artéria Hepática Mimetizada</i>	46
4.4.3	<i>Variação da Temperatura ao Longo da Experiência</i>	47
4.4.4	<i>TES</i>	48
4.5	COMPARAÇÃO DE RESULTADOS.....	48
4.5.1	<i>Phantom Homogéneo Simples VS Phantom Homogéneo com Artéria Carótida Mimetizada Inserida</i>	49
4.5.2	<i>Phantom Homogéneo Simples VS Phantom Homogéneo com Artéria Hepática Mimetizada Inserida</i>	52
4.5.3	<i>Combinação de Resultados das Três Experiências</i>	55
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	58
5.1	CONCLUSÕES FINAIS.....	58
5.2	TRABALHO FUTURO.....	59
	BIBLIOGRAFIA.....	60

Índice de Figuras

FIGURA 1 SISTEMA CARDIOVASCULAR HUMANO, (IMAGEM MODIFICADA DE [16]).	5
FIGURA 2 ESTRUTURA DOS VASOS SANGUÍNEOS PARA CADA SEGMENTO NO SISTEMA CIRCULATÓRIO, (IMAGEM MODIFICADA DE [16]).	6
FIGURA 3. TIPOS DE FLUXO SANGUÍNEO [17]; A) FLUXO LAMINAR; B) FLUXO TURBULENTO.	9
FIGURA 4. ARTÉRIA CARÓTIDA [19].	11
FIGURA 5. CURVA DETERMINÍSTICA DA FREQUÊNCIA CENTRAL (LINHA SÓLIDA, EIXO DO LADO ESQUERDO) E LARGURA DE BANDA (LINHA TRACEJADA, EIXO DO LADO DIREITO) RELATIVA AO FLUXO DA ARTÉRIA CARÓTIDA, [20].	13
FIGURA 6. ILUSTRAÇÃO DA ANATOMIA MAIS COMUM DO TRONCO CELÍACO E DO SISTEMA ARTERIAL HEPÁTICO, [21].	14
FIGURA 7. FLUXO ANTEGRADE VERSUS RETROGRADE DA VEIA HEPÁTICA E ARTÉRIA HEPÁTICA, [22].	16
FIGURA 8. ESPECTRO DE DOPPLER ILUSTRATIVO DE UMA ARTÉRIA HEPÁTICA NORMAL, [22].	16
FIGURA 9. CARACTERÍSTICAS DE UMA ONDA DE ULTRASSOM, [23].	18
FIGURA 10. EFEITOS DE INTERFERÊNCIA CONSTRUTIVA E DESTRUTIVA. AS FRENTES DAS ONDAS QUE RETORNAM AO TRANSDUTOR PODEM INTERFERIR DE FORMA ALEATÓRIA, CONSTRUTIVA OU DESTRUTIVA, [23].	21
FIGURA 11. ESQUEMÁTICO DE UM TRANSDUTOR DE ULTRASSOM, ADAPTADA DE [24].	23
FIGURA 12. VISUALIZAÇÃO OBTIDA PELO MODO A (MODO DE AMPLITUDE). UM OSCILOSCÓPIO GRAVA A AMPLITUDE DOS ECOS, COMO UMA FUNÇÃO DO TEMPO OU DE PROFUNDIDADE. PONTOS A, B E C NO PACIENTE APARECEM COMO PICOS A, B E C NO MODO A DE EXIBIÇÃO, ADAPTADA DE [23].	24
FIGURA 13. MODO B, OU MODO DE BRILHO. AMPLITUDE DOS SINAIS REFLETIDOS É EXIBIDA EM TERMOS DE BRILHO, ADAPTADA DE [23].	25
FIGURA 14. IMAGEM DE ECOCARDIOGRAFIA EM MODO M, [23].	25
FIGURA 15. DIAGRAMA DE UM TRANSDUTOR DOPPLER PULSÁTIL DEMONSTRANDO A DIREÇÃO DO FEIXE DE ULTRASSOM TRANSMITIDO (FO) NA DIREÇÃO DO FLUXO DE SANGUE (SENTIDO DA VELOCIDADE V) E DO FEIXE DE ULTRASSOM RECEBIDO (FR) DE VOLTA AO TRANSDUTOR, [25].	26
FIGURA 16. PERFIL DA PRESSÃO ACÚSTICA SOBRE O EIXO DO TRANSDUTOR DE TERAPIA POR ULTRASSOM, [27].	30
FIGURA 17. DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DA CONFIGURAÇÃO EXPERIMENTAL UTILIZANDO UM PHANTOM HOMOGÊNEO SIMPLES.	32
FIGURA 18. DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DA CONFIGURAÇÃO EXPERIMENTAL UTILIZANDO UM PHANTOM HOMOGÊNEO COM INSERÇÃO DE UM VASO SANGUÍNEO ARTIFICIAL SIMULANDO FLUXO EM ARTÉRIA CARÓTIDA.	33
FIGURA 19. DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DA CONFIGURAÇÃO EXPERIMENTAL UTILIZANDO UM PHANTOM HOMOGÊNEO COM INSERÇÃO DE UM VASO SANGUÍNEO ARTIFICIAL SIMULANDO FLUXO EM ARTÉRIA CARÓTIDA.	34

FIGURA 20. DISPOSIÇÃO DOS TERMOPARES EM RELAÇÃO AO TRANSDUTOR DE TERAPIA (TU) E IMAGEM (IU) DURANTE A) AUSÊNCIA DE FLUXO SANGUÍNEO E B) NA PRESENÇA DE FLUXO SANGUÍNEO	35
FIGURA 21. ECOS OBSERVADOS PELO TRANSDUTOR DE IU INDICANDO A LOCALIZAÇÃO DOS TERMOPARES LOCALIZADOS EM RELAÇÃO À FACE DO TRANSDUTOR.	38
FIGURA 22. ECOS OBSERVADOS PELO TRANSDUTOR DE IU INDICANDO A LOCALIZAÇÃO DOS TERMOPARES LOCALIZADOS DURANTE UM ENSAIO EXPERIMENTAL.....	38
FIGURA 23. ECOS OBSERVADOS PELO TRANSDUTOR DE IU REFERENTES AO SENSOR S1 DURANTE UM ENSAIO EXPERIMENTAL QUANDO APLICADA UMA INTENSIDADE DE $1.5W/cm^2$	39
FIGURA 24. MEDIÇÃO DA TEMPERATURA EM RELAÇÃO AO TEMPO DE DURAÇÃO DO ENSAIO EXPERIMENTAL QUANDO APLICADA UMA INTENSIDADE DE $1.5W$	40
FIGURA 25. RESULTADOS OBTIDOS PELO SENSOR 5 PARA DIFERENTES INTENSIDADES DE TU.....	41
FIGURA 26. CÁLCULO DO TES DE CADA SENSOR QUANDO O DISPOSITIVO DE TU ESTÁ CONFIGURADO PARA $1.5W$ DE INTENSIDADE.	41
FIGURA 27. ECOS OBSERVADOS PELO TRANSDUTOR DE IU INDICANDO A LOCALIZAÇÃO DOS TERMOPARES E PAREDES DO VASO SANGUÍNEO LOCALIZADOS EM RELAÇÃO À FACE DO TRANSDUTOR.	42
FIGURA 28. ESPECTROGRAMA DO SINAL DE DOPPLER DA ARTÉRIA CARÓTIDA COMUM MIMETIZADA MEDIDO.	43
FIGURA 29. VARIAÇÃO DAS TEMPERATURAS REGISTADAS PELOS QUATRO SENSORES DURANTE A EXPERIÊNCIA DO <i>PHANTOM</i> HOMOGÊNICO COM VASO CAROTÍDEO ARTIFICIAL INSERIDO.....	44
FIGURA 30. CÁLCULO DO TES DE CADA SENSOR QUANDO O DISPOSITIVO DE TU ESTÁ CONFIGURADO PARA $1.5W$ DE INTENSIDADE, REFERENTE À EXPERIÊNCIA DO <i>PHANTOM</i> HOMOGÊNICO COM UMA ARTÉRIA CARÓTIDA MIMETIZADA INSERIDA.	45
FIGURA 31. ECOS OBSERVADOS PELO TRANSDUTOR DE IU INDICANDO A LOCALIZAÇÃO DOS TERMOPARES E PAREDES DO VASO SANGUÍNEO LOCALIZADOS RELATIVOS À EXPERIÊNCIA DO <i>PHANTOM</i> HOMOGÊNICO COM UMA ARTÉRIA HEPÁTICA INSERIDA. ..	46
FIGURA 32. ESPECTROGRAMA DO SINAL DE DOPPLER DA ARTÉRIA HEPÁTICA DIREITA MIMETIZADA MEDIDO.	46
FIGURA 33. VARIAÇÃO DAS TEMPERATURAS REGISTADAS PELOS QUATRO SENSORES DURANTE A EXPERIÊNCIA DO <i>PHANTOM</i> HOMOGÊNICO COM VASO HEPÁTICO ARTIFICIAL INSERIDO.	47
FIGURA 34. CÁLCULO DO TES DE CADA SENSOR QUANDO O DISPOSITIVO DE TU ESTÁ CONFIGURADO PARA $1.5W$ DE INTENSIDADE, REFERENTE À EXPERIÊNCIA DO <i>PHANTOM</i> HOMOGÊNICO COM UMA ARTÉRIA HEPÁTICA MIMETIZADA INSERIDA.....	48
FIGURA 35. VARIAÇÕES DE TEMPERATURAS REGISTADAS NOS 4 SENSORES REFERENTES ÀS EXPERIÊNCIAS <i>PHANTOM</i> HOMOGÊNICO E <i>PHANTOM</i> HOMOGÊNICO COM A ARTÉRIA CARÓTIDA INSERIDA QUANDO APLICADA UMA INTENSIDADE DE TU DE $1.5 W$	49
FIGURA 36. CÁLCULO DOS TES OBTIDOS REFERENTES ÀS EXPERIÊNCIAS <i>PHANTOM</i> HOMOGÊNICO E <i>PHANTOM</i> HOMOGÊNICO COM A ARTÉRIA CARÓTIDA INSERIDA QUANDO APLICADA UMA INTENSIDADE DE TU DE $1.5 W$. C	50

FIGURA 37. TEMPERATURAS REGISTRADAS PELO SENSOR S1 PARA DIFERENTES INTENSIDADES DE TERAPIA REFERENTES ÀS EXPERIÊNCIAS <i>PHANTOM</i> HOMOGÉNEO E PERFURADO POR UMA ARTÉRIA CARÓTIDA.	51
FIGURA 38. TES CALCULADOS PARA O SENSOR S1 ONDE DIFERENTES INTENSIDADES HAVIAM SIDO APLICADAS REFERENTES ÀS EXPERIÊNCIAS <i>PHANTOM</i> HOMOGÉNEO E PERFURADO POR UMA ARTÉRIA CARÓTIDA.	51
FIGURA 39. VARIAÇÕES DE TEMPERATURAS REGISTRADAS NOS 4 SENSORES REFERENTES ÀS EXPERIÊNCIAS <i>PHANTOM</i> HOMOGÉNEO E <i>PHANTOM</i> HOMOGÉNEO COM A ARTÉRIA HEPÁTICA INSERIDA QUANDO APLICADA UMA INTENSIDADE DE TU DE 1.5 W.....	52
FIGURA 40. CÁLCULO DOS TES OBTIDOS REFERENTES ÀS EXPERIÊNCIAS <i>PHANTOM</i> HOMOGÉNEO E <i>PHANTOM</i> HOMOGÉNEO COM A ARTÉRIA HEPÁTICA INSERIDA QUANDO APLICADA UMA INTENSIDADE DE TU DE 1.5 W.	53
FIGURA 41. TEMPERATURAS REGISTRADAS PELO SENSOR S1 PARA DIFERENTES INTENSIDADES DE TERAPIA REFERENTES ÀS EXPERIÊNCIAS <i>PHANTOM</i> HOMOGÉNEO E PERFURADO POR UMA ARTÉRIA HEPÁTICA.	54
FIGURA 42. TES CALCULADOS PARA O SENSOR S1 ONDE DIFERENTES INTENSIDADES HAVIAM SIDO APLICADAS REFERENTES ÀS EXPERIÊNCIAS <i>PHANTOM</i> HOMOGÉNEO E PERFURADO POR UMA ARTÉRIA CARÓTIDA.	55
FIGURA 43. VARIAÇÕES DE TEMPERATURA OBSERVADAS POR CADA SENSOR RELATIVAS ÀS TRÊS EXPERIÊNCIAS, QUANDO APLICADA UMA TERAPIA DE 1.5 W.....	56
FIGURA 44. TES CALCULADOS PARA CADA SENSOR RELATIVOS ÀS TRÊS EXPERIÊNCIA, QUANDO APLICADA UMA TERAPIA DE 1.5 W.....	57

Índice de Tabelas

TABELA 1. DIFERENTES VASOS SANGUÍNEOS E SUA CLASSIFICAÇÃO ATRAVÉS DO DIÂMETRO.	9
TABELA 2. DIÂMETRO MÉDIO DAS ARTÉRIAS (CM) DO TRONCO CELÍACO E SEUS RAMOS, ADAPTADO DE [21].	15
TABELA 3. QUANTIDADES E UNIDADES REFERENTES À INTENSIDADE DO ULTRASSOM, ADAPTADA DE [23].	18
TABELA 4. VELOCIDADES APROXIMADAS DE ULTRASSOM EM DIFERENTES MATERIAIS SELECIONADOS, ADAPTADA DE [23].	20
TABELA 5. COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO (α) PARA UMA FREQUÊNCIA DE 1 MHz, ADAPTADA DE [23].	21
TABELA 6. MATERIAIS USADOS NA CONFEÇÃO DO FLUIDO QUE MIMETIZA O SANGUE.....	28
TABELA 7. COMPOSIÇÃO DA SOLUÇÃO MATRIZ QUE MIMETIZA TECIDO HUMANO.....	29
TABELA 8. CONFIGURAÇÕES USADAS NA AQUISIÇÃO DA IMAGEM POR ULTRASSOM.	31

1 Introdução

1.1 Motivação

O ultrassom é frequentemente utilizado para fins terapêuticos, devido ao facto de ser indolor, não invasivo e apresentar simplicidade instrumental. Ele é frequentemente usado em fisioterapia, cirurgia plástica, extração e aquecimento de tumores usando, entre outros, *High Intensity Focused Ultrasound*. No entanto, a segurança e eficácia do tratamento de aquecimento exige um plano de foco e uma correta dose de ultrassom para o tratamento específico. Assim não só uma caracterização profunda de como a temperatura induzida por ultrassom se propaga, espacial e temporalmente é requerida, como também um método de monitorização da temperatura é desejável, de preferência de uma forma não invasiva.

Vários estudos têm sido realizados sobre a propagação da temperatura em tecidos, muitos constituem modelos numéricos ou analíticos [1-3], sendo alguns desenvolvidos experimentalmente [4-10]. Estudos anteriores efetuados sobre a avaliação não invasiva da temperatura de tecidos consideraram modelos experimentais recorrendo ao uso de *phantoms* para simular as propriedades do tecido. *Phantoms* desde homogêneos [6], heterogêneos [7-9], e também amostras de suíno ex-vivo [10] considerando diferentes localizações espaciais no interior do tecido foram mapeados para diferentes intensidades de ultrassom terapêutico.

No que diz respeito à medição da temperatura efetiva induzida por ultrassom nos tecidos, os métodos invasivos são frequentemente utilizados, independentemente da existência de áreas de tecido inacessíveis, tanto por razões instrumentais como clínicas. Instrumentação de ressonância magnética (MRI) é ainda utilizada como modo padrão na resolução desejável da temperatura, isto porque é definida com um erro máximo absoluto de 0.5 °C ao longo de 1 cm³ [4]. Devido aos elevados custos da instrumentação de ressonância magnética e à dificuldade da mesma para cooperar com outros instrumentos durante um procedimento clínico, a investigação tem sido encaminhada para a utilização das características dependentes da temperatura contidas nos sinais retro-espalhados de ultrassom a fim de estimar a temperatura do tecido. A principal

vantagem destes métodos de estimação de temperatura é a sua natureza não invasiva. Entre as várias possibilidades, cálculo do desvio temporal dos ecos (TES) [5], desvios de frequência, energia retro-espalhada e atenuação dependente de frequência, o TES provou ser um estimador de temperatura confiável, superando até a resolução obtida pelo MRI quando usado como entradas de uma rede neuronal artificial, cuja estrutura é otimizada por um algoritmo genético multi-objetivo [8-9].

Uma ampla variedade de tecidos biológicos contém vasos sanguíneos, e a influência do fluxo sanguíneo na propagação da temperatura no tecido deve ser investigada. Estudos sobre o fluxo sanguíneo no interior de tecidos, geralmente com o objetivo de caracterização vascular foram abordados para fins de transferência de calor [11]. Também *phantoms* com vasos sanguíneos individuais têm sido utilizados para testar a resolução de imagem de ultrassom [12], e por modelação matemática, para quantificar a vascularização dos tecidos do fígado e metástases [13]. O laboratório no qual esta tese foi realizada também detém prática na avaliação do fluxo sanguíneo através de Doppler ultrassom empregando fluxo de sanguíneo mimetizado, modelos matemáticos e fluídos [14-15].

1.2 Objetivos

O principal objetivo desta tese foi avaliar de forma quantitativa a influência de um vaso sanguíneo, no interior de um *phantom* simulador de tecido, na propagação espaço-temporal da temperatura quando induzida por ultrassom, e também se o tipo de fluxo sanguíneo modifica o mapeamento da temperatura no interior do *phantom*. Outra questão abordada é a capacidade do algoritmo TES para estimar a temperatura nos tecidos que contém vasos sanguíneos no seu interior.

1.3 Organização da Tese

O presente capítulo descreve o enquadramento deste trabalho na temática do ultrassom e os objetivos propostos.

No capítulo 2 irá encontrar-se a teoria subjacente ao tema. Da teoria apresentada destacam-se os conceitos de ultrassom que estão presentes em alguns dos instrumentos utilizados, nomeadamente no transdutor de imagem, Doppler e térmico. Neste capítulo

também são apresentados os diferentes vasos sanguíneos encontrados na anatomia do corpo humano. Em mais detalhe é apresentada a artéria carótida comum e artéria hepática direita bem como o seu respetivo fluxo representado sob forma de espectro através do sinal de Doppler observado.

O capítulo 3 ficou destinado aos materiais e metodologias aplicadas, revelando sob a forma de esquemas e textual toda a configuração instrumental e de *software* utilizada para cada uma das experiências referentes ao *phantom* homogéneo simples, *phantom* homogéneo com uma artéria carótida mimetizada inserida e *phantom* homogéneo com uma artéria hepática mimetizada inserida.

Os resultados das experiências são apresentados no capítulo 4. Primeiramente são mostrados e analisados os resultados de forma individual e de seguida os resultados são sobrepostos e comparados com os resultados obtidos pelo *phantom* homogéneo simples tido como referência. No final deste capítulo ainda são apresentados todos os resultados obtidos num mesmo gráfico por forma a verificar a relação entre as três experiências em simultâneo.

Por fim são apresentados no capítulo 5 as conclusões e algumas sugestões de trabalho futuro. Neste capítulo lembramos os objetivos que haviam sido propostos e o desenvolvimento que esta tese teve no sentido de os resolver. O capítulo encerra com alguns temas a abordar para colmatar algumas das questões deixadas em aberto no decurso desta tese.

2 Fundamentos Teóricos

2.1 Introdução

A informação relevante para a compreensão do estudo da avaliação da temperatura induzida por ultrassom na presença de fluxo sanguínea é descrita neste capítulo. Várias foram os artigos científicos e manuais estudados, no entanto as principais referências bibliográficas encontram-se na secção da bibliografia. Neste capítulo 2 são abordados os conceitos de ultrassom, sistema circulatório e ainda a artéria hepática e artéria carótida interna que foram alvo de um estudo mais detalhado.

2.2 Sistema Circulatório

O sistema circulatório ou cardiovascular é responsável pelo transporte de substâncias para todas as células e órgãos do corpo como, por exemplo, nutrientes, gases, nutrientes e hormonas. O sistema circulatório é dividido em sistema cardiovascular e sistema linfático. Neste trabalho apenas estamos interessados no sistema cardiovascular representado na Figura 1.

O sistema cardiovascular é formado pelo coração e pelos vasos sanguíneos. O coração é a bomba propulsora do sangue e os vasos sanguíneos são as vias de transporte. Existem 2 tipos de sistemas cardiovasculares, o chamado sistema circulatório aberto ou lacunar e o sistema circulatório fechado.

Nos seres humanos o sistema circulatório fechado é classificado como circulação fechada dupla, devido à presença de sangue venoso e arterial. Nesse tipo de sistema, o sangue é bombeado pelo coração para dentro dos vasos sanguíneos. O sangue venoso entra no coração, vai para os pulmões, aonde vai ocorre a troca gasosa, volta para o coração, o qual bombeia para o resto do corpo, passando por vários órgãos e partes do corpo, especialmente pelos rins, aonde o sangue é filtrado, e volta novamente aos pulmões, fazendo com que o ciclo recomece novamente.

