

MAPEAMENTO DO CAMPO DE TEMPERATURA GERADO POR FEIXES ULTRA-  
SÔNICOS EMPREGADOS EM FISIOTERAPIA.

Camila de Souza Furtado

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS  
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE  
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS  
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA  
BIOMÉDICA.

Aprovada por

---

Prof. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, D.Sc.

---

Prof. Marco Antônio von Krüger, Ph.D.

---

Prof. João Carlos Machado, Ph.D.

---

Prof. Fernando Reiszal Pereira, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JUNHO DE 2005

FURTADO, CAMILA DE SOUZA

Mapeamento do campo de temperatura gerado  
por feixes ultra-sônicos empregados  
em fisioterapia. [Rio de Janeiro] 2005

XIII, 53, p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc.,  
Engenharia Biomédica, 2005)

Tese - Universidade Federal do Rio de  
Janeiro, COPPE

1. Ultra-som

2. Mapeamento do campo de temperatura

I. COPPE/UFRJ II. Título ( série )

Para a querida mamãe, mulher mais importante da minha vida.

## AGRADECIMENTOS

Sobretudo, a Deus, meu Pai, por minha vida e pela oportunidade de concretizar o meu sonho aqui na Terra.

Ao meu saudoso Pai, que sempre dizia ser o saber e a cultura, a herança mais sólida que um pai pode deixar para um filho.

A minha Mãe, mulher que me conduz hoje, em minha caminha terrena com maestria, dedicação, alegria e muito amor.

Às Minhas lindas irmãs Lola e Carmélia, que sempre ajudaram a criar um ambiente propício, com muito amor e carinho, para que eu pudesse estudar e trabalhar.

Aos meus dedicados orientadores que nunca mediram esforços para estar comigo nos momentos de facilidade e dificuldade, nas auroras e nas mais altas horas da noite, nos feriados, domingos e dias santos, sendo, incondicionalmente, meus orientadores, meus companheiros de trabalho, colaboradores na solução de todos os problemas inerentes a um trabalho experimental e a uma vida cheia de compromissos como a minha. Obrigada Wagner e Marcão, professores exímios em sua tarefa de conduzir, incentivar e orientar não só a aluna, mas também a Camila. Obrigada por vocês terem incluído em minha vida a vontade de contribuir um pouco na a construção de um profissional mais bem formado e conhecedor de sua área e seus limites de atuação. Obrigada a Deus por ter colocado vocês dois na minha vida.

Aos amigos Daniel Bonollo Delamora e Igor da Guia Rosa pela ajuda e dedicação nos momentos de dúvida e pelo apoio no desenvolvimento dos programas utilizados para o processamento.

Aos amigos Rodrigo Leite e Viviane Mendes Abrunhosa, que sem medir esforços, se dedicaram junto comigo na realização dos experimentos da Tese

A todos os amigos e professores do Laboratório de Ultra-Som, que me ajudaram sempre, pelo menos, com um sorriso no rosto.

A todos os amigos e professores do Programa de Engenharia Biomédica e do Laboratório de Ultra-som, que, de alguma forma, me auxiliaram em minha formação e sempre me receberam com, pelo menos, um sorriso no rosto.

Ao amigo Amaury, que sempre atendeu com presteza a todas as solicitações na oficina mecânica.

Aos técnicos do PEMM/UFRJ - Laboratório de Metalurgia, que cooperaram muito na construção dos termopares.

À amiga Prof. Eliane Manfio, quem despertou em mim o interesse pela pesquisa por seu brilho, competência e gosto pela profissão.

Ao meu amigo prof. Nilton Petrone Villardi Jr, que nestes últimos anos de minha vida se fez meu Pai, me incentivando, me apoiando e me conduzindo pela vida acadêmica, profissional e pessoal.

A minha querida amiga, Teresa Gallo, que esteve comigo durante todo o tempo, todas as horas, oferecendo sempre seu apoio incondicional.

À Dani, a melhor secretária do mundo.

Aos meus queridos gestores e amigos da Universidade Estácio de Sá, que por compreenderem a relevância desta empreitada na minha vida, sempre me ofereceram apoio incondicional nas horas difíceis.

Aos meus queridos amigos da clínica Fisiobarra, que estiveram comigo durante minha vida de fisioterapeuta.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

MAPEAMENTO DO CAMPO DE TEMPERATURA GERADO POR FEIXES ULTRASONICOS EMPREGADOS EM FISIOTERAPIA.

Camila de Souza Furtado

Abril/2005

Orientador: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Programa: Engenharia Biomédica

O campo térmico gerado por ultra-som ainda não é bem conhecido e estudos apontam para a insuficiência de evidências biofísicas para comprovar a eficácia do uso terapêutico. Este trabalho pretende contribuir para a compreensão dos padrões de aquecimento ultra-sônico em tecidos biológicos, propondo a construção de um calorímetro contendo uma matriz de termopares. Nos experimentos registrou-se e comparou-se a resposta de um meio irradiado por ultra-som, variados os parâmetros da irradiação. Do comportamento geral das curvas de aquecimento, nota-se uma diferença entre os termopares centrais e os laterais, que apresentam um aquecimento relativo atrasado em relação aos centrais, caracterizando a irradiação de US para os centrais e a condução para os laterais. A partir dos sinais obtidos, é possível obter informações básicas de como o feixe está promovendo o aquecimento do meio, de muita utilidade no planejamento de protocolos terapêuticos por ultra-som.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

MAPPING THE THERMAL FIELD GENERATED BY ULTRASONIC IRRADIATION AT  
THERAPEUTIC LEVELS

Camila de Souza Furtado

April/2005

Advisor: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Department: Biomedical Engineering

In physiotherapy ultrasound, high intensity levels of energy are applied for biological tissues heating, leading to physiological effects described in the literature. Even though the literature relates high temperature to bioeffects, the real properties of the thermal field generated by a physical therapy ultrasound transducer remain unknown. The aim of this study is to contribute to the understanding of the ultrasonic heating patterns in biological tissues, through the construction of a calorimeter with thermocouples inside. As results of the experiments, The shape of the rising part of the curve is determined by the heat delivered by the ultrasonic radiation associated with the losses to the external medium. Preliminary results show the possibility of recognizing some details in the heating pattern, such as the central thermocouple peak appearing before the other, meaning that it is losing heat for the adjacent thermocouples, which heats at a slower rate. It was constructed a calorimeter capable of generating temperature curves produced by ultrasound transducers, especially for physiotherapy applications.

## Sumário

<b>Capítulo I – Introdução .....</b>	<b>1</b>
<b>Capítulo II – Revisão Bibliográfica.....</b>	<b>4</b>
<b>II-1 Ultra-som aplicado a Fisioterapia .....</b>	<b>4</b>
II-1.1 Efeitos