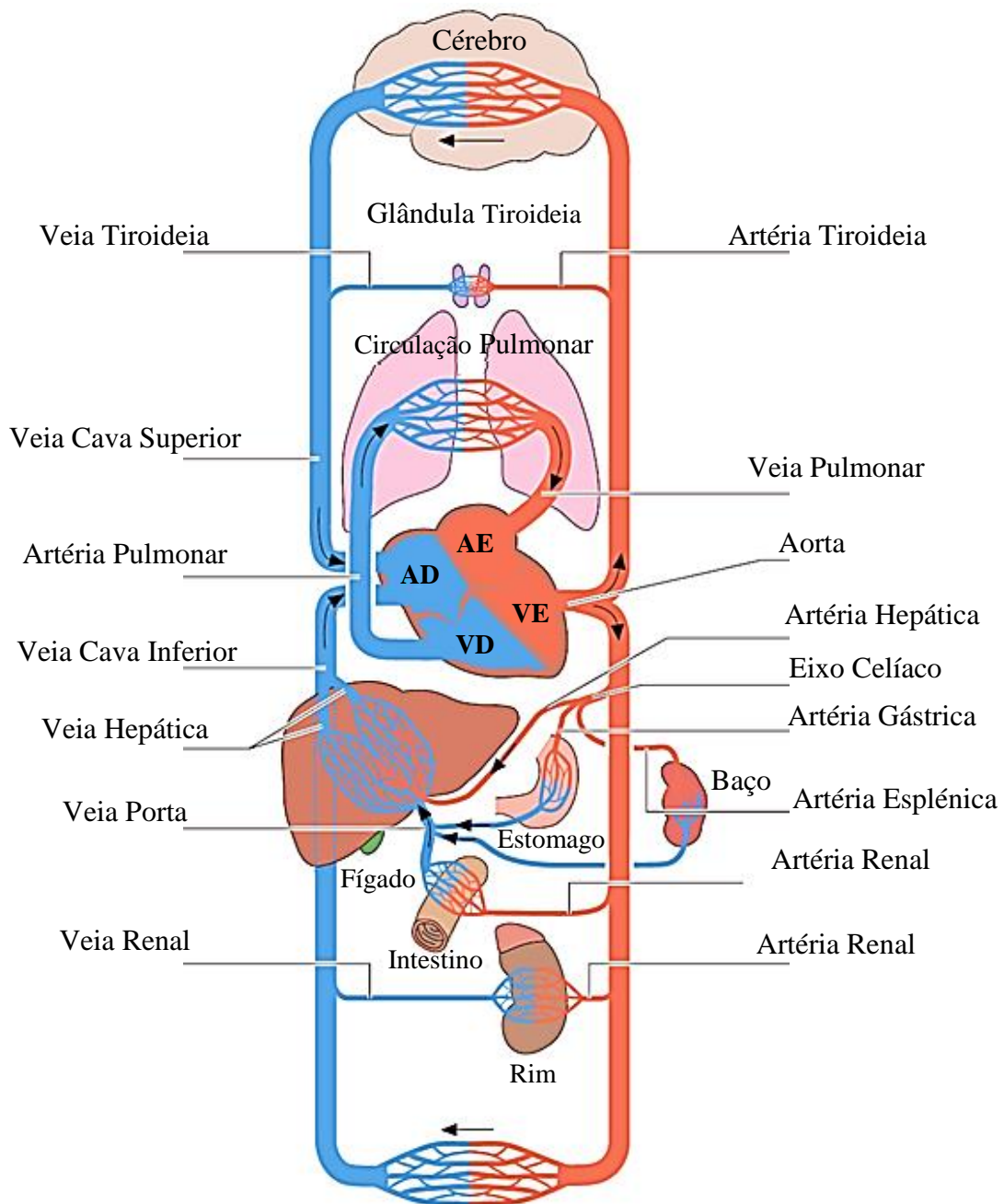


Figura 1 Sistema Cardiovascular Humano, (imagem modificada de [16]).

2.2.1 Vasos Sanguíneos

Os ventrículos bombeiam o sangue do coração para as grandes artérias, como observado na Figura 1. As artérias são elásticas e ramificam-se sucessivamente para formar artérias de diâmetro progressivamente menor. À medida que o diâmetro diminui, a constituição da parede das artérias sofre uma transição gradual, passando de grandes quantidades de tecido elástico e pequenas quantidades de músculo liso para quantidades

menores de tecido elástico e quantidades maiores de músculo liso. Percorrendo as sucessivas ramificações das artérias, estas vão-se classificando em artérias elásticas, artérias musculares e arteríolas.

O sangue circula das arteríolas para os capilares. Dos capilares, por onde o sangue circula lentamente, o sangue passa para o sistema venoso. Quando comparadas às artérias, as paredes das veias são mais finas e contêm menos tecido elástico e menos células de músculo liso. À medida que se aproximam do coração, as veias aumentam de diâmetro, diminuem em número e as paredes tornam-se mais espessas. Classificam-se em vénulas, pequenas veias e veias de médio ou grande calibre, de acordo com o afastamento das mesmas do coração. É possível observar os diferentes tipos de vasos sanguíneos através da Figura 2.

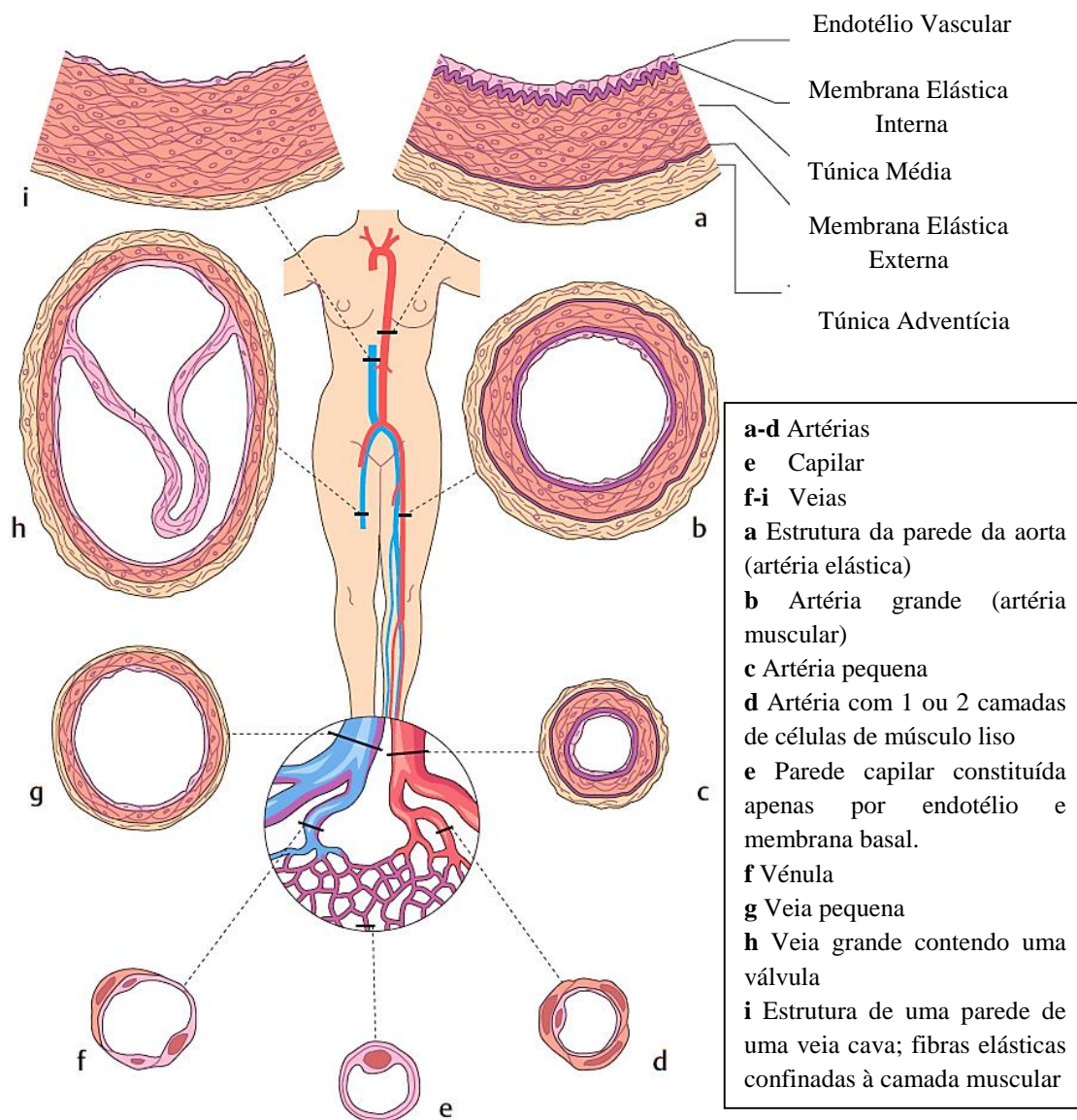


Figura 2 Estrutura dos vasos sanguíneos para cada segmento no sistema circulatório, (imagem modificada de [16]).

- **Capilares**

Os capilares transportam o sangue recebido de uma arteríola transmitindo-o a uma vénula. O diâmetro dos capilares, que se mantém estável apesar das ramificações, varia entre 7 e 9 micrómetros (μm) [17]. Os capilares têm comprimento variável mas, em geral, medem cerca de 1 milímetro. Quase todos os tecidos são percorridos por um grande número de capilares e é através das paredes dos mesmos (com características de permeabilidade a moléculas de pequenas dimensões), que moléculas tais como glicose, aminoácidos e oxigénio passam do sangue para os tecidos e as moléculas de dióxido de carbono passam dos tecidos para o sangue.

- **Arteríolas**

As arteríolas são os pequenos ramos finais do sistema arterial, atuando como válvulas de controlo pelas quais o sangue é lançado nos capilares. A arteríola tem uma forte parede muscular que é capaz de fechá-la totalmente ou possibilitar que ela se dilate por várias vezes, tendo, assim, a capacidade de alterar enormemente o fluxo sanguíneo para os capilares em resposta às necessidades dos tecidos. O seu diâmetro varia de aproximadamente 9 a 40 micrômetros [17].

- **Artérias Musculares**

As artérias musculares, podem ser observadas macroscopicamente e incluem a maioria das pequenas artérias sem designação nominal. As suas paredes são relativamente espessas quando comparadas com os seus diâmetros, principalmente porque a túnica média possui 25 a 40 camadas de músculo liso (Figura 3). A túnica íntima das artérias de médio diâmetro tem uma membrana elástica bem desenvolvida. As artérias musculares mais pequenas têm um diâmetro compreendido entre 40 a 300 μm [17]; as de 40 μm de diâmetro tem aproximadamente três ou quatro camadas de músculo liso na túnica média, ao passo que as artérias com 300 μm têm basicamente a mesma estrutura que as artérias musculares maiores.

- **Artérias Elásticas**

As artérias elásticas são as artérias de maior diâmetro, com um diâmetro até 25000 μm [18], muitas vezes chamadas artérias condutoras. As suas paredes têm mais tecido elástico e menos músculo liso que as outras artérias. A pressão nestes vasos é relativamente alta, variando entre valores sistólicos (ocorre quando há a contração do músculo cardíaco) e diastólicos (ocorre quando há um relaxamento do músculo cardíaco).

- **Vénulas e Pequenas Veias**

As vénulas são tubos com um diâmetro de 40 a 50 μm [17] compostos por endotélio disposto sobre uma delicada membrana basal. Com exceção do diâmetro, a sua estrutura é muito similar à dos capilares. Os vasos passam a chamar-se pequenas veias quando o seu diâmetro aumenta para 200 a 300 μm [17] e as células musculares lisas passam a formar uma camada contínua. As vénulas recolhem o sangue dos capilares e transportam-no para as pequenas veias que, por sua vez, o drenam para as veias de tamanho médio. Os nutrientes são trocados através das paredes das vénulas mas, à medida que a sua espessura aumenta, o grau de troca dos nutrientes diminui.

- **Veias de Médio e Grande Diâmetro**

A maioria das veias são veias de diâmetro médio, as quais transportam o sangue das pequenas veias para as grandes veias. As grandes veias por sua vez transportam o sangue das veias de diâmetro médio para o coração. As veias de diâmetro médio possuem um diâmetro compreendido entre 300 até 900 μm [18], já as veias de grande diâmetro podem ir até um diâmetro de 15000 μm .

- **Válvulas**

As veias com diâmetro superior a 2 mm [17] contêm válvulas que permitem ao sangue circular até ao coração, mas não em sentido contrário. As válvulas são pregas da túnica íntima, que formam duas abas semelhantes. As duas pregas sobrepõem-se no centro da veia de modo a que, quando o sangue tenta fluir em direção inversa, obstruem o vaso.

Os vários diâmetros dos vasos sanguíneos encontram-se resumidos na Tabela 1.

Vasos Sanguíneos	Diâmetro
Capilares	7-9 μm
Arteríolas	9-40 μm
Artérias Musculares	40-300 μm
Artérias Elásticas	300-25000 μm
Vénulas	40-200 μm
Pequenas Veias	200-300 μm
Veias de Médio Diâmetro	300-900 μm
Veias de Grande Diâmetro	900-1500 μm

Tabela 1. Diferentes vasos sanguíneos e sua classificação através do diâmetro.

2.2.2 Fluxo Laminar e Turbulento nos Vasos

Os líquidos, incluindo o sangue, tendem a circular através de tubos longos e de paredes lisas de uma forma linear, chamada fluxo laminar (Figura 3.A). Assim, a circulação no interior de um vaso sanguíneo consiste no movimento de camadas concêntricas, em que a camada mais externa se move mais lentamente, ou seja, maior resistência à circulação e a camada central mais rapidamente, logo menor resistência à circulação.

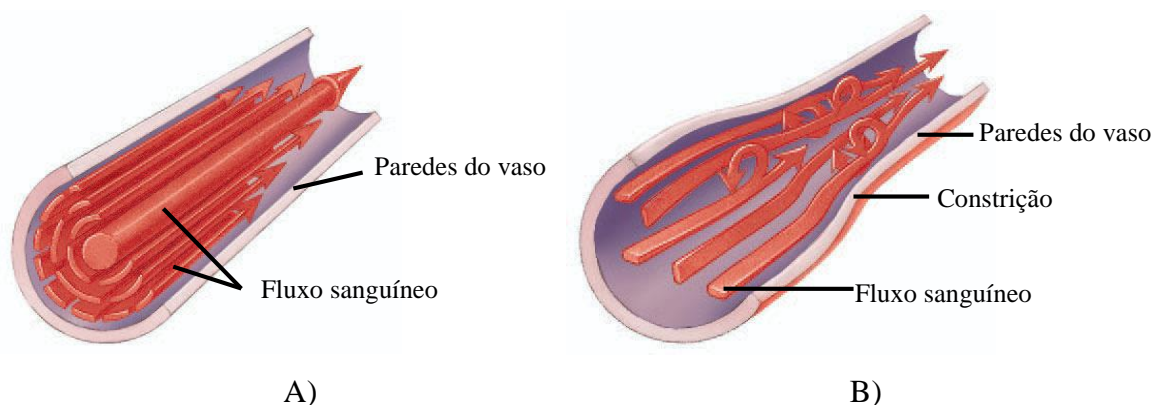


Figura 3. Tipos de fluxo sanguíneo [17]; A) Fluxo laminar; B) Fluxo turbulento.

O fluxo laminar é interrompido e torna-se fluxo turbulento quando excede uma velocidade crítica ou quando o líquido passa por um estrangulamento, uma curva acentuada ou uma superfície rugosa (Figura 3.B). As vibrações do líquido e das paredes

dos vasos sanguíneos durante o fluxo turbulento provocam sons que são audíveis quando a pressão arterial é medida usando uma braçadeira de pressão. O fluxo turbulento do sangue através dos vasos sanguíneos ocorre principalmente no coração e, de forma menos notória, nas ramificações das artérias.

2.2.3 Fluxo Sanguíneo

O fluxo ou caudal do sangue define-se como o volume que passa por um dado ponto por unidade de tempo. Normalmente, o fluxo sanguíneo é expresso em mililitros ou em litros por minuto, mas pode ser expresso em mililitros por segundo ou em qualquer outra unidade de fluxo. O fluxo sanguíneo global na circulação de uma pessoa adulta em repouso é de cerca de 5000 mL (ou 5L) por minuto. Assim, o fluxo sanguíneo através da aorta é aproximadamente 5000 mL/min.

O fluxo sanguíneo num vaso é proporcional à diferença de pressão nesse vaso. Por exemplo, se a pressão no ponto 1 (P_1) é igual à do ponto 2 (P_2), não existe fluxo. Todavia, se a pressão em P_1 for maior que em P_2 , o fluxo ocorre de P_1 para P_2 e, quanto maior a diferença de pressão, maior o débito. O fluxo ocorre sempre da pressão mais alta para a mais baixa. Vários fatores influenciam o fluxo sanguíneo e encontram-se expressos na seguinte equação:

$$Fluxo = \frac{dV}{dt} = v\pi r^2 = \frac{\pi r^4}{8\eta L} (|P_1 - P_2|) \quad (1)$$

Onde V corresponde ao volume, t ao tempo, η à viscosidade do sangue, L ao comprimento do vaso, P à pressão, r ao raio do vaso sanguíneo e v a velocidade média. Da equação (1) é possível fazer uma analogia com a lei de Ohm onde se comprova que a resistência (R) é igual a:

$$R = \frac{8\eta L}{\pi r^4} \quad (2)$$

Através da relação de (1) e (2) podemos redefinir o fluxo como:

$$Fluxo = \frac{P_1 - P_2}{R} \quad (3)$$

Ou seja, quando a resistência aumenta, o fluxo sanguíneo diminui e quando a resistência diminui, o fluxo aumenta. Por outro lado, o aumento da viscosidade do sangue ou do comprimento do vaso provocam uma diminuição de fluxo. A velocidade

média que atravessa o vaso sanguíneo é facilmente deduzível da equação (1) e expressa-se por:

$$v = \frac{r^2}{8\eta L} (|P_1 - P_2|) \quad (4)$$

2.3 Artéria Carótida

As artérias carótidas são vasos sanguíneos que levam sangue arterial do coração para o cérebro. Cada indivíduo tem duas artérias carótidas (Figura 4). Elas têm sua origem no tórax (arco aórtico) e passam através do pescoço, uma de cada lado, até alcançar o crânio.

A artéria carótida externa irriga as estruturas externas do crânio. A artéria carótida interna penetra no crânio através do canal carotídeo e supre as estruturas internas do mesmo. Os ramos terminais da artéria carótida interna são a artéria cerebral anterior (supre a maior parte da face medial do cérebro) e artéria cerebral média (supre a maior parte da face lateral do cérebro).

Além dessas duas importantes artérias, existem duas artérias menores na parte posterior do pescoço que também levam sangue para o cérebro: as artérias vertebrais.

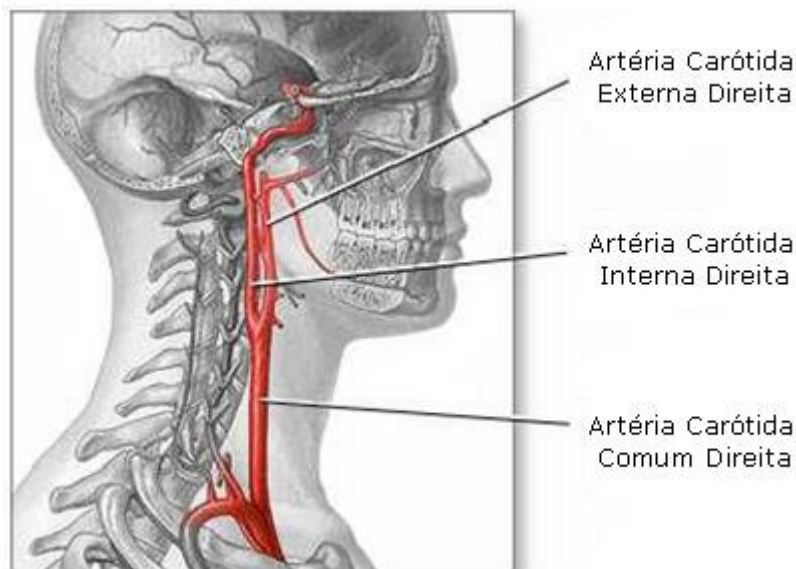


Figura 4. Artéria carótida [19].

2.3.1 Doenças Associadas

A principal causa de obstrução das artérias carótidas é a doença aterosclerótica. A aterosclerose é uma doença que pode afetar todas as artérias do corpo. Quando esta doença ocorre as coronárias podem gerar infarto agudo do miocárdio, quando afeta as artérias renais gera insuficiência renal; quando afeta artérias de perna pode causar gangrena e quando acomete as carótidas pode gerar o "Derrame" (Acidente Vascular Cerebral).

O grande problema das sub-oclusões de artéria carótida é que as placas de ateroma são irregulares e apresentam acúmulo de coágulos que se podem desprender e serem levados com o fluxo sanguíneo até o cérebro, aonde vão causar interrupções de pequenos vasos (Embolia Cerebral). Outro problema frequente é a oclusão abrupta de uma área previamente já com estenose, que geralmente leva a quadros de isquemia cerebral mais graves e irreversíveis.

2.3.2 Diagnóstico

As artérias carótidas podem ser visualizadas e estudadas de forma não invasiva, sem dor, realizando um exame de ultrassonografia com efeito Doppler, no qual um pequeno transdutor de ultrassom é posicionado junto ao pescoço do paciente. O transdutor emite ondas de alta frequência que revelam a velocidade do fluxo sanguíneo das artérias carótidas e o grau de estreitamento das mesmas (no capítulo referente ao ultrassom vamos entrar em maior detalhe sobre este tipo de sonda).

O diagnóstico pode ainda ser realizado com recurso a Angiografia por ressonância magnética (o exame utiliza campos magnéticos para criar imagens detalhadas do movimento do fluxo sanguíneo, durante a injeção de um contraste) e arteriografia digital com subtração (forma de cateterismo, no qual uma solução de contraste é injetada diretamente no interior das artérias e fotografadas por imagens de raio X).

2.3.3 Espectro do Fluxo da Artéria Carótida Interna

Os sinais detetados a partir do transdutor Doppler de ultrassom são muito semelhantes aos sinais provocados pela pressão da artéria aorta, pois a pressão sentida na carótida provem da artéria aorta. A Figura 5 apresenta a curva representativa da frequência central média observada nos espectros Doppler de fluxo sanguíneo em artéria carótida interna de um indivíduo adulto saudável. Esta curva pode integrar modelos de simulação de fluxo sanguíneo neste tipo de artéria, constituindo uma componente determinística do modelo. Ainda na Figura 5, a linha a tracejado representa a largura de banda do espectro Doppler, representado com um valor uniforme ao longo de todo o ciclo cardíaco. A curva de frequência central média constitui um sinal de referência que o médico procura encontrar quando faz o seu diagnóstico por ecografia Doppler, pois na presença de patologias esta curva altera as suas propriedades.

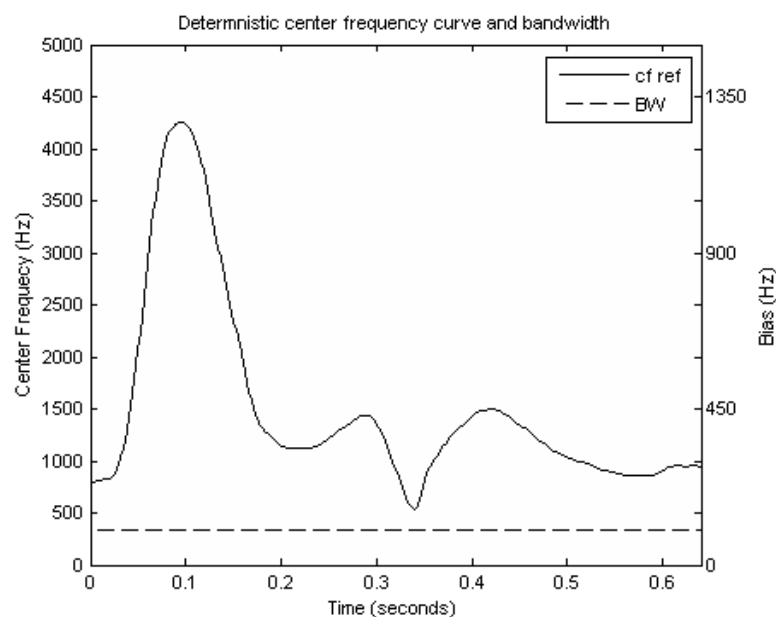


Figura 5. Curva determinística da frequência central (linha sólida, eixo do lado esquerdo) e largura de banda (linha tracejada, eixo do lado direito) relativa ao fluxo da artéria carótida, [20].

2.4 Artéria Hepática

O fígado possui dupla vascularização, sendo a veia porta responsável aproximadamente por 2/3 da vascularização e a artéria hepática responsável por 1/3. A artéria hepática e a veia porta entram no fígado através do hilo, dividindo-se progressivamente em ramos de menor calibre. Os ramos da veia porta e da artéria

2.4.1 Diâmetro Arterial do Tronco Celíaco e seus Ramos

Estudos realizados em indivíduos normais permitiram obter os diâmetros externos dos seguintes vasos: tronco celíaco, artéria hepática comum, artéria gástrica direita, artéria esplênica, artéria gástrica esquerda, artéria gastroduodenal, artéria hepática própria e artérias hepáticas direita e esquerda. A Tabela 2 apresenta o diâmetro médio das várias artérias na presença de uma anatomia normal e variável. Pela tabela, verificamos que por norma os indivíduos que não apresentam uma anatomia normal do tronco celíaco e suas artérias possuem um diâmetro médio das suas artérias inferior ao normal.

Artéria	Normal	Variável
Tronco celíaco	0.79±0.04	0.71±0.06
Esplénica	0.53±0.03	0.53±0.04
Gástrica esquerda	0.38±0.03	0.33±0.03
Gástrica direita	0.19±0.01	0.14±0.01
Hepática Comum	0.50±0.04	0.52±0.05
Hepática Própria	0.45±0.03	0.38±0.01
Hepática esquerda	0.30±0.03	0.28±0.03
Hepática direita	0.36±0.04	0.32±0.03
Gastroduodenal	0.40±0.03	0.31±0.02

Tabela 2. Diâmetro médio das artérias (cm) do tronco celíaco e seus ramos, adaptado de [21].

2.4.2 Espectro do Fluxo da Artéria Hepática

A direção do fluxo sanguíneo pode ser descrita fundamentalmente de duas maneiras distintas (Figura 7). O termo *antegrade* e *retrograde* é usado para descrever a direção do fluxo com respeito ao sistema circulatório, tendo em consideração o fluxo com respeito ao transdutor de ultrassom. Neste contexto o fluxo é descrito como um deslocamento em direção ou a afastar-se do transdutor. No espectro Doppler, o fluxo sanguíneo na direção do transdutor é amostrado acima da linha base e o fluxo que se afasta do transdutor é mostrado abaixo da linha base. O termo *antegrade* refere-se ao fluxo cuja direção é tomada a partir do coração pelas artérias sistémicas e volta ao coração pelas veias sistémicas. O termo *retrograde* refere-se ao fluxo cuja direção é inversa à sua direção prevista para o sistema circulatório.

Os desenhos do topo da Figura 7 mostram predominantemente fluxo *antegrade*. Os diagramas abaixo ilustram o espectro de Doppler típico dos vasos hepáticos. Note-se que o fluxo *antegrade* nas veias hepáticas é apresentado abaixo da linha base. O fluxo *antegrade* pode ser ou no sentido do transdutor (artéria hepática) ou a afastar-se do transdutor (veia hepática). O mesmo se passa para o fluxo *retrograde*.

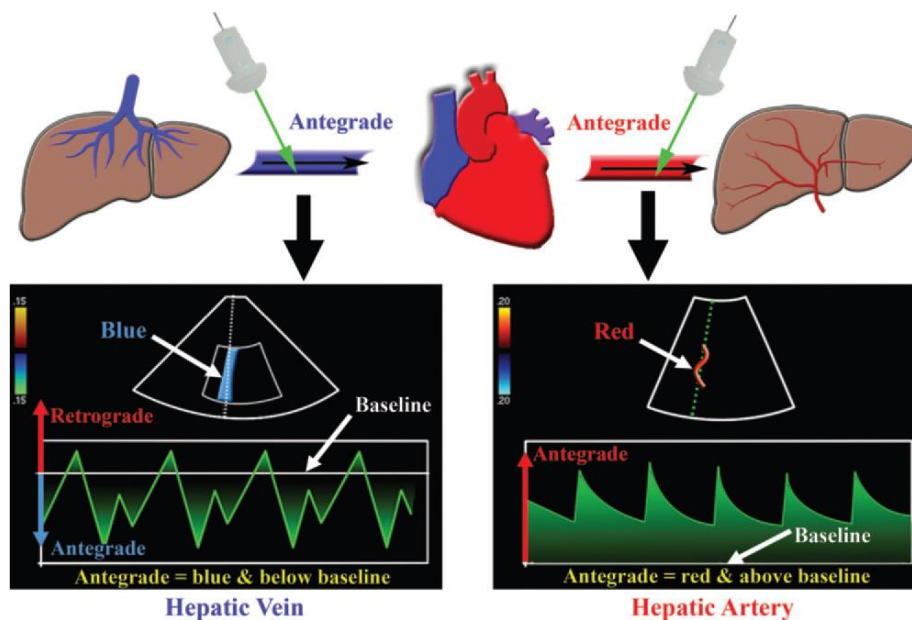


Figura 7. Fluxo *antegrade* versus *retrograde* da veia hepática e artéria hepática, [22].

A Fig. 8. Mostra o espectro da artéria hepática que, por norma tem uma baixa resistência (0.55-0.7). Como podemos observar o paciente encontra-se com um índice resistivo de 0.61, ou seja a artéria não regista nenhuma anomalia.

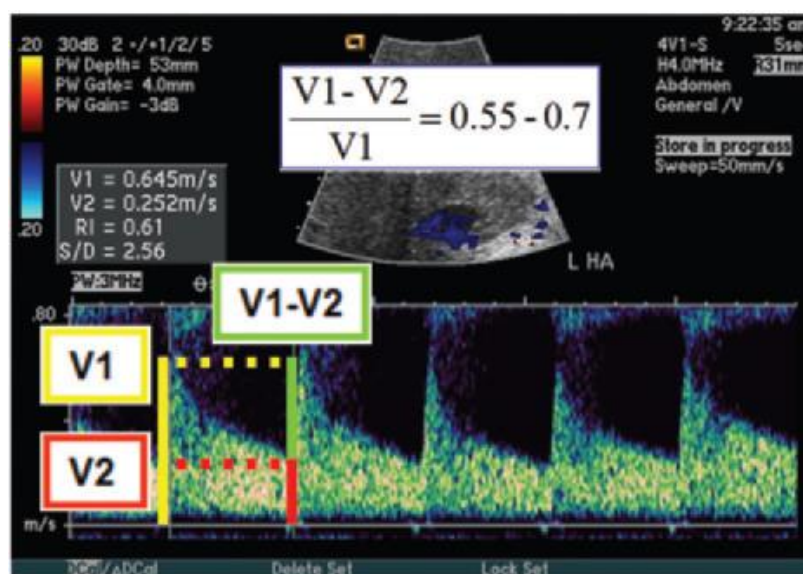


Figura 8. Espectro de Doppler ilustrativo de uma artéria hepática normal, [22].

2.5 O Ultrassom

O ultrassom data de 1794 quando Lazzaro Spallanzini demonstrou que morcegos se orientavam mais pela audição do que pela visão. Em 1880, Pierre e Jacques Currie descobriram as características físicas de alguns cristais, fenômeno esse denominado efeito piezoelétrico. A partir da Segunda Guerra Mundial, através da observação de alguns animais que se movimentam através de ondas ultrassônicas, como morcegos e os golfinhos surgiu a ideia do desenvolvimento do sonar.

Em 1950, o ultrassom já era aplicado na medicina, Douglas Howry e W. Roderic Bliss produziram a primeira imagem seccional em preto e branco sem gradações. Kossof, na Austrália, em 1971, introduziu a escala cinza na imagem, em que os diversos níveis de intensidade dos ecos eram representados por diferentes tons de cinza na tela. Já na década de 80 e 90, o ultrassom tornou-se um importante método de diagnóstico médico por ser não-invasivo, não utilizar radiação ionizante e os equipamentos serem relativamente baratos. As imagens seccionais podem ser obtidas em qualquer orientação espacial, possibilitam o estudo da hemodinâmica corporal através do efeito Doppler e mais recentemente as aquisições das imagens passaram a ser feitas praticamente em tempo real, permitindo o estudo do movimento de estruturas corporais.

2.5.1 Características das Ondas

O ultrassom é uma forma de onda acústica e, como o som, precisa de um meio para se propagar. Quando uma onda acústica é emitida para o meio, um distúrbio mecânico é produzido nesse meio. Se a fonte é sinusoidal, parâmetros acústicos como a pressão, velocidade média, deslocamento médio, densidade, temperatura e velocidade do som podem ser representadas em função do tempo e espaço.

Um ciclo de onda pode ser representado como o gráfico de pressão local (densidade de partículas), no meio em função da distância na direção da onda de ultrassom (Figura 9).

A distância percorrida por um ciclo é o comprimento de onda. O número de ciclos introduzido no meio por cada segundo é referido como a frequência da onda. A altura máxima do ciclo é a amplitude da onda de ultrassom. O produto da frequência (ν) e do comprimento de onda (λ) é a velocidade da onda, isto é,

$$c = \nu\lambda \quad (5)$$

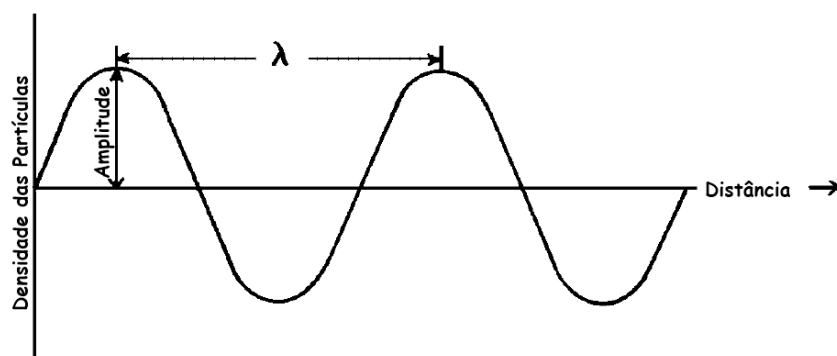


Figura 9. Características de uma onda de ultrassom, [23].

Quando duas ondas se encontram ocorre uma interferência. Há dois tipos de interferência. A interferência construtiva em que as ondas estão "em fase" (ou seja, o pico depara-se com outro pico). A interferência destrutiva onde as ondas estão "desfasadas" (ou seja, por exemplo o pico depara-se com um vale). As ondas submetidas a interferências construtivas adicionam-se as amplitudes, enquanto as ondas submetidas a interferências destrutivas subtraem-se as amplitudes.

2.5.2 Intensidade do Ultrassom

A onda de ultrassom atravessa o meio transportando energia através do mesmo. A taxa de transporte de energia é conhecida como "potência". Na medicina o ultrassom é produzido em feixes que são usualmente centrados numa pequena área, e o feixe é descrito em termos da potência por unidade de área, definida como "intensidade". As relações entre as quantidades e as unidades relativas à intensidade encontram-se resumidas na Tabela 3.

Quantidade	Definição	Unidade
Energia (E)	Capacidade de realizar trabalho	Joule
Potência (P)	Taxa com que a energia é transportada	Watt (Joule/seg)
Intensidade (I)	Potência por unidade de área (a), onde $t = tempo$	Watt/cm ²
Relações	$I = \frac{P}{a} = \frac{E}{(t)(a)}$	

Tabela 3. Quantidades e unidades referentes à intensidade do ultrassom, adaptada de [23].

A intensidade é geralmente descrita em relação a uma intensidade de referência. Por exemplo, a intensidade das ondas de ultrassom enviadas para o corpo podem ser comparadas com as ondas de ultrassom refletidas de volta à superfície. Em muitas situações clínicas as ondas refletidas na superfície podem sofrer uma perda de uma centésima ou menos da intensidade das ondas transmitidas. A escala logarítmica é a mais adequada para o registo de dados ao longo de um intervalo de várias ordens de magnitude. Em acústica é usada a escala de decibéis, definida como

$$dB = 10 \log \frac{I}{I_0} \quad (6)$$

Onde I_0 é a intensidade de referência.

Como a intensidade é a potência por unidade de área e a potência é a energia por unidade de tempo (Tabela 3), podemos reescrever a equação 6 em função da energia.

$$dB = 10 \log \frac{\text{Potência}}{\text{Potência}_0} = 10 \log \frac{E}{E_0} \quad (7)$$

Um transdutor de ultrassons transforma as amplitudes de pressão recebidas do paciente (a onda de ultrassom refletida) em tensões. A amplitude da tensão registrada para as ondas de ultrassom é diretamente proporcional às variações de pressão da onda refletida.

2.5.3 Velocidade do Ultrassom

A velocidade de uma onda de ultrassom através do meio varia com as propriedades físicas do meio. Os líquidos apresentam velocidades de ultrassom intermediárias entre as de gases e sólidos, exceção dos pulmões e ossos, os tecidos biológicos produzem velocidades mais ou menos semelhantes à velocidade de ultrassom dos líquidos. Nos diferentes meios, as alterações da velocidade são refletidas em mudanças no comprimento de onda, com a frequência permanecendo relativamente constante. Estas variações da velocidade de ultrassom nos diferentes meios introduzem artefactos (objetos produzidos por trabalho mecânico) na imagem de ultrassom, com os artefactos principais atribuíveis ao osso, gordura, e, em aplicações oftalmológicas, o cristalino do olho. As velocidades de ultrassom nos vários meios estão listadas na Tabela 4.

A velocidade de uma onda de ultrassom deve ser distinguida da velocidade das moléculas cuja deslocação em zonas de compressão e rarefação constituem a onda. A velocidade molecular descreve a velocidade das moléculas individuais no meio,

enquanto a velocidade da onda descreve a velocidade da onda de ultrassom através do meio. As propriedades do ultrassom como a reflexão, transmissão e refração são características da velocidade da onda.

Material Não Biológico	Velocidade (m/seg)	Material Biológico	Velocidade (m/seg)
Acetona	1174	Gordura	1475
Ar	331	Cérebro	1560
Alumínio (laminado)	6420	Fígado	1570
Bronze	4700	Rim	1560
Etanol	1207	Braço	1570
Vidro (pyrex)	5640	Sangue	1570
Plástico Acrílico	2680	Músculo	1580
Mercúrio	1450	Cristalino do olho	1620
Nylon	2620	Ossos do crânio	3360
Poliétileno	1950	Tecido mole	1540
Água (destilada), 25°C	1498		
Água (destilada), 50°C	1540		

Tabela 4. Velocidades aproximadas de ultrassom em diferentes materiais selecionados, adaptada de [23].

2.5.4 Atenuação do Ultrassom

Quando o feixe de ultrassom penetra no meio, a sua energia é removida por refração, absorção, reflexão e dispersão. Estes processos encontram-se resumidos na Figura 10. Tal como acontece com o raio-x, a atenuação refere-se a qualquer mecanismo que remove energia do feixe de ultrassom.

O ultrassom é "absorvido" pelo meio, se parte da energia do feixe é convertida em outra forma de energia, como o aumento do movimento aleatório das moléculas. O ultrassom é "refletido" se houver uma deflexão ordenada da totalidade ou parte do feixe. Se parte do feixe de ultrassom mudar a sua direção de forma menos ordenada, a ocorrência é descrita como "dispersão". O comportamento de um feixe de som quando encontra um obstáculo depende do tamanho do obstáculo em relação ao comprimento de onda do som. Se o tamanho do obstáculo é grande em comparação com o

comprimento de onda do som e, se o obstáculo é em uma superfície relativamente suave, então o feixe mantém a sua integridade à medida que muda direção.

Na ultrassonografia, a reflexão especular (feixe de ultrassom mantém a sua integridade) permite a visualização dos limites entre os órgãos e reflexão não especular permite a visualização de tecidos parênquima.

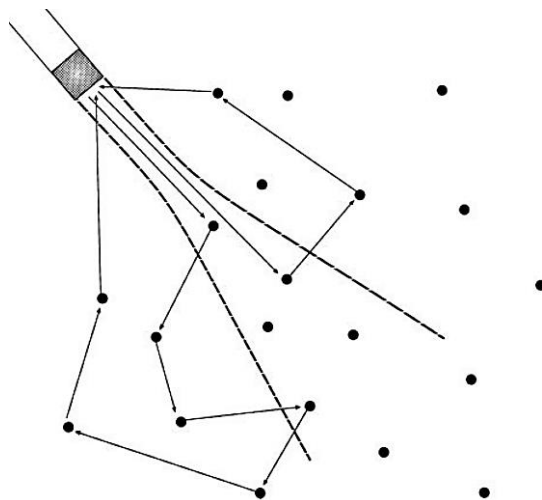


Figura 10. Efeitos de interferência construtiva e destrutiva. As frentes das ondas que retornam ao transdutor podem interferir de forma aleatória, construtiva ou destrutiva, [23].

A atenuação de ultrassom em um material é descrita pelo coeficiente de atenuação α em unidades de decibéis por centímetro (Tabela 5). Muitos dos valores da Tabela 5 são conhecidos apenas aproximadamente e variam significativamente mediante a origem e as condições das amostras biológicas. O coeficiente de atenuação α é a soma dos coeficientes individuais de dispersão e absorção.

Material	$\alpha(dB/cm)$	Material	$\alpha(dB/cm)$
Sangue	0.18	Pulmão	40
Gordura	0.6	Fígado	0.9
Músculo (em fibras)	3.3	Cérebro	0.85
Músculo (ao longo de fibras)	1.2	Rim	1.0
Aquoso e humor vítreo do olho	0.1	Medula espinal	1.0
Lente de olho	2.0	Água	0.0022
Osso crânio	20		

Tabela 5. Coeficientes de atenuação (α) para uma frequência de 1 MHz, adaptada de [23].

Em tecidos moles, o coeficiente de absorção representa 60% a 90% da atenuação, e o restante à dispersão. A Tabela 5 mostra que ocorre pouca atenuação na

água, ou seja, este meio é um transmissor muito bom de energia ultrassônica. Para uma primeira aproximação, o coeficiente de atenuação da maior parte dos tecidos moles pode ser aproximado como 0.9ν , onde ν é a frequência do ultrassom em MHz, exemplo referente ao fígado mostrado na Tabela 5. Esta expressão afirma que a atenuação da energia de ultrassom aumenta com frequência nos tecidos biológicos.

A perda de energia num meio constituído por camadas de materiais diferentes é a soma da perda de energia em cada uma das camadas. Para obter um feixe de ultrassom que atravessa um bloco de tecido e, após reflexão, retorna através do bloco de tecido, a atenuação total é o dobro.

2.5.5 Transdutor de Ultrassom

De uma forma geral, um transdutor é um dispositivo que converte um tipo de energia em outro. Os transdutores ultrassônicos convertem energia elétrica em energia mecânica e vice-versa. Esses transdutores são feitos de materiais piezoelétricos. Certos cristais naturais como o quartzo e a turmalina são piezoelétricos. Outros tornam-se artificialmente como o sulfato de lítio, o titanato de bário e o titanato de zirconato de chumbo. As propriedades básicas dos transdutores de ultrassom (ressonância, resposta de frequência, foco, etc.) podem ser ilustradas em termos de transdutores com um único cristal piezoelétrico. No entanto, a imagem é muitas vezes realizada por múltiplos cristais piezoelétricos.

O cristal piezoelétrico é o componente funcional do transdutor de ultrassom. O cristal apresenta maior resposta na frequência de ressonância. A frequência de ressonância é determinada pela espessura do cristal (a dimensão do cristal ao longo do eixo do feixe de ultrassom). Uma espessura adicional ao cristal produz maior atenuação, de modo que o funcionamento mais eficaz é conseguido por um cristal com uma espessura igual a metade do comprimento de onda de ultrassom desejado. Um cristal de meio comprimento de onda de espessura ressoa a uma frequência ν :

$$\begin{aligned} \nu &= \frac{c}{\lambda} \\ &= \frac{c}{2l} \end{aligned} \quad (8)$$

Onde l é a espessura do cristal, logo $\lambda = 2l$.

Para estabelecer um contacto elétrico com um cristal piezoelétrico, as faces do cristal são revestidas com uma película fina condutora, e ainda aplicados os contactos elétricos. O cristal é assente numa extremidade do invólucro do transdutor (de metal ou de plástico com revestimento metálico), em que a face frontal do cristal é revestida com um plástico de proteção que permite a transferência eficiente do som entre o cristal e o corpo (Figura 11).

Caso exista apenas ar atrás do cristal, o ultrassom transmitido para dentro da carcaça é refletido pelas extremidades. O ultrassom refletido reforça o ultrassom propagado na direção do foco a partir do transdutor. Essa reflexão do ultrassom no próprio transdutor contribui com energia para o feixe de ultrassom, e estende também a duração do impulso (o tempo durante o qual o impulso de ultrassom é produzido).

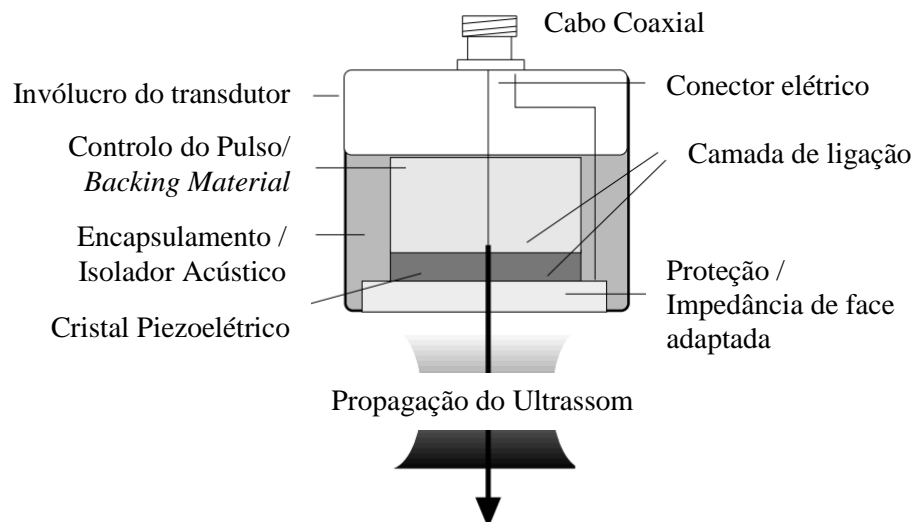


Figura 11. Esquemático de um transdutor de ultrassom, adaptada de [24].

A extensão da duração do pulso (às vezes é chamada de comprimento de pulso temporal) não é problema em alguns usos clínicos do ultrassom, tais como aplicações de onda contínua e pulsada em Doppler. No entanto, a maioria das aplicações de imagem de ultrassom utilizam pulsos curtos de ultrassom, onde a supressão do eco de ultrassom no transdutor é desejável. A supressão ou "amortecimento" da reflexão é realizada através do preenchimento do invólucro do transdutor com um material de suporte (*Backing Material*). Por vezes, é adicionada borracha no *Backing Material* para aumentar a absorção dos ultrassons. O cristal pode ser plano, como mostrado na Figura 11, ou curvo para focar o feixe de ultrassom.

2.5.6 Formação da Imagem

Existem basicamente, três modos de visualização da informação obtida através dos ecos de ultrassom. O modo A (de amplitude), o modo B (de brilho) e o modo M (de movimento). No modo A a informação é visualizada através de sinais num visor estilo osciloscópio (Figura 12) (no eixo horizontal está representado o tempo, ou, admitindo que se conhece a velocidade dos ultrassons, a distância ao objeto em análise), e, no eixo vertical a amplitude do eco. Este modo permite conhecer a distância das estruturas que se encontram perpendiculares ao feixe.

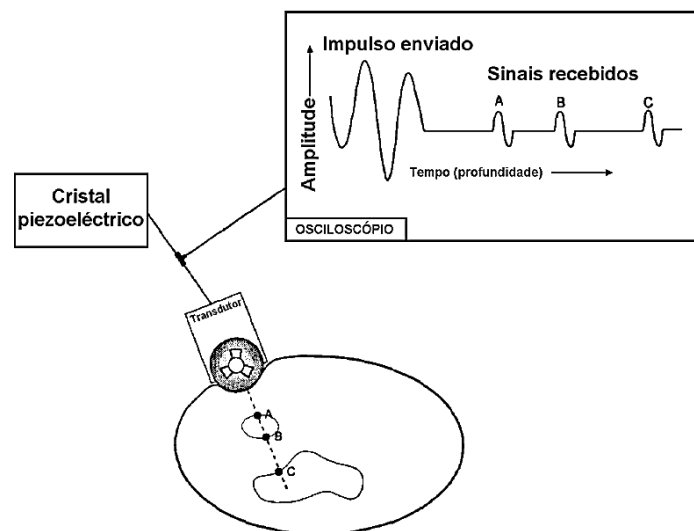


Figura 12. Visualização obtida pelo modo A (modo de amplitude). Um osciloscópio grava a amplitude dos ecos, como uma função do tempo ou de profundidade. Pontos A, B e C no paciente aparecem como picos A, B e C no modo A de exibição, adaptada de [23].

No modo B obtém-se uma imagem propriamente dita, o que envolve um modo de varrimento (Figura 13). A informação é visualizada num plano xy , onde as zonas mais brilhantes são aquelas que correspondem a maiores amplitudes de eco (visualizando-se os contornos). Estas imagens podem ser estáticas ou dinâmicas. Nas segundas o movimento pode ser representado em tempo real, sendo particularmente úteis para seguir o funcionamento de órgãos como o coração ou as respetivas válvulas.

Por fim, a utilização do modo M. Na ecocardiografia a posição do eco em cada instante é representada do seguinte modo: a profundidade das estruturas que se pretende estudar é representada verticalmente, enquanto na horizontal é representado o tempo (Figura 14).

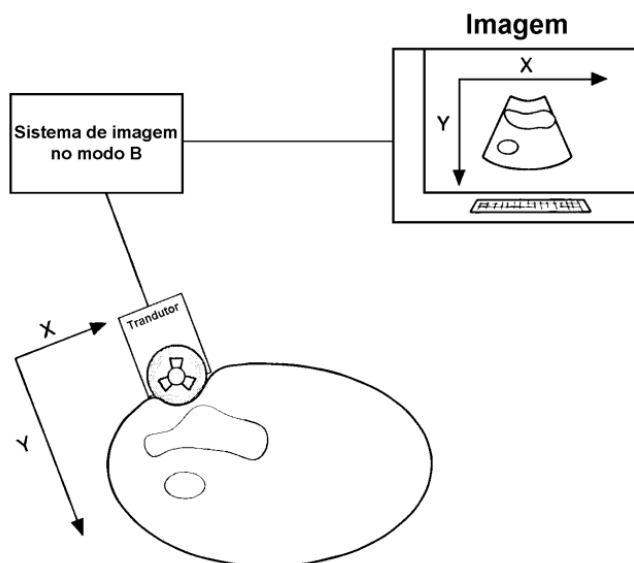


Figura 13. Modo B, ou modo de brilho. Amplitude dos sinais refletidos é exibida em termos de brilho, adaptada de [23].

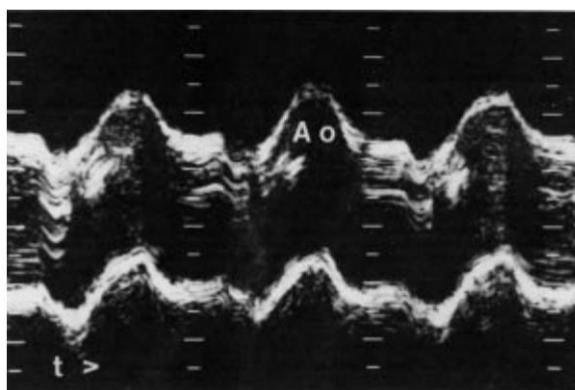


Figura 14. Imagem de ecocardiografia em modo M, [23].

2.6 Doppler

A física de Doppler, no que respeita ao diagnóstico de fluxo sanguíneo pela ultrassonografia, preocupa-se com o comportamento das ondas sonoras de alta-frequência quando são refletidas em líquidos móveis, como por exemplo o sangue (Figura 15).

Quando o feixe de ultrassom encontra uma estrutura móvel, como o fluxo sanguíneo num vaso, o som refletido retorna numa frequência diferente. A velocidade da estrutura móvel pode ser calculada a partir desta mudança de frequência. A frequência de retorno

será aumentada se o fluxo se der na direção do transdutor e diminui quando o fluxo se afasta do transdutor.

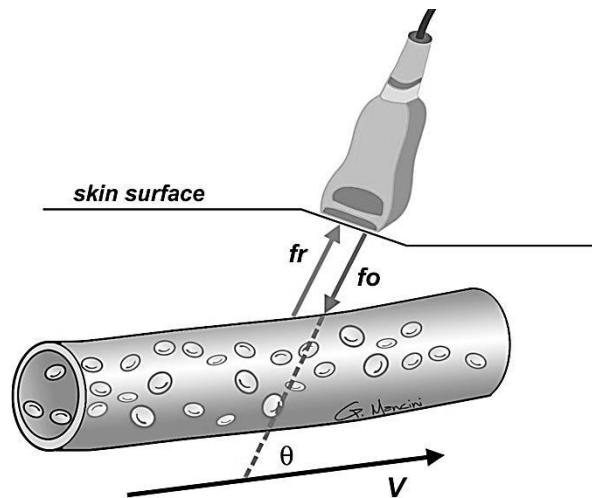


Figura 15. Diagrama de um transdutor Doppler pulsátil demonstrando a direção do feixe de ultrassom transmitido (f_o) na direção do fluxo de sangue (sentido da velocidade V) e do feixe de ultrassom recebido (f_r) de volta ao transdutor, [25].

2.6.1 Doppler Pulsado

Um feixe de ultrassom é enviado e recebido num curto período de tempo, repetindo-se este tipo de envio de feixe periodicamente. Uma vez que o tempo que o sinal Doppler leva para atingir o alvo pode ser convertido em distância, a profundidade do local é ajustável.

Somente os sinais de um vaso a uma profundidade conhecida são exibidos e analisados. Um volume de amostra maior não é necessariamente melhor, uma vez que diminui a sensibilidade da detecção do sinal.

2.6.2 Equação de Doppler

Para detetar e avaliar o fluxo de sangue em artérias e veias é normalmente utilizado um transdutor Doppler tal como ilustra a Figura 15. O transdutor de ultrassom é colocado em contacto com a parte exterior da pele e o feixe de ultrassom direccionado para os vasos sanguíneos. A direção do feixe de ultrassom tem de ser colocado num ângulo θ , relacionado com os eixos do vaso sanguíneo. A frequência de Doppler é dada por:

$$f_d = v_0 - v_r = 2v_0 \left(\frac{c_0}{c} \right) \cos(\theta) \quad (9)$$

Onde,

v_0 é a frequência de ultrassom transmitida,

v_r é a frequência de ultrassom refletida,

c é a velocidade de propagação no meio

$\cos(\theta)$ é o ângulo entre o feixe transmitido e a direção do fluxo

c_0 é a velocidade do fluxo sanguíneo

A frequência de Doppler depende da velocidade do refletor. Em várias situações usamos o equipamento de ultrassom Doppler para estimar a velocidade do refletor. A equação de Doppler indica que a frequência de Doppler é diretamente proporcional à velocidade do refletor. O transdutor de ultrassom visualiza a frequência do sinal de Doppler e é a partir desta que se torna possível estimar a velocidade de fluxo. O cálculo da velocidade requer como entrada o ângulo de Doppler, o qual deve ser bem estimado para obter um resultado exato.

3 Materiais e Metodologia

3.1 Introdução

Toda a configuração experimental bem como os materiais para a realização deste estudo encontram-se descritos neste capítulo 3. Assim serão apresentados os materiais usados na preparação do tecido simulador e do fluido que mimetiza o sangue. Ainda nesta secção é apresentada a configuração experimental utilizada na aquisição dos dados para cada uma das experiências realizadas (*phantom* homogéneo, *phantom* homogéneo com artéria carótida mimetizada inserida e *phantom* homogéneo com artéria hepática mimetizada inserida).

No capítulo seguinte serão então apresentados os resultados obtidos das experiências aqui apresentadas.

3.2 Materiais Usados na Simulação do Fluxo Sanguíneo

No preparo do sangue artificial utilizou-se água, glicerina, pó de PVC, detergente e adoçante, combinados nas proporções indicadas na Tabela 6. O adoçante foi usado para aumentar a viscosidade cinética do fluido que mimetiza o sangue e não tem efeito algum sobre as propriedades físicas ou acústicas. O detergente garante que as partículas fiquem dispersas o suficiente para não formar grumos. A glicerina garantiu a viscosidade do fluido, e por fim o pó de PVC simulou as hemácias.

Material	% Massa
Água	84.77
Glicerina	10.06
Pó de PVC	0.91
Detergente	0.90
Adoçante	3.36

Tabela 6. Materiais usados na confecção do fluido que mimetiza o sangue.

3.3 Materiais Usados na Simulação do Tecido Humano

Para a obtenção do material com as características similares às do tecido humano utilizou-se a solução matriz obtida por Sato [26]. A solução, composta por glicerina e outros materiais indicados na Tabela 7, permite ajustar o coeficiente de atenuação desejado pela adição de pó de grafite. A esta solução homogênea que mimetiza o tecido humano passa a designar-se simplesmente de *phantom*. *Phantoms* ultrassônicos são corpos de demonstração utilizados para mimetizar propriedades do tecido biológico tais como velocidade, impedância acústica, coeficiente de atenuação (absorção e espalhamento), possibilitando o estudo da interação do mesmo com o ultrassom.

Material	% Massa
Água	86.5
Glicerina	11
Agar-agar	2.5

Tabela 7. Composição da solução matriz que mimetiza tecido humano.

3.4 Configurações Experimentais

Para a realização das experiências desenvolvidas foi necessário posicionar todos os componentes de *hardware* de forma correta de maneira a evitar resultados sem conexão, ruído, mau acoplamento dos transdutores, entre outras falhas. Há exceção de dois componentes (transdutor Doppler e transdutor de imagem por ultrassom) que foram configurados através de *software*, todos os outros componentes de *hardware* foram configurados manualmente.

3.4.1 *Hardware* e suas Configurações

Para o aquecimento localizado no *phantom* foi usado um dispositivo de terapia por ultrassom (TU) (Sonopulse Generation 2000, Ibramed). O aparelho contém um transdutor com duas faces, estas apresentam uma área efetiva de radiação (ERA) de 1 cm² e 3.5 cm². A face maior admite o uso de frequências de 1MHz ou 3MHz, enquanto a face menor apenas admite a frequência de 1 MHz. Neste trabalho a ERA de 1 cm² não foi aplicada porque a região de aquecimento seria pequena. Como o objetivo deste trabalho se aplica a tratamento do cancro em tecidos mais profundos apenas é

recomendado o uso da frequência de 1MHz. Deste modo a face usada foi 3.5 cm². O dispositivo de terapia por ultrassom (TU) apresenta também dois modos de funcionamento, o pulsado e o contínuo, neste estudo foi utilizado o modo contínuo. Para se ter uma melhor ideia da distribuição da pressão acústica debitada pelo transdutor de terapia por ultrassom utilizado neste trabalho, sobre a região em estudo, observe-se a Figura 16. A pressão acústica foi medida em água à temperatura ambiente 24 °C quando aplicada uma frequência de 1 MHz. Como se pode observar da Figura 16 o transdutor apresenta um foco natural a uma distância de 42 mm. Por isso para as experiências realizadas foi considerada uma distância de aproximadamente 42 mm a partir da face do transdutor.

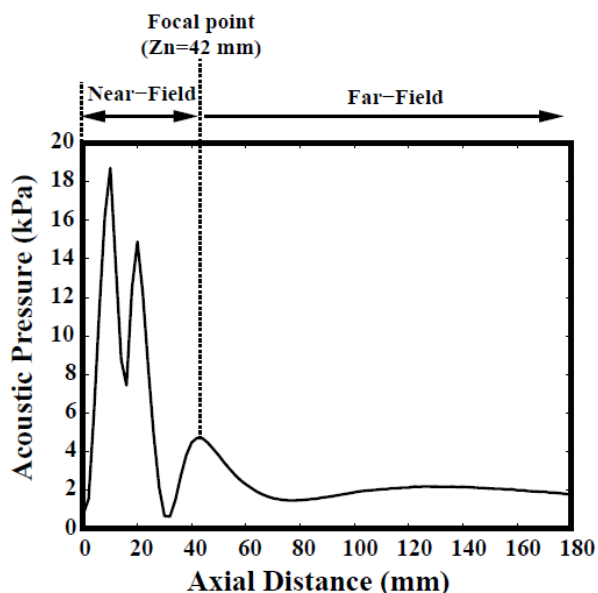


Figura 16. Perfil da pressão acústica sobre o eixo do transdutor de terapia por ultrassom, [27].

Os sinais de ultrassom retro-espalhados (*backscattered* ultrasound - BSU) foram recolhidos usando um transdutor (V310SU, Panametrics-NDT) de imagem de ultrassom (IU) a 5 MHz com 6 mm de diâmetro. O transdutor encontra-se ligado ao *pulse/receiver* (5800PR, Panametrics-NDT), este retornando um sinal analógico BSU para o osciloscópio. O osciloscópio (TDS2024, Tektronix) digitaliza o sinal a uma frequência de amostragem de 50 MHz, sendo cada sinal composto por 2500 amostras. De maneira a alcançar esta frequência de amostragem de 50 MHz foi definida uma escala do tempo de 5 μ s/divisão. Se for utilizada uma escala de tempo maior a frequência de amostragem diminui, resultando assim numa resolução mais pobre. Existe um compromisso entre a região da extensão do *phantom* que possibilita a visualização (com

o transdutor IU) e a frequência de amostragem, ou seja maior taxa de amostragem menor visualização do interior do *phantom* isto porque o osciloscópio contém um limite máximo de 2500 amostras.

Todas as conexões de *hardware* podem ser visualizadas através dos esquemas das Figuras 17, 18, 19 analisadas mais à frente neste capítulo. O fluxo que mimetiza o sangue é estudado com recurso a um transdutor Doppler (BT8M05) posicionado a um ângulo de 45° relativamente ao tubo de silicone que mimetiza o vaso sanguíneo. Os sinais de Doppler são guardados num ficheiro com a extensão .wav por um computador pessoal. Muito importante foi a escolha da taxa de amostragem, esta não pode ser demasiado alta ou baixa, por isso foi usada uma taxa de 22 KHz. Por fim o multímetro digital (2700/7700, Keithley) regista as temperaturas da região em estudo, para isso foram conectados termopares ao multímetro.

3.4.2 Software e suas Configurações

Existem no total quatro dispositivos ligados ao computador pessoal, contudo apenas os dados a partir do osciloscópio, multímetro e sistema de aquisição Doppler são guardados pelo computador. O dispositivo *pulse/receiver* está conectado somente para configuração analógica do sinal de imagem por ultrassom (IU). À exceção do sinal de Doppler, a recolha dos restantes dados foi efetuada via GPIB (GPIB-USB-B, National Instruments).

Mode	Pulse-Echo
PRF	Trigger/Ext BNC
Energy	100 μ J
Damping	25 Ω
High Pass Filter	1KHz
Low Pass Filter	35 MHz
Gain	40 dB

Tabela 8. Configurações usadas na aquisição da imagem por ultrassom.

A aquisição dos dados via GPIB para este estudo é proporcionada por uma aplicação designada de “Echotherm [28]”, desenvolvida sob uma licença open-source. O programa de aquisição está escrito em C, Perl, PHP, Python e TCL Bindings. Esta aplicação permite a monitorização de vários tipos de dados, tais como monitorização de

temperatura de cada sensor e sinais de BUS (imagem dos ecos). Os dados recolhidos, no decorrer da experiência, pela aplicação, são guardados em um ficheiro com extensão .mat para futuro tratamento. Além da recolha de dados a aplicação permite também a configuração de algumas características do sinal de IU, tais como o coeficiente de amortecimento, ganho, energia, entre outros (ver acima Tabela 8).

3.5 Esquemas de Montagem das Diversas Experiências Efetuadas

No total foram realizados três tipos de experiências por forma a medir e estimar a variação de temperatura na presença de fluxo sanguíneo. As experiências do *phantom* homogéneo simples são tidas como base de comparação dos resultados obtidos da experiência do *phantom* homogéneo com uma artéria carótida interna mimetizada inserida e *phantom* homogéneo com uma artéria hepática direita mimetizada inserida.

3.5.1 Phantom Homogéneo

Para a realização das experiências apresentadas nesta tese a solução que compõe o *phantom* foi deixada a arrefecer dentro de um recipiente em forma de um paralelepípedo. Após o seu arrefecimento foram posicionados em torno do recipiente o transdutor de terapia por ultrassom (dispositivo 1 na Figura 17) e ainda o transdutor de imagem de ultrassom (dispositivo 3 na Figura 17).

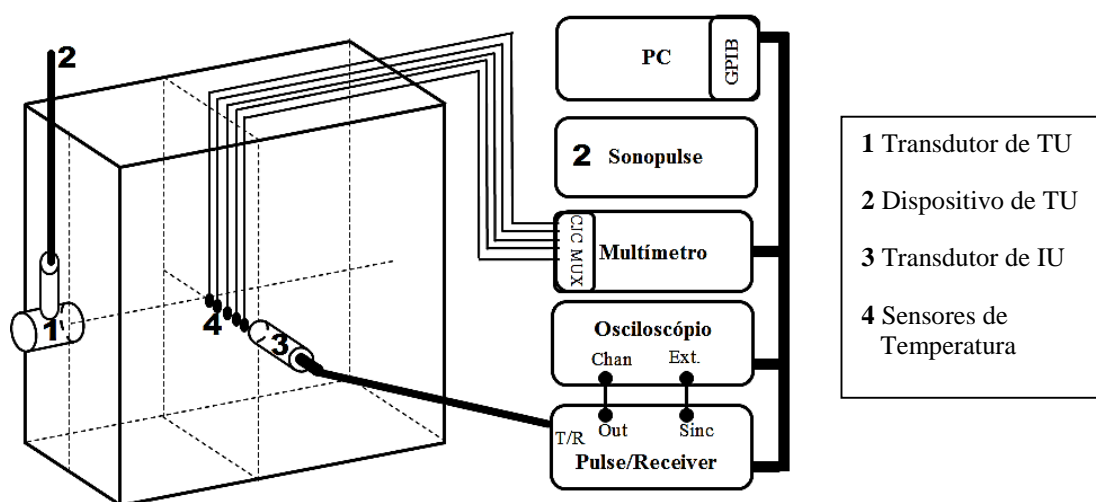


Figura 17. Diagrama esquemático da configuração experimental utilizando um *phantom* homogéneo simples.

No interior do *phantom* foram colocados cinco termopares, ligados ao multímetro, que irão medir de forma invasiva a temperatura no interior do *phantom*. Uma vez que nesta experiência o *phantom* não contém nenhum fluxo a passar no seu interior todos os dados foram recolhidos utilizando-se a aplicação “Echotherm”, como já se havia referenciado na secção 3.4.

3.5.2 Phantom Homogéneo com Artéria Carótida Interna Mimetizada Inserida

A elaboração da experiência para o *phantom* homogéneo com uma artéria carótida inserida (Figura 18) recorreu algumas das configurações que já haviam sido aplicadas para o *phantom* homogéneo simples.

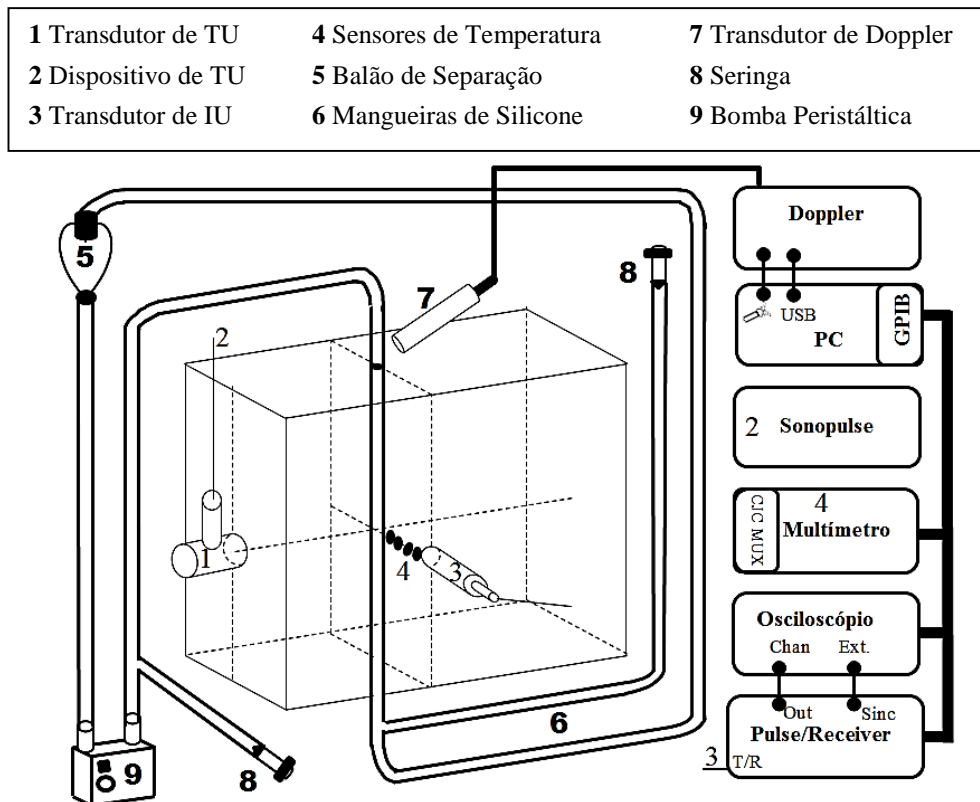


Figura 18. Diagrama esquemático da configuração experimental utilizando um *phantom* homogéneo com inserção de um vaso sanguíneo artificial simulando fluxo em artéria carótida.

Num olhar mais atento verificamos que esta experiência apenas conta com quatro termopares, isso porque o termopar que se encontrava no foco do dispositivo de terapia por ultrassom é substituído por um tubo de 3 mm de diâmetro que irá mimetizar a artéria carótida simulando o fluxo característico de uma artéria carótida interna.

Como fase inicial da experiência foram desenvolvidos vários testes para identificar a melhor parametrização do balão de separação, da seringa e da bomba peristáltica (dispositivos 5,8 e 9 da Figura 18, respetivamente) por forma a conseguir simular fluxo sanguíneo da artéria carótida de acordo com as descrições já mencionadas em 2.3.3. A otimização do fluxo sanguíneo foi alcançada pela leitura do espectro efetuado através do sinal Doppler recolhido pelo dispositivo 7 da Figura 18.

3.5.3 *Phantom* Homogéneo com Artéria Hepática Mimetizada Inserida

A terceira e última experiência relativa ao *phantom* homogéneo com uma artéria hepática mimetizada inserida (Figura 19) foi efetuada segundo as mesmas configurações que a experiência do *phantom* homogéneo com uma artéria carótida mimetizada inserida. A diferença reside apenas no tipo de fluxo que percorre o tubo de silicone, ou seja a posição dos transdutores, volume de fluido, posicionamento do vaso no interior do *phantom* e diâmetro do vaso mantêm-se.

1 Transdutor de TU	4 Sensores de Temperatura	7 Transdutor de Doppler
2 Dispositivo de TU	5 Balão de Separação	8 Seringa
3 Transdutor de IU	6 Mangueiras de Silicone	9 Bomba Peristáltica
10 Regulador de Fluxo		

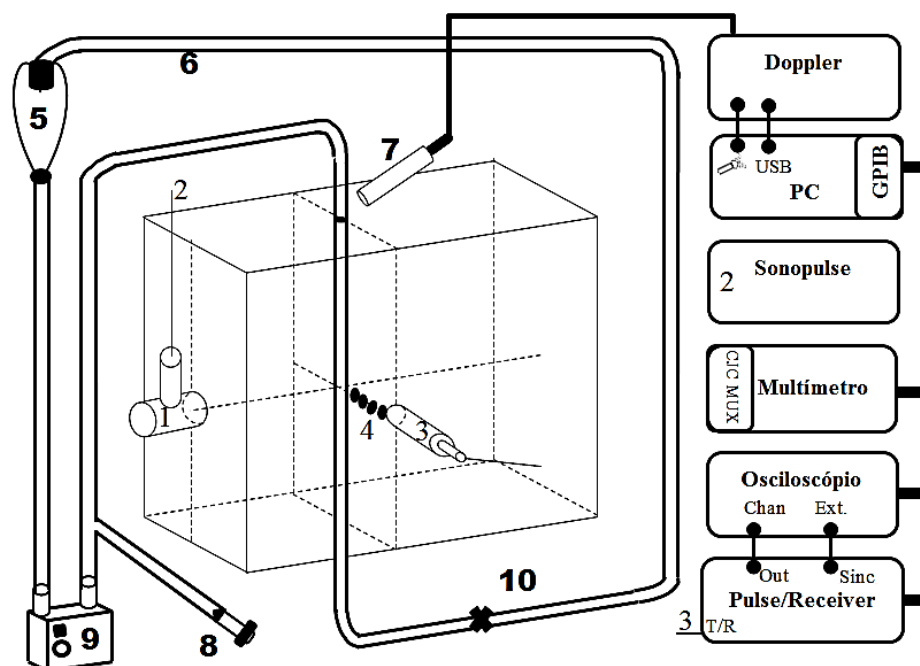


Figura 19. Diagrama esquemático da configuração experimental utilizando um *phantom* homogéneo com inserção de um vaso sanguíneo artificial simulando fluxo em artéria carótida.

Por forma a alcançar o fluxo característico de uma artéria hepática, tal como o exibido na secção 2.4.2. foi necessário alterar um pouco a estrutura de tubagem e adicionar um regulador de fluxo por forma a aumentar a resistência interna do fluxo. Tal como aconteceu na experiência do *phantom* com a artéria carótida inserida numa fase inicial da experiência foram desenvolvidos vários testes de maneira a identificar a melhor parametrização do balão de separação, da seringa, da bomba peristáltica e do regulador de fluxo (dispositivos 5, 8, 9 e 10 da Figura 19, respetivamente).

3.6 Posicionamento dos Sensores de Temperatura (Termopares)

Em todas as experiências os termopares encontravam-se afastados 50 mm a partir da face do transdutor de TU e perpendicularmente à linha central do transdutor de TU (ver Figura 20) por forma a garantir a localização dos mesmos na zona de foco do TU, conforme indicado na Figura 18. Somente a experiência do *phantom* homogéneo simples contém cinco termopares. Os termopares estão espaçados 5 mm transversalmente à linha radial do transdutor de TU. Os feixes dos transdutores de ultrassom encontram-se localizados perpendicularmente entre si por forma a reduzir a interferência.

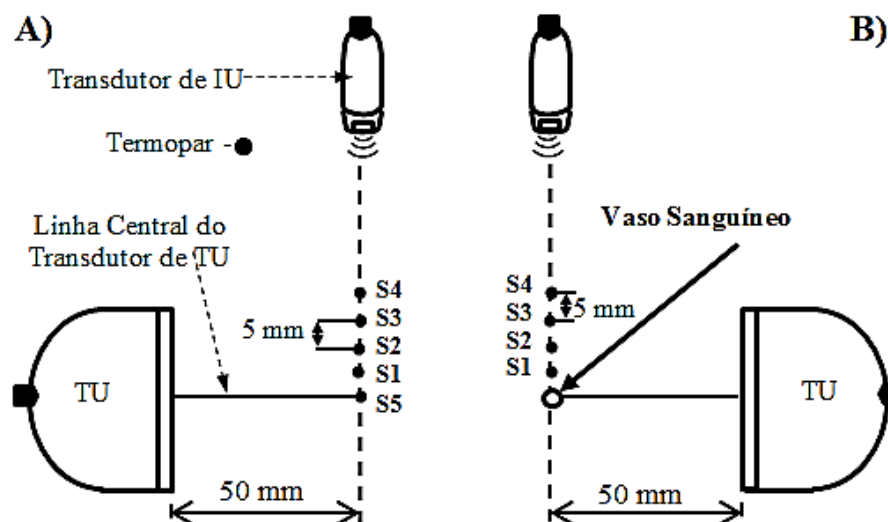


Figura 20. Disposição dos termopares em relação ao transdutor de terapia (TU) e imagem (IU) durante A) ausência de fluxo sanguíneo e B) na presença de fluxo sanguíneo

3.7 Procedimento Experimental

Cada ensaio teve uma duração de 45 min, este tempo decompõem-se em três fases. Os primeiros 5 min apresentam a referência base das medições, nos 20 min seguintes ocorre um processo de aquecimento (provocado pelo transdutor TU) e nos 20 min finais o *phantom* é deixado a arrefecer de forma natural. O sinal de BSU e a temperatura dos sensores é recolhido a cada 10 segundos.

Para cada experiência foram aplicadas quatro intensidades diferentes (0.5, 1.0, 1.5 e 1.8 W/cm²), um ensaio corresponde a uma intensidade e por sua vez corresponde a um ficheiro de dados. Em todas as experiências a frequência de TU usada foi de 1 MHz.

Antes de iniciar as experiências dos *phantoms* com vasos sanguíneos inseridos foi verificado o respetivo sinal de Doppler e gravado durante toda a experiência.

4 Resultados e Discussão

4.1 Introdução

Neste capítulo os resultados obtidos durante as várias experiências serão apresentados e discutidos. Os resultados serão mostrados de forma gráfica e numérica.

Como já havia sido dito, existem no total três componentes de *hardware* a fazer a recolha dos dados diretamente para um computador pessoal, onde o osciloscópio recolhe os ecos (sinal retro-espalhados) do transdutor de imagem de ultrassom; os termopares ligados ao multímetro recolhem as temperaturas do interior do *phantom*; o transdutor de Doppler recolhe as variações de frequência registadas pelo fluxo que percorre o vaso sanguíneo mimetizado.

Para além da visualização dos dados dos sinais retro-espalhados, da temperatura e dos sinais Doppler irá ainda ser calculado e mostrado, através dos sinais retro-espalhados, o desvio temporal ecos (TES), tendo por objetivo estimar a temperatura registada no interior do *phantom* de forma não invasiva.

4.2 *Phantom* Homogéneo

Os resultados do *phantom* homogéneo sem qualquer vaso sanguíneo mimetizado no seu interior serão mostrados por experiência de maneira a simplificar a explicação de cada experiência.

4.2.1 Ecos Observados pelo Transdutor de IU

Os ecos observados pelo transdutor de IU foram recolhidos a cada 10 segundos. São inúmeras as características que se podem extrair a partir destes sinais retro-espalhados, no entanto este estudo só está centrado no desvio temporal dos ecos (TES). A Figura 21 apresenta a amplitude dos ecos oriundos da IU quando esta é utilizada como referência (primeiro eco observado), sendo possível visualizar onde se encontram os sensores de temperatura através dos ecos que estes provocam. No total foram usados 5 termopares, a sua ordem de captura caminha desde o sensor mais perto do transdutor

de IU, S4 até ao sensor mais afastado, S5 seguindo a ordem apresentada na Figura 20.A).

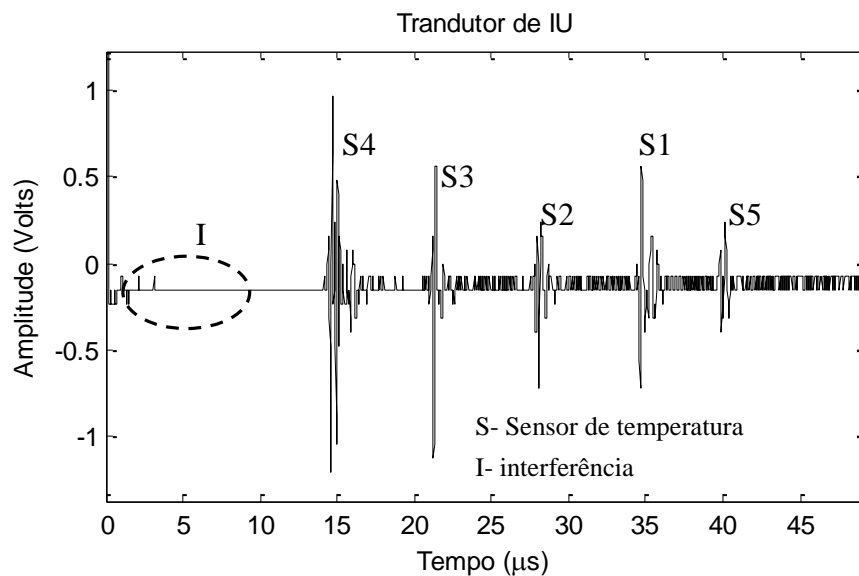


Figura 21. Ecos observados pelo transdutor de IU indicando a localização dos termopares localizados em relação à face do transdutor.

A combinação do sinal TU em conjunto com o sinal IU permitiu reproduzir os resultados demonstrados na Figura 22. A Figura 22 mostra alguns dos resultados obtidos no decorrer de um ensaio no qual se estava a usar uma intensidade de TU de 1.5 W/cm^2 .

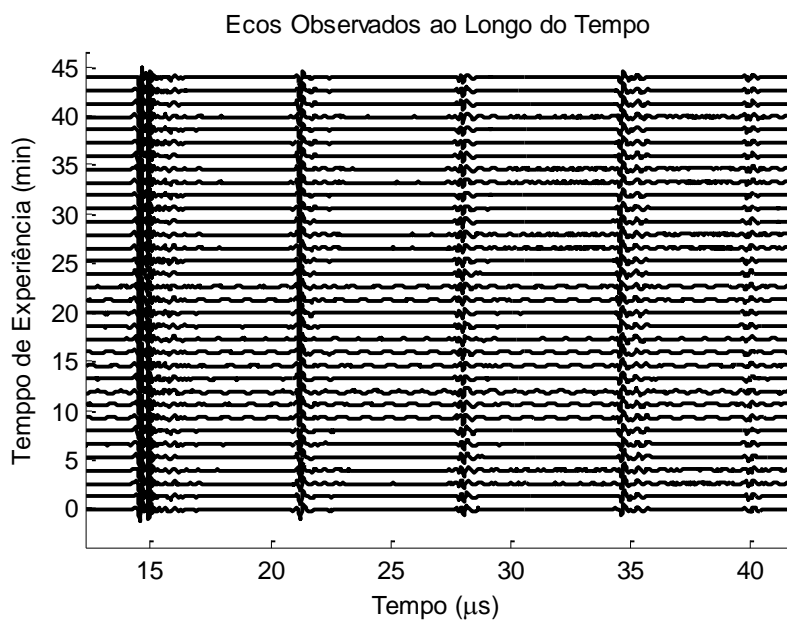


Figura 22. Ecos observados pelo transdutor de IU indicando a localização dos termopares localizados durante um ensaio experimental.

Numa primeira observação a Figura 22 aparenta apresentar sucessivos sinais de referência como o observado na Figura 21 durante toda a experiência. Um olhar mais atento verifica-se que a partir do minuto 5 até ao minuto 25 existe um aumento do ruído no sinal. Este aumento do ruído é denominado por interferência entre os sinais de ultrassom de terapia e imagem, pois neste intervalo de tempo ambos se encontram ligados. Aplicando um zoom dos ecos obtidos pelo sensor S1 verificamos que efetivamente a indução térmica efetuada pelo dispositivo de TU provoca um desvio temporal no sinal recebido pelo transdutor de imagem (Figura 23).

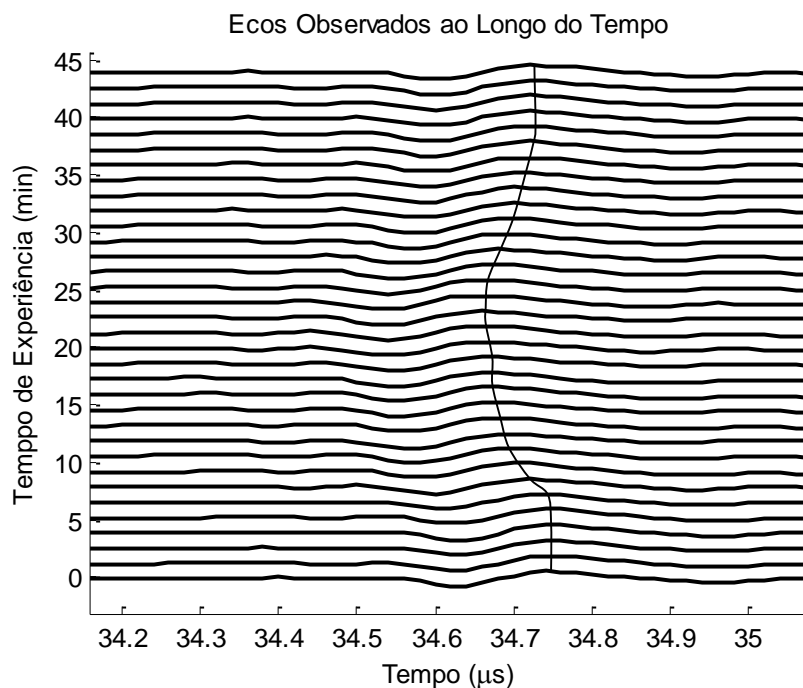


Figura 23. Ecos observados pelo transdutor de IU referentes ao sensor S1 durante um ensaio experimental quando aplicada uma intensidade de $1.5\text{W}/\text{cm}^2$.

Observando a Figura 23 verificou-se que durante o período de indução térmica a velocidade dos ecos aumentou, ou seja quanto maior a temperatura do *phantom* mais facilmente o som viaja pelo *phantom*, fazendo com que o eco chegue mais cedo.

4.2.2 Variação da Temperatura ao Longo da Experiência

No seguimento do procedimento experimental da Figura 17 da secção 3.5.1 um dos resultados obtidos é a relação entre tempo e temperatura. Diferentes intensidades foram aplicadas ao *phantom* homogéneo simples, contudo o comportamento descrito pelo registo dos sensores de temperatura foi sempre semelhante. A Figura 24 apresenta a

temperatura registada por cada um dos sensores quando aplicada uma intensidade de 1.5 W/cm^2 . Verifica-se que a temperatura mais elevada é registada pelo sensor 5 que está localizado sob a linha central do transdutor TU. A temperatura máxima alcançada por cada sensor segue a ordem inversa à captura do eco pelo transdutor de IU, referenciada na Figura 21. Desta maneira o comportamento de cada sensor é justificado pela sua localização relativa ao centro da face do transdutor de TU. Também foi levado em conta que os sensores estão localizados em uma linha a 5 cm de distância da face do transdutor, ou seja, localizados muito próximo do ponto focal do transdutor (4.2 cm [27]).

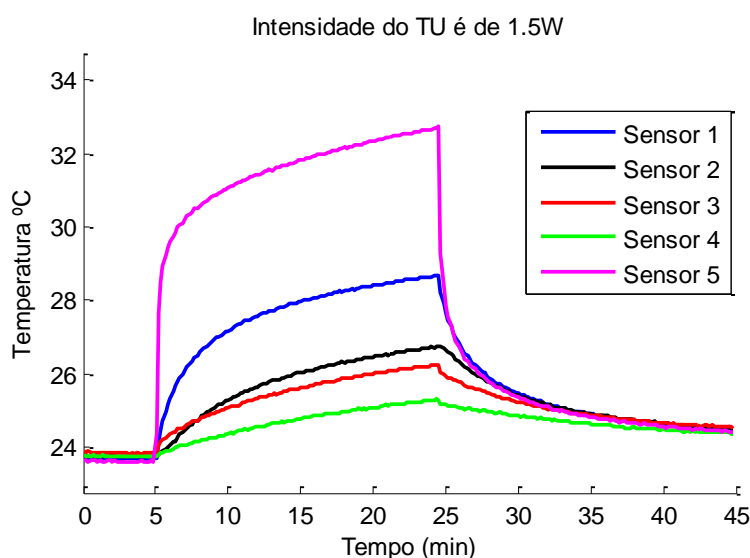


Figura 24. Medição da temperatura em relação ao tempo de duração do ensaio experimental quando aplicada uma intensidade de 1.5W.

Como já havia sido citado um ensaio tem a duração de 45 minutos, durante os primeiros 5 min o *phantom* não sofre qualquer intervenção, a temperatura permanece constante, de seguida é dado início à terapia através do transdutor TU que provoca um aumento da temperatura da região em foco e área circundante durante 20 min. Assim que o temporizador do dispositivo de TU chega ao fim este desliga e a aplicação continua a recolher amostras por um período de 20 min.

A Figura 24 apenas mostra a leitura da temperatura efetuada pelos sensores quando 1.5W de intensidade foi aplicada. Quando diferentes intensidades são aplicadas o comportamento das curvas mantem sempre as mesmas características, como se pode observar pela Figura 25. O gráfico apresentado apenas contém os registos do sensor 5 que se encontra localizado no foco, durante toda a experiência. Verificamos que nesta

experiência do *phantom* homogêneo simples, bem como nas restantes experiências, a um aumento de intensidade corresponde um aumento da temperatura no interior do *phantom*, sendo a máxima temperatura atingida para o ensaio experimental de $1.8\text{W}/\text{cm}^2$.

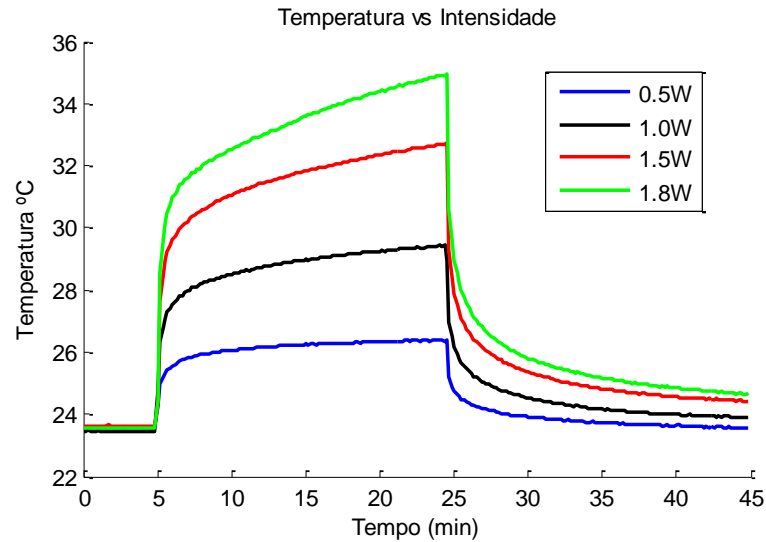


Figura 25. Resultados obtidos pelo sensor 5 para diferentes intensidades de TU.

4.2.3 Desvio Temporal dos Ecos (TES)

Uma maneira de tentar estimar a temperatura de forma não invasiva (sem a presença dos termopares) era verificar a influência dos deslocamentos no tempo que o sinal de IU contém. Os resultados obtidos na Figura 26 mostram uma clara relação entre o TES e a temperatura (Figura 24), no entanto a relação é não linear.

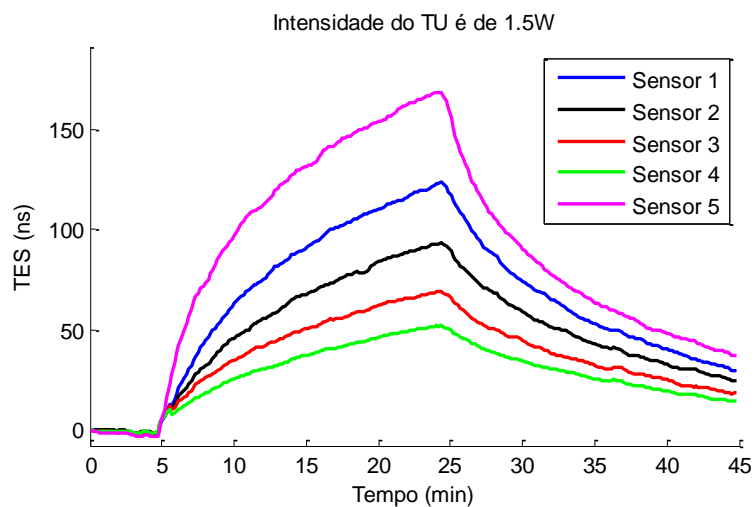


Figura 26. Cálculo do TES de cada sensor quando o dispositivo de TU está configurado para 1.5W de intensidade.

Para poder calcular o TES de cada sensor recorreu-se ao algoritmo desenvolvido em [29]. O algoritmo determina o desvio temporal relativo entre o sinal de referência e o atraso do sinal. Uma vez que o sinal recolhido pelo transdutor de imagem contém a informação de todos os sensores e estes são facilmente identificáveis, então o primeiro passo foi isolar os ecos provenientes de cada termopar e de seguida aplicar o algoritmo para cada um dos sensores.

4.3 Phantom Homogéneo com Artéria Carótida Mimetizada Inserida

Nas subsecções seguintes serão apresentados somente os resultados pertencentes ao *phantom* homogéneo com uma artéria carótida mimetizada inserida. Esta experiência já contém mais um componente de *hardware* com a finalidade de caracterizar o fluxo da artéria carótida e por isso conta com um resultado experimental adicional.

4.3.1 Ecos Observados pelo Transdutor de IU

A Figura 27 apresenta o primeiro eco observado na experiência do *phantom* com inserção de artéria carótida. A imagem obtida pelo transdutor de imagem por ultrassom permite visualizar não só os sensores de temperatura como também as paredes do tubo de silicone que mimetiza a artéria carótida.

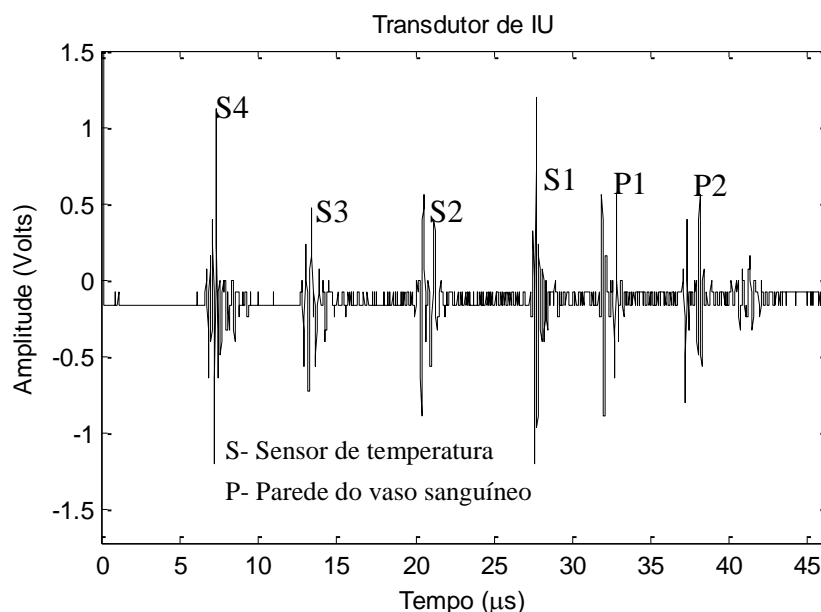


Figura 27. Ecos observados pelo transdutor de IU indicando a localização dos termopares e paredes do vaso sanguíneo localizados em relação à face do transdutor.

Uma vez que nesta experiência o sensor S5 da experiência do *phantom* homogéneo simples é substituído pelo vaso sanguíneo a Figura 27 unicamente mostra quatro termopares (S4 a S1). Como o vaso sanguíneo que mimetiza a artéria carótida possui um diâmetro de 3 mm e este foi centrado na mesma posição de S5 que a experiência anterior acontece que a parede P1 se aproxima do sensor S1.

4.3.2 Espectro do Fluxo da Artéria Carótida Mimetizada

Seguindo a configuração experimental abordada em 3.5.2 e depois de alguns testes conseguimos alcançar o fluxo representativo da artéria carótida. O fluxo que atravessa o vaso sanguíneo mimetizado deve seguir a frequência central determinada pela curva descrita na secção 2.3.3. De facto o espectro recolhido pelo transdutor de Doppler e apresentado na Figura 28 assemelha-se à curva teórica. Como se pode ver a duração do ciclo é cerca de 1 segundo, tal como o cliço cardíaco humano.

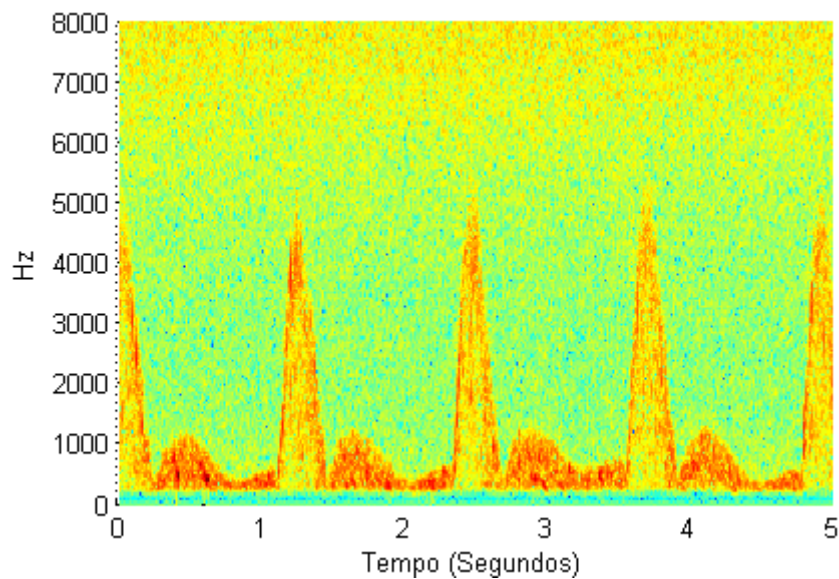


Figura 28. Espectrograma do sinal de Doppler da artéria carótida comum mimetizada medido.

4.3.3 Variação da Temperatura ao Longo da Experiência

A temperatura do interior do *phantom* homogéneo com uma artéria da carótida mimetizada inserida é analisada por meio de 4 termopares. Esta forma invasiva permitiu acompanhar a evolução da temperatura durante toda a experiência, oferecendo uma análise espaço-temporal da mesma.

Em primeiro lugar observemos a temperatura registada pelos termopares quando aplicada uma intensidade de TU a $1.5\text{W}/\text{cm}^2$. A Figura 29 mostra quatro curvas com um comportamento semelhante aos obtidos do interior do *phantom* homogéneo simples. Tanto a experiência do *phantom* homogéneo simples com esta apresenta uma temperatura ambiente inicial de aproximadamente 24.3°C . Verifica-se que a presença do fluxo sanguíneo localizado no foco do transdutor de TU não altera o comportamento das curvas de temperatura. Atesta-se desde já que pelo facto de não existir alteração do comportamento das curvas de temperatura significa que existe uma variação de temperatura que é evidente. Recorde-se que a temperatura máxima alcançada pelo sensor S1 no *phantom* homogéneo simples é de 28.7°C e no entanto nesta experiência do *phantom* homogéneo com uma artéria carótida inserida a temperatura máxima registada é de 27°C , quando ambas as experiências foram efetuadas mediante as mesmas condições de temperatura ambiente, volume, posicionamento dos transdutores e sensores de temperatura.

Como se verificou na experiência do *phantom* homogéneo também aqui o aumento da intensidade provocou um aumento da temperatura máxima registada por cada um dos sensores. Posteriormente será exibida a imagem com a temperatura registada pelo sensor S1 para as diferentes intensidades em conjunto com a imagem da temperatura registada pelo sensor S1 da experiência do *phantom* homogéneo simples para que se possa comparar melhor os resultados obtidos entre ambas.

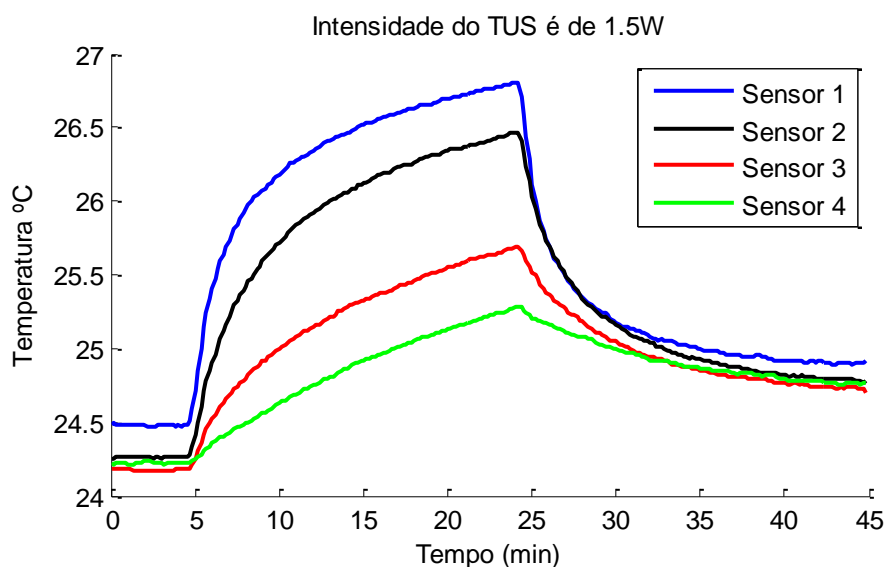


Figura 29. Variação das temperaturas registadas pelos quatro sensores durante a experiência do *phantom* homogéneo com vaso carotídeo artificial inserido.

4.3.4 TES

Pela figura anterior averiguamos que o comportamento descrito pelas curvas de temperatura foi mantido, assim não é de estranhar o resultado dos desvios temporais dos ecos (TES) representados na Figura 30 para cada um dos sensores. Mais uma vez existe uma forte relação entre a temperatura registada na Figura 29 e o cálculo do TES mostrado na Figura 30.

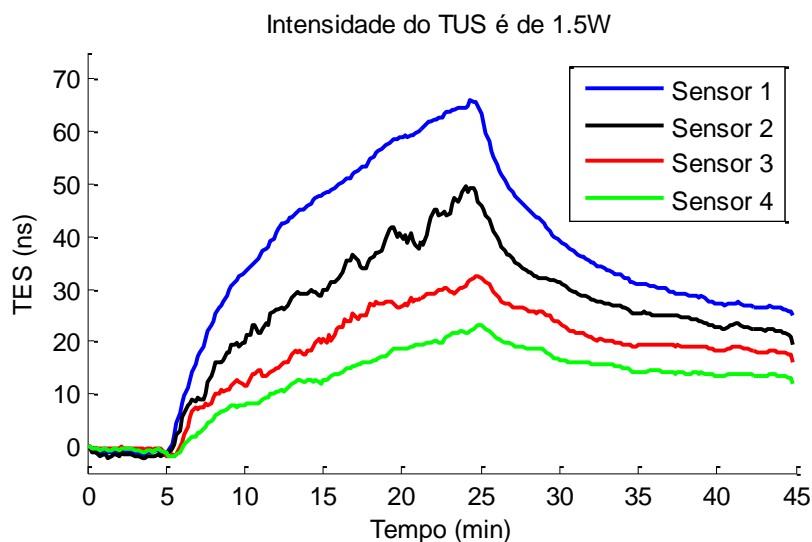


Figura 30. Cálculo do TES de cada sensor quando o dispositivo de TU está configurado para 1.5W de intensidade, referente à experiência do *phantom* homogéneo com uma artéria carótida mimetizada inserida.

4.4 *Phantom* Homogéneo com Artéria Hepática Mimetizada Inserida

Nesta última experiência serão apresentados os resultados alcançados para o *phantom* homogéneo com uma artéria hepática mimetizada inserida. A única modificação sofrida entre esta experiência e a experiência anterior do *phantom* homogéneo com a artéria carótida inserida é a variação de fluxo, que nesta experiência apresenta um espectro característico de uma artéria hepática direita.

4.4.1 Ecos Observados pelo Transdutor de IU

A Figura 31 apresenta o primeiro eco observado na experiência do *phantom* com inserção de artéria hepática. Comparando a figura abaixo apresentada com a Figura 27 averigua-se que são praticamente idênticas, ou seja os ecos observados correspondentes aos quatro sensores e paredes do vaso sanguíneo mimetizado encontram-se na mesma

localização espacial, tal como apresentado na Figura 20. Assim as conclusões dos ecos observados pelo transdutor de imagem tiradas a partir do *phantom* homogêneo com uma artéria carótida inserida também se aplicam aqui.

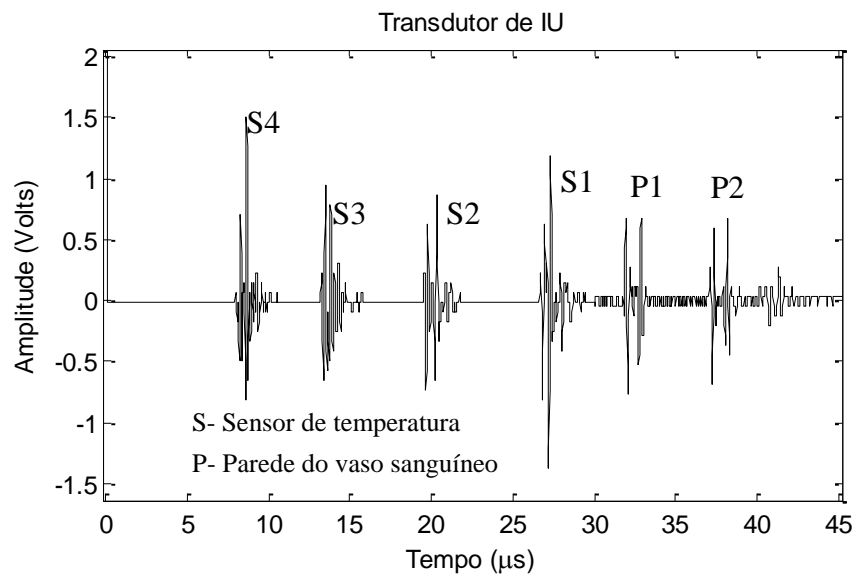


Figura 31. Ecos observados pelo transdutor de IU indicando a localização dos termopares e paredes do vaso sanguíneo localizados relativos à experiência do *phantom* homogêneo com uma artéria hepática inserida.

4.4.2 Espectro do Fluxo da Artéria Hepática Mimetizada

O espectro de fluxo da artéria hepática mimetizada registado na Figura 32 exhibe um comportamento representativo de uma artéria com ausência de patologias.

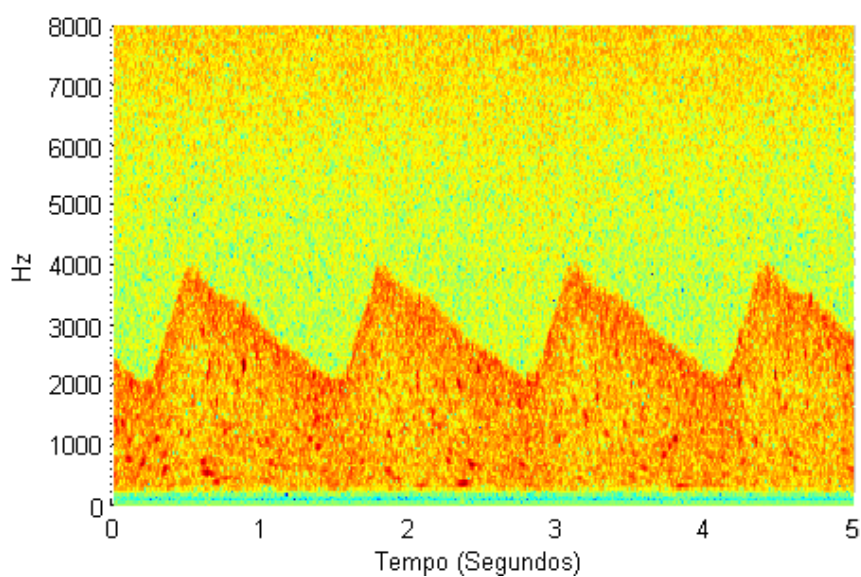


Figura 32. Spectrograma do sinal de Doppler da artéria hepática direita mimetizada medido.

Como se pode observar o fluxo que atravessa o vaso sanguíneo mimetizado segue a frequência central determinada pela curva descrita na secção 2.4.2. O espectro exibido foi alcançado nos instantes anteriores ao início da experiência, para isso foi necessário alcançar a vazão de fluxo, bem como o respetivo sinal de Doppler através da configuração experimental da Figura 19.

4.4.3 Variação da Temperatura ao Longo da Experiência

Os resultados referentes à experiência com o vaso sanguíneo da artéria hepática podem ser observados na Fig. 33, quando aplicada uma intensidade de 1.5 W/cm^2 . Tal como nas experiências realizadas anteriormente, assim que o dispositivo de TU é iniciado ocorre um rápido aumento da temperatura no interior do *phantom*. Este aumento da variação de temperatura vai decrescendo à medida que o tempo de aquecimento vai aumentando, tendo-se terminado a fase de aquecimento ao fim de 20 min. Como se pode observar a máxima temperatura é registada pelo sensor 1 que se encontra mais próximo da linha central do transdutor de TU.

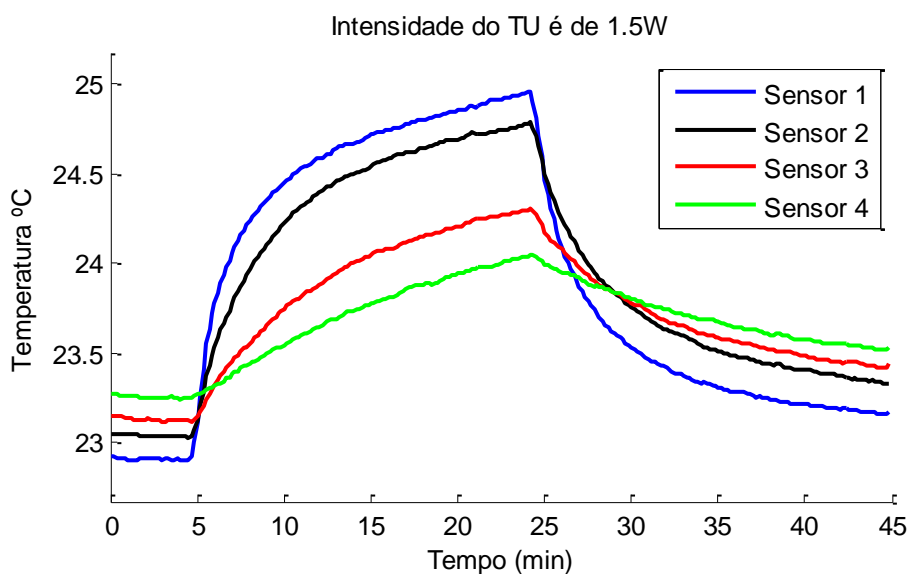


Figura 33. Variação das temperaturas registadas pelos quatro sensores durante a experiência do *phantom* homogêneo com vaso hepático artificial inserido.

Verifica-se mais uma vez que a presença do fluxo sanguíneo localizado no foco do transdutor de TU não altera o comportamento das curvas de temperatura, isto é o comportamento descrito pelas curvas de temperatura das experiências realizadas manteve-se sempre coeso. Recorde-se novamente que a temperatura máxima alcançada

pelo sensor S1 no *phantom* homogéneo simples é de 28.7 °C e no entanto a experiência do *phantom* homogéneo com uma artéria hepática inserida a temperatura máxima registada é de 25°C, ou seja mais uma vez a presença de fluxo sanguíneo provocou um decréscimo da temperatura máxima registada.

Tal como nas outras experiências aqui também o aumento da intensidade provocou um aumento da temperatura máxima registada por cada um dos sensores.

4.4.4 TES

O cálculo dos TES obtidos para cada um dos sensores encontra-se representado na Figura 34. Na presente figura os TES mostram o mesmo tipo de comportamento que o registado na Fig. 33, ou seja os TES são proporcionais ao aumento da temperatura em cada sensor, como já era esperado após observados os resultados obtidos pelo *phantom* homogéneo simples e o *phantom* homogéneo com uma artéria carótida inserido.

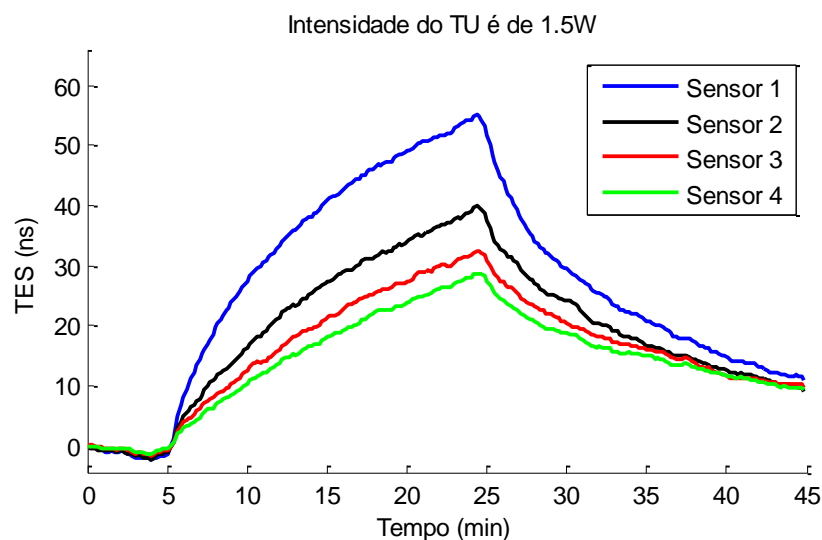


Figura 34. Cálculo do TES de cada sensor quando o dispositivo de TU está configurado para 1.5W de intensidade, referente à experiência do *phantom* homogéneo com uma artéria hepática mimetizada inserida.

4.5 Comparação de Resultados

Anteriormente foram mostrados os resultados obtidos individualmente para cada uma das experiências realizadas. Com o objetivo de avaliar de forma quantitativa a influência do fluxo sanguíneo e do tipo de fluxo sanguíneo, no interior do *phantom*, na

propagação temporal e espacial da temperatura de ultrassom induzida apresentam-se os seguintes resultados.

4.5.1 *Phantom* Homogéneo Simples VS *Phantom* Homogéneo com Artéria Carótida Mimetizada Inserida.

Tendo como referência a experiência do *phantom* homogéneo simples, irão agora ser adicionados os resultados do *phantom* homogéneo com uma artéria carótida mimetizada inserida. Os resultados referentes à variação da temperatura registados no interior do *phantom* encontram-se exibidos na Figura 35. Como sabemos a variação de temperatura no interior da experiência do *phantom* homogéneo era caracterizada de forma invasiva por 5 sensores, no entanto para se poder comparar resultados apenas serão mostrados os 4 sensores que se encontram localizados na mesma localização espacial, ou seja os sensores S1, S2, S3 e S4. A traço ponteados encontram-se os resultados pertencentes à experiência do *phantom* homogéneo simples (S/ Vaso) e a traço sólido os resultados obtidos pela experiência do *phantom* homogéneo com uma artéria carótida mimetizada inserida (C/ Vaso). Como já acontecia com os resultados anteriores, sempre que é mostrado a temperatura ou TES para cada um dos sensores, temos a azul, preto, vermelho e verde os resultados obtidos pelos sensores S1, S2, S3 e S4 respetivamente.

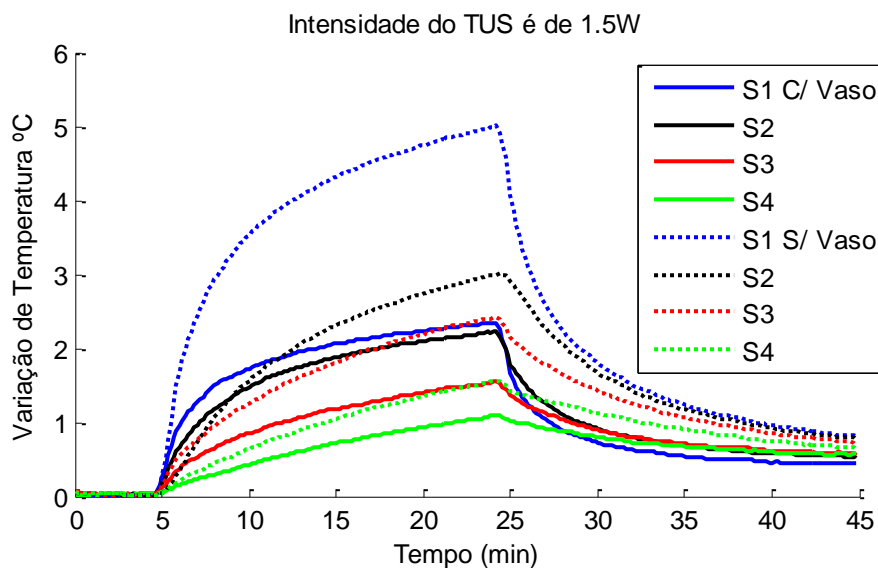


Figura 35. Variações de temperaturas registadas nos 4 sensores referentes às experiências *phantom* homogéneo e *phantom* homogéneo com a artéria carótida inserida quando aplicada uma intensidade de TU de 1.5 W.

Pela Figura 35 verificamos que a presença de um vaso sanguíneo da carótida (C/ Vaso) tem um impacto superior a 50 %, registando-se uma variação de 2.6 °C na temperatura do sensor S1. Embora não seja tão significativa os restantes sensores (S2, S3 e S4) também registaram uma diminuição da temperatura circundante no interior do *phantom* com vaso sanguíneo mimetizado inserido.

A partir da Figura 36 também se pode concluir que a ausência do vaso sanguíneo mimetizado (S/ Vaso) induz um maior TES que a experiência do *phantom* homogéneo com a artéria carótida mimetizada inserida (C/ Vaso).

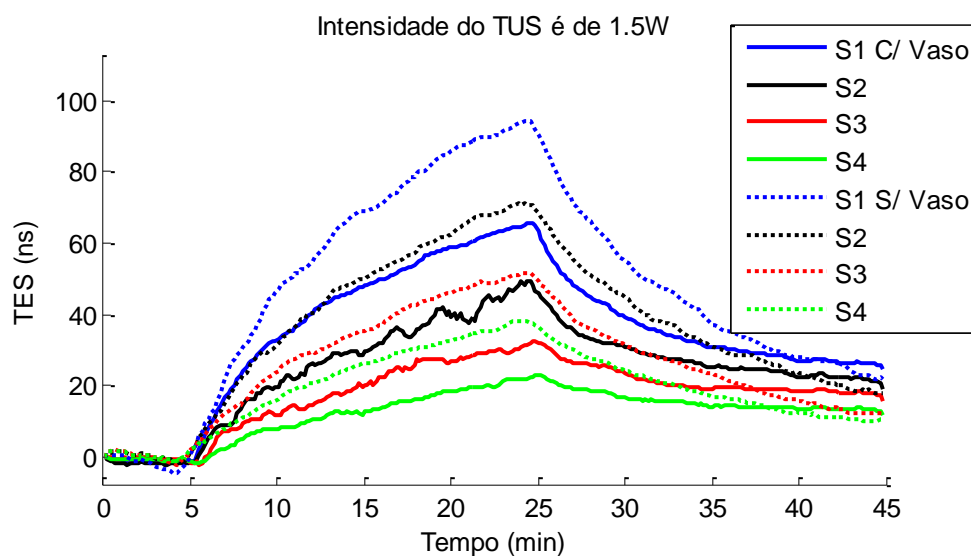


Figura 36. Cálculo dos TES obtidos referentes às experiências *phantom* homogéneo e *phantom* homogéneo com a artéria carótida inserida quando aplicada uma intensidade de TU de 1.5 W. c

Na secção 4.3.3 ficou por mostrar a evolução da temperatura com a intensidade de terapia em uso, mostrada agora na Figura 37 a traço sólido, registada pelo sensor S1 localizado no interior do *phantom* com artéria carótida mimetizada inserida. Como já havia sido referido e está aqui também representado a traço ponteados encontram-se as diferentes curvas obtidas pelo sensor S1, referentes ao *phantom* homogéneo simples obtidas para diferentes intensidades aplicadas. Como aconteceu com o *phantom* homogéneo simples aqui também um aumento da intensidade provocou um aumento da temperatura registada no foco e área circundante apesar de não referenciada no gráfico. Numa ordem decrescente de intensidades são medidas as seguintes diferenças de temperatura 3.3, 2.7, 1.8 e 0.8, observadas no instante em que o TU é desligado. Dos resultados apresentados verifica-se que aquando da utilização de uma intensidade de 1.0 W/cm² na experiência do *phantom* homogéneo com artéria carótida inserida se regista a

mesma variação de temperatura que no *phantom* homogéneo simples quando utilizada uma intensidade de 0.5 W.

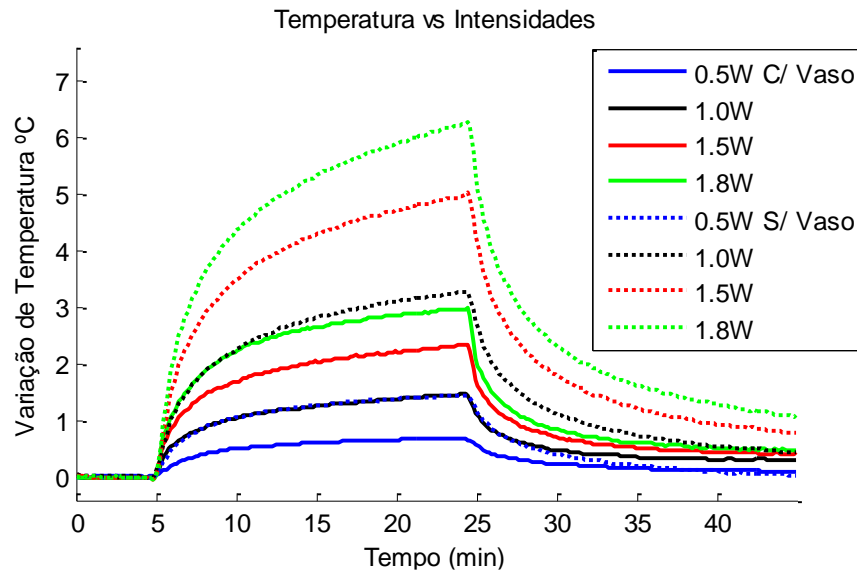


Figura 37. Temperaturas registadas pelo sensor S1 para diferentes intensidades de terapia referentes às experiências *phantom* homogéneo e perfurado por uma artéria carótida.

A Figura 38 retrata em detalhe as curvas de TES observadas no interior dos *phantoms* da localização do sensor S1 quando a intensidade do dispositivo de TU é amplificada. Comparando as Figuras 37 e 38 pode-se observar que a um aumento de intensidade corresponde um aumento da temperatura e TES. Ou seja o desvio temporal dos ecos calculados para o sensor S1 permite retirar as mesmas conclusões que os valores de temperatura retratados na Figura 37, para qualquer valor de intensidade e usando uma metodologia não invasiva.

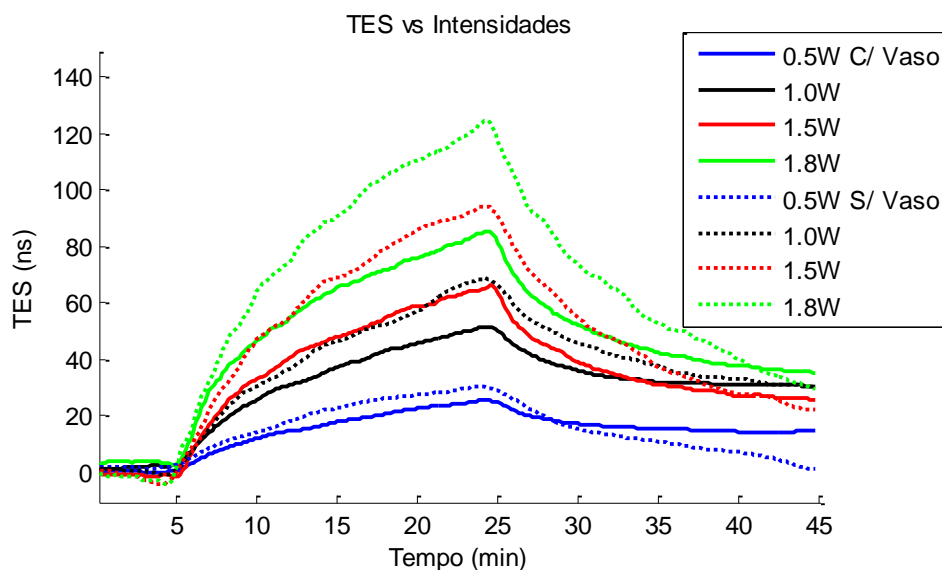


Figura 38. TES calculados para o sensor S1 onde diferentes intensidades haviam sido aplicadas referentes às experiências *phantom* homogéneo e perfurado por uma artéria carótida.

4.5.2 *Phantom* Homogéneo Simples VS *Phantom* Homogéneo com Artéria Hepática Mimetizada Inserida.

Iniciemos a análise da variação de temperatura registada no interior do *phantom* homogéneo e homogéneo com uma artéria hepática inserida para cada um dos sensores (Figura 39). As temperaturas no interior do *phantom* homogéneo são representadas com traço a ponteados, enquanto as temperaturas obtidas no *phantom* homogéneo com a artéria hepática inserida são representadas a traço sólido, utilizando-se o mesmo código de cores anteriormente especificado para identificar cada um dos sensores.

Quando aplicada a terapia por ultrassom o *phantom* homogéneo com a artéria hepática inserida atingiu uma variação máxima de 2 °C, no instante em que o dispositivo TU foi desligado. Estes dois graus registados pelo sensor S1 representam apenas 60% da temperatura atingida pelo sensor S1 no *phantom* homogéneo ao fim do mesmo tempo de aquecimento. Menos notória, mas também relevante, os outros sensores registaram uma menor variação de temperatura quando comparadas com as do *phantom* homogéneo, mas seguindo todos o mesmo tipo de comportamento.

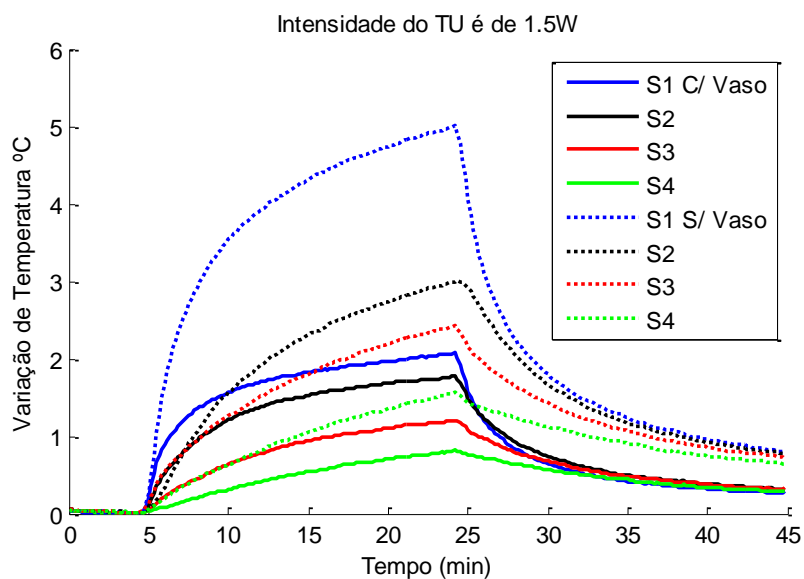


Figura 39. Variações de temperaturas registadas nos 4 sensores referentes às experiências *phantom* homogéneo e *phantom* homogéneo com a artéria hepática inserida quando aplicada uma intensidade de TU de 1.5 W.

A Figura 40 apresenta o cálculo do TES obtidos para cada um dos sensores relativos às experiências do *phantom* homogéneo e *phantom* homogéneo com a artéria hepática inserida. Tal como aconteceu no caso do *phantom* perfurado pela artéria

carótida aqui também é possível observar uma clara relação entre a temperatura (Figura 39) e os TES calculados.

Curioso notar que a presença do vaso sanguíneo no *phantom* fez com que a variação de temperatura na localização espacial de S2 é muito idêntica à da localização S4 quando não há vaso sanguíneo. Pode afirmar-se o mesmo da relação S1 e S3, com e sem o vaso respetivamente. Ou seja, pode relacionar-se o comportamento do *phantom* com a variação de temperaturas nos dois casos apesar de haver 10 mm de espaçamento. A relação da variação da temperatura com o espaço é um dos pontos importantes desta investigação.

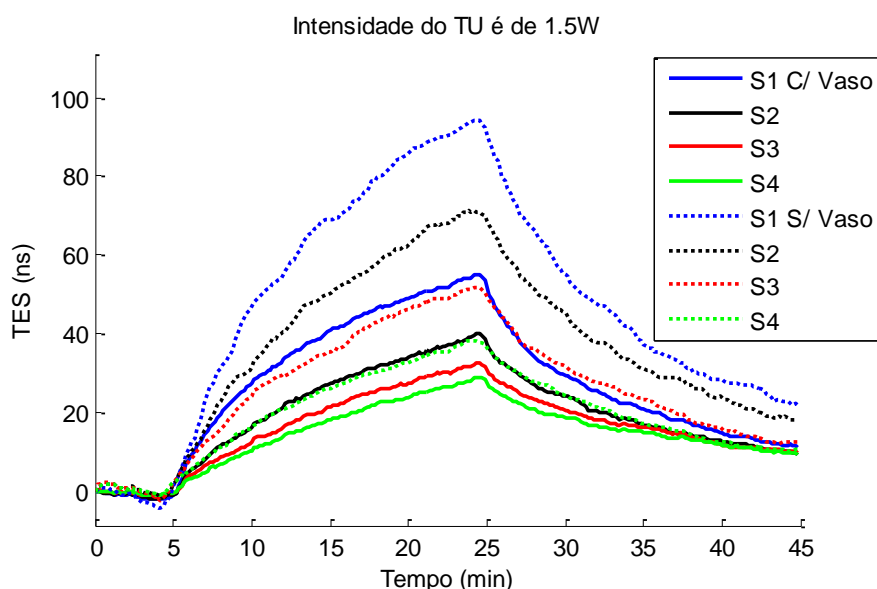


Figura 40. Cálculo dos TES obtidos referentes às experiências *phantom* homogéneo e *phantom* homogéneo com a artéria hepática inserida quando aplicada uma intensidade de TU de 1.5 W.

Uma forma de compreender a evolução da temperatura no interior do *phantom*, tanto no *phantom* com artéria hepática inserida como no homogéneo, é analisar a evolução da temperatura na zona mais próxima do foco (sensor S1), quando aplicadas diferentes intensidades de terapia (Figura 41). O *phantom* perfurado pela artéria hepática regista um aumento de temperatura com o aumento da intensidade aplicada, no entanto, a sua variação de temperatura é muito menor quando comparada com o *phantom* homogéneo. Assim numa ordem decrescente de intensidades são medidas as respetivas diferenças de temperatura 3,64 °C, 3,72 °C, 2,44 °C, 1,05°C, observadas no instante em que o TU é desligado.

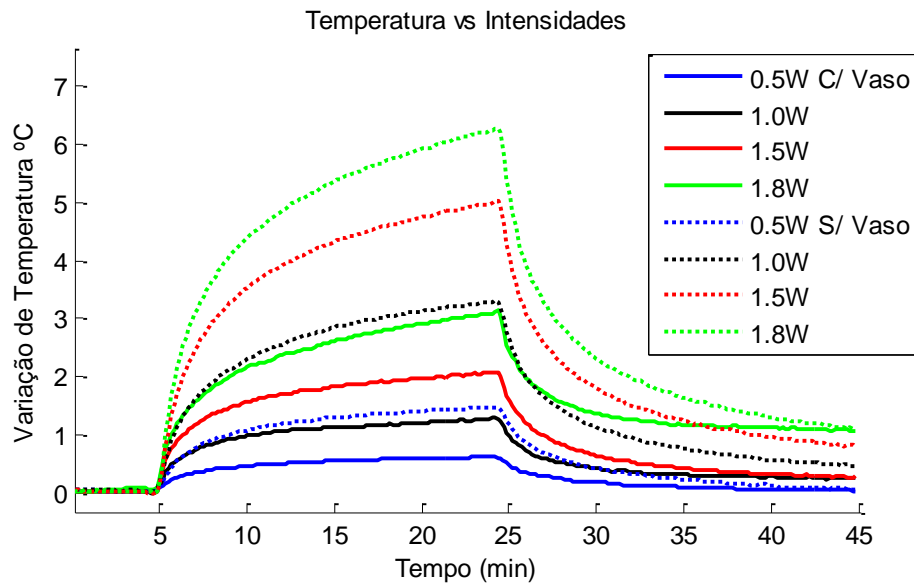


Figura 41. Temperaturas registadas pelo sensor S1 para diferentes intensidades de terapia referentes às experiências *phantom* homogéneo e perfurado por uma artéria hepática.

Os TES representados na Figura 42 obtidos para o sensor S1 durante os vários ensaios a diferentes intensidades indicam que um aumento da intensidade de terapia se traduz num aumento do valor de TES, que por sua vez corresponde a um aumento da temperatura (Figura 41). Uma vez que os resultados obtidos dos TES não apresentam uma resposta linear não é significativo averiguar as diferenças. Apesar do tipo de variação de temperatura induzida com e sem vascularização apresentar curvas diferentes, a relação entre TES e temperatura continua sendo não linear.

De notar que na presença de fluxo sanguíneo, quando aplicada uma intensidade de 1.0 W/cm^2 , induz um TES semelhante ao registado no *phantom* homogéneo quando aplicada uma intensidade de 0.5 W . Ou seja, neste caso particular para atingir o mesmo objetivo de terapia que para o *phantom* homogéneo, na localização de S1 e na presença de fluxo, ter-se-ia de usar o dobro da intensidade.

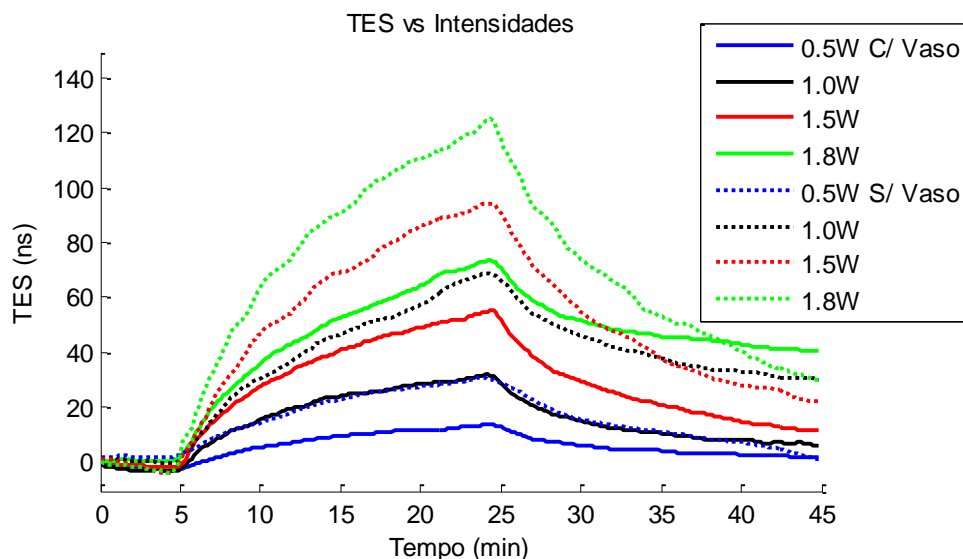


Figura 42. TES calculados para o sensor S1 onde diferentes intensidades haviam sido aplicadas referentes às experiências *phantom* homogêneo e perfurado por uma artéria carótida.

4.5.3 Combinação de Resultados das Três Experiências

É possível observar o comportamento da temperatura no interior do *phantom* das experiências realizadas (*phantom* homogêneo, *phantom* homogêneo com uma artéria carótida inserida e *phantom* homogêneo com uma artéria hepática inserida) relativas a cada um dos sensores pela Figura 43. Em todas as experiências a temperatura alcançada no interior do *phantom* homogêneo foi superior, como anteriormente já havia sido notado quando comparadas as experiências do *phantom* homogêneo com o *phantom* homogêneo com as artérias hepática e carótida inseridas. É de notar que a experiência do *phantom* homogêneo com a artéria carótida inserida sofreu uma maior variação de temperatura quando comparada com a experiência do *phantom* homogêneo com a artéria hepática inserida. Quando observadas as variações de temperatura registadas para as diferentes experiências e sensores verifica-se diferentes sensores a registarem as mesmas variações de temperatura em diferentes experiências, nomeadamente o sensor S3 e S4, que se encontram espaçados 5 mm, para as experiências do *phantom* homogêneo com uma artéria carótida inserida e o *phantom* homogêneo respetivamente.

Relativamente à velocidade média por ciclo cardíaco do fluxo que percorre o vaso sanguíneo apuramos que o vaso da artéria hepática mimetizada apresenta uma velocidade média de aproximadamente 410 cm/s, enquanto a artéria da carótida exhibe uma velocidade média de aproximadamente 217 cm/s. Uma vez que o diâmetro dos

vasos mimetizados é igual, justifica-se assim o motivo pelo qual a variação de temperatura na experiência do *phantom* homogéneo com a artéria hepática inserida seja inferior à experiência do *phantom* homogéneo com a artéria da carótida inserida. Quanto maior a quantidade de fluxo que percorre o vaso mimetizado menor será a temperatura registada no foco e na área circundante, pois o calor induzido pelo transdutor de terapia por ultrassom não consegue causar o mesmo efeito térmico na presença de fluxo sanguíneo para uma dada intensidade.

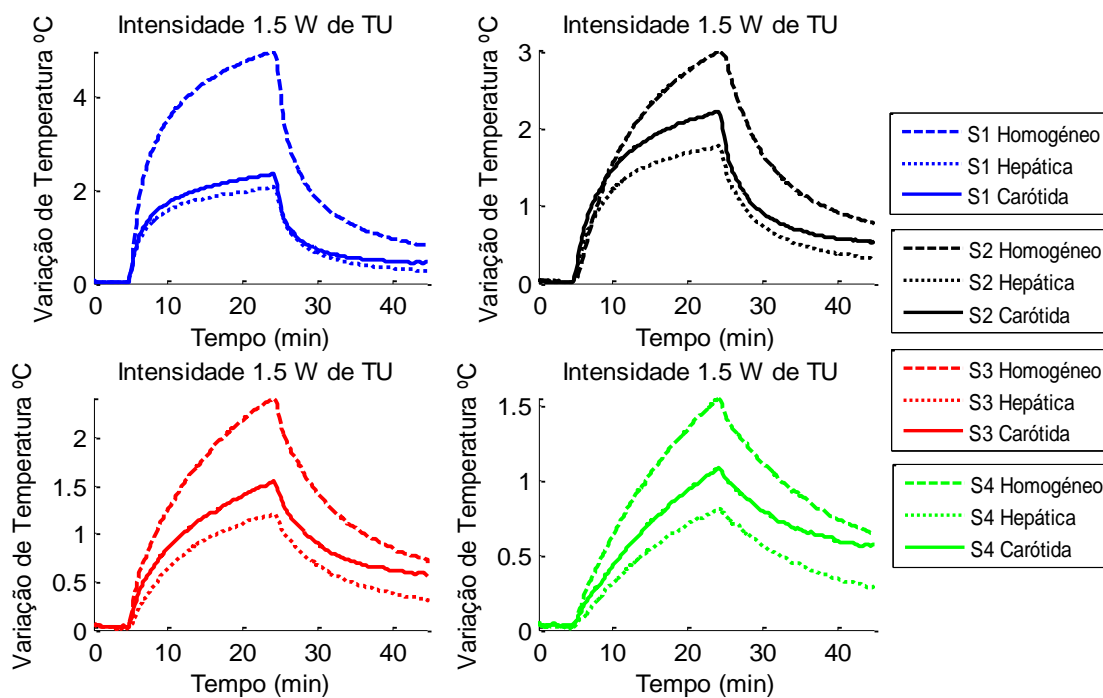


Figura 43. Variações de temperatura observadas por cada sensor relativas às três experiências, quando aplicada uma terapia de 1.5 W.

A Figura 44 apresenta o cálculo do TES para cada um dos sensores nas três experiências efetuadas. Como já era previsível o TES máximo é registado na experiência do *phantom* homogéneo, ou seja a uma maior variação de temperatura correspondeu um maior TES. Comparativamente às experiências dos *phantoms* perfurados, o *phantom* perfurado pela artéria carótida registou um maior TES. Pela leitura das Figura 43 e 44 verificamos um erro no cálculo de “S4 Carótida”, no entanto quando aplicadas outras intensidades de TU este erro não se verificou. Estes resultados vêm confirmar resultados anteriormente obtidos (pela equipa no artigo [20]) em que o cálculo dos TES recolhidos formam uma boa base de apoio quando o TU é aplicado no

paciente, onde a variação de temperatura foi mais notória o cálculo dos TES mostrou-se coeso.

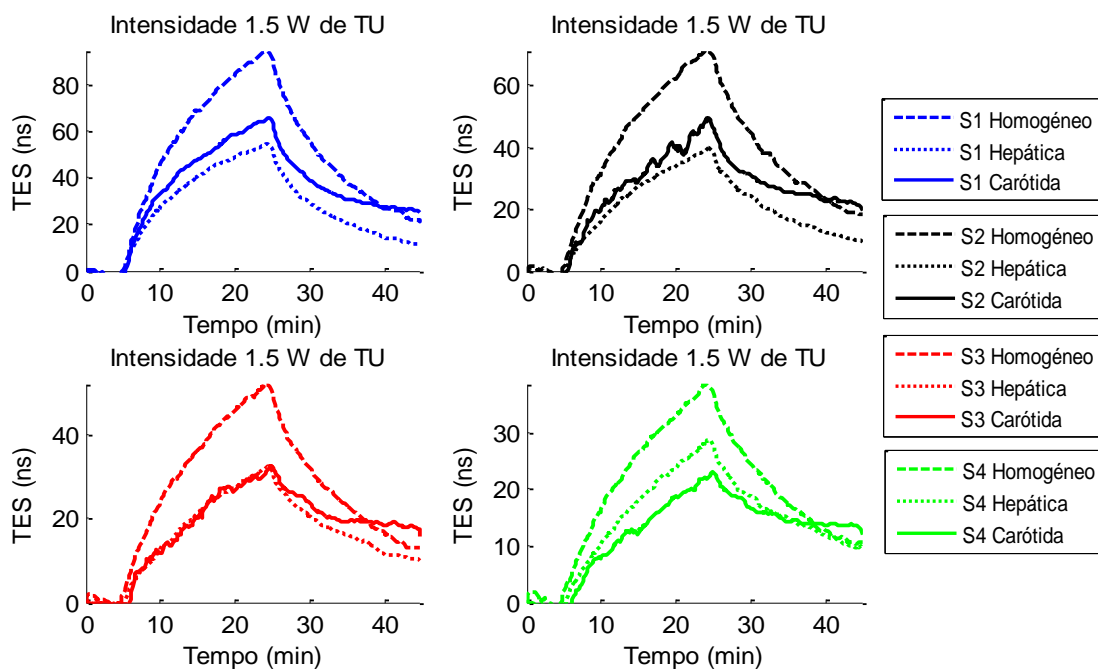


Figura 44. TES calculados para cada sensor relativos às três experiência, quando aplicada uma terapia de 1.5 W.

5 Considerações Finais

5.1 Conclusões Finais

Foram desenvolvidos três *phantoms* que mimetizam tecido humano com vista a caracterizar no domínio temporal e espacial a propagação do aquecimento induzido pelo dispositivo de terapia por ultrassom. Em dois dos *phantoms* foram inseridos vasos sanguíneos artificiais, mimetizando o fluxo sanguíneo da artéria hepática direita e artéria carótida comum. Os dados a partir do transdutor de imagem foram usados para calcular e estimar de forma não invasiva a temperatura no interior dos *phantoms* usando o algoritmo do desvio temporal dos ecos. A exata variação de temperatura, obtida de forma invasiva, foi registada por termopares quando aplicados sinais de terapia por ultrassom de intensidades 0.5, 1.0, 1.5 e 1.8 W/cm².

Os resultados provam que a existência da artéria hepática ou da artéria carótida produz um decréscimo de mais de 60% e 50% respetivamente, no ponto localizado a 50 mm a partir da face do transdutor de TU, em comparação com a temperatura alcançada na mesma localização pelo *phantom* homogéneo simples. Nos *phantoms* com vasos sanguíneos mimetizados inseridos as temperaturas máximas registadas por cada um dos sensores foram menores, levando a concluir que, para uma terapia térmica eficiente dos tecidos vascularizados o procedimento de ultrassom de terapia deve ser aplicado durante um maior período de tempo ou maior intensidade de TU deve ser aplicada.

Em todas as experiências realizadas o algoritmo TES foi um fiável estimador de temperatura independentemente do *phantom* conter vaso sanguíneo mimetizado ou não, fosse qual fosse a velocidade de fluxo sanguíneo a percorrer os vasos sanguíneos e independentemente da intensidade de TU aplicada. Assim sendo a presença de um dispositivo de imagem por ultrassom deverá ser requisitado durante a terapia por ultrassom, a fim de possibilitar uma eficaz monitorização da temperatura de forma não invasiva durante a terapia.

No decorrer desta tese, com base nos resultados observados, foram elaborados duas publicações. A primeira intitulada de “Tissue temperature estimation with Pulse-Echo in blood flow presence” foi aceite e será apresentada na conferência WISP 2013 *IEEE International symposium on inteligente signal processing* de 16-18 de Setembro no

Funchal, Madeira. A segunda publicação intitulada “Time-spatial Ultrasound Induced Temperature Evaluation on Perfused Phantoms” foi submetida para a conferência IFMBE 2013 *International conference on health informatics (ICHI)* e está a aguardar o resultado da avaliação por pares. Encontra-se em preparação um artigo para submissão a revista da especialidade.

5.2 Trabalho Futuro

Durante a realização desta tese, surgiram várias questões em aberto que por diferentes motivos não se encontram aqui tratadas. Nomeadamente:

- O caso da existência de uma rede de vasos sanguíneos com diferentes tamanhos no interior do *phantom*, visando caracterizar temporal e espacialmente a temperatura, em vez de apenas um vaso sanguíneo como foi abordado.
- A criação de mapas de temperatura para diferentes tamanhos de vasos sanguíneos, diferentes disposições espaciais dos vasos sanguíneos, diferentes velocidades de fluxo e diferentes intensidades de TU, uma vez que esta experiência apenas conta com o fluxo representativo da artéria hepática direita e artéria carótida comum de 3 mm de diâmetro.
- A aplicação de redes neuronais ou de outra metodologia alternativa para colmatar erros na aquisição dos sinais retro-espalhados que possibilitem a estimação de temperatura, uma vez que por vezes são encontrados artefactos indesejáveis na imagem de ultrassom obtida.
- A utilização de outro material que mimetize tecido Humano, ao invés de o utilizado.

Bibliografia

- [1] W. J. Fry and R.B. Fry (1950) Determination of absolute sound levels and acoustic absorption coefficients by thermocouples probes-theory, *J. Acoust. Soc. Am*, vol. 26, 1950, pp. 311-317.
- [2] K. J. Parker (1985) Effects of heat conduction and sample size on ultrasonic absorption measurements, *J. Acoust. Soc. Am*, vol. 77, 1985, pp. 719-725.
- [3] Jinlan Huang, R. Glynn Holt, Robin O. Cleveland and Ronald A. Roy (2004) Experimental validation of a tractable numerical model for focused ultrasound heating in flow through tissue phantoms, *J. Acoust. Soc. Am*, vol. 116, 2004, pp. 2451-2458.
- [4] Arthur, R.M., Straube, J.W. Trobaugh and E.G. Moros (2005) Noninvasive temperature estimation of hyperthermia temperatures with ultrasound, *Int. J. Hyperthermia*, vol. 21, 2005, pp. 589-600.
- [5] Simon C, VanBaren P and Ebbini E S (1998) Two-dimensional temperature estimation using diagnostic ultrasound, *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* vol. 45, 1998, pp. 1088–1099.
- [6] C. A. Teixeira, M. Graça Ruano, A. E. Ruano and W. C. A. Pereira (2006) Non-invasive tissue temperature evaluation during application of therapeutic ultrasound: precise time-spatial non-linear modelling, in *IFMBE Proceedings – WC 2006 World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Seoul, Korea, S. I Kim and T.S. Suh Seoul, Eds., 27 August -1 September 2006, pp. 70-73.
- [7] C. A. Teixeira, W. C. A. Pereira, A. E. Ruano and M. Graça Ruano (2007) Narx structures for noninvasive temperature estimation in non-homogeneous media, In: *Proceedings of the IEEE International Symposium on Intelligent Signal Processing*, Alcalá de Henares, October 3-5, 2007, pp. 169-174.
- [8] C. A. Teixeira, M. Graça Ruano, A. E. Ruano and W. C. A. Pereira (2008) A soft-computing methodology for non-invasive time-spatial temperature estimation, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* vol. 55, 2008, pp. 572-580.

- [9] C. A. Teixeira, W. C. A. Pereira, A. E. Ruano and M. Graça Ruano (2010) On non-invasive multilayer temperature estimation using soft-computing methods, *Ultrasonics*, vol. 50, 2010, pp. 32-43.
- [10] M. Graça Ruano, C. A. Teixeira and Javid J. Rahmati (2012) Characterization of temperature-dependent echo-shifts and backscattered energy induced by thermal ultrasound, *Soft Computing Applications*, 2012, pp. 421-431.
- [11] H. G. Klinger and J. Math (1983) Relations between heat transfer in perfused biological tissue and the local symmetry components of the vascular system, vol. 18, 1983, pp. 223-231.
- [12] Ryan C. Gessner, Roshni Kothadia, Steven Feingold and Paula Dayton (2011) 3-D Microvessel- mimicking ultrasound phantoms produced with a scanning motion system, *Ultrasound in Med. & Biol.*, vol. 37, no. 5, 2011, pp. 827-833.
- [13] Sahar Ghanavati, Parvin Mousavi, Gabor Fichtinger and Purang Abolmaesumi (2011) Phantom validation for ultrasound to statistical shape model registration of human pelvis, *Proc. Of SPIE* vol. 7964, 79642U.
- [14] Y Wang, H. J. Dan, J.H. Fan and S. B. Wen (2010) Evaluation of the correlation between colour power Doppler flow imaging and vascular endothelial growth factor in breast cancer, *The Journal of International Medical Research*, vol. 38, 2010, pp. 1077-1083.
- [15] Chun Yen Lai, Dustin E. Kruse, Douglas N. Stephens, Patrick L. Sutcliffe and Katherine W. Ferrara (2010) Simulation and phantom validation of mild hyperthermia produced by a dual function ultrasound linear array, *IEEE International Ultrasonics Symposium Proc.*, 2010, pp. 2270-2273.
- [16] A. Faller, M. Schuenke, “The Human Body, An Introduction to Structure and Function”, Este livro é uma tradução autorizada e revista da 13ª Edição Alemã publicada e cujos direitos autor pertencem a Georg Thieme Verlag, 2004.
- [17] Rod R. Seeley, Trent D. Stephens, Philip Tate, “Anatomia e Fisiologia”, 6ª Edição.
- [18]http://www.as.miami.edu/chemistry/2086/Chapter_21/NEW-hap21_class_part1.htm.

- [19] <http://www.auladeanatomia.com/site/pagina.php?idp=145>
- [20] M. Graça Ruano, H. S. Duarte, C. A. Teixeira, “Tissue temperature estimation with pulse-echo in blood flow presence”, IEEE International Symposium on Intelligent Signal Processing 2013.
- [21] Luís Augusto da Silveira, Fernando Braga Cassiano Silveira, Valéria Paula Sassoli Fazan, “Arterial diameter of the celiac trunk and its branches. Anatomical study”, 043-047 Acta Cirúrgica Brasileira - Vol. 24 (1) 2009.
- [22] Dean Alexander McNaughton, Monzer M. Abu-Yousef, Doppler US of the Liver Made Simple, RadioGraphics 2011; 31:161–188, Published online 10.1148/rg.311105093.
- [23] Medical Imaging Physics, Fourth Edition, por William R. Hendee e E. Russell Ritenour, 2002.
- [24] <http://www.ultrangroup.com/Transducers/Catalogs/Standard.pdf>, 2012
- [25] http://www.google.pt/imgres?start=154&um=1&hl=pt-PT&sa=N&biw=1366&bih=643&tbm=isch&tbnid=LB0CsKu62hheDM:&imgrefurl=http://radiographics.rsna.org/content/33/1/E1/F1.expansion.html&docid=2n1RZRpS5O50pM&imgurl=http://radiographics.rsna.org/content/33/1/E1/F1.large.jpg&w=1280&h=1058&ei=_wM_UbOkIobBhAfxnoGgBg&zoom=1&ved=1t:3588,r:74,s:100,i:226&iact=r&c&dur=9788&page=8&tbnh=176&tbnw=213&ndsp=24&tx=53&ty=107
- [26] S. Y. Sato, W. C. A. Pereira, C. R. S. Vieira, “Phantom para Medição da Faixa Dinâmica de Equipamentos de Ultra-som Biomédicos” v. 19, n. 3, p. 157-166, dezembro 2003.
- [27] C. A. Teixeira, “Soft- Computing techniques applied to artificial tissue temperature estimation”, Dissertação de Doutoramento, UALG, 2008.
- [28] C. A. Teixeira, M. Graça Ruano, ‘Plataforma de aquisição de dados para a estimação não invasiva de temperatura’, Patente nacional nº 103530, 2010
- [29] Viola F. and Walker, W. F., “A spline-based algorithm for continuous time-delay estimation using sampled data,” IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 52, no. 1, 2005, pp. 80–93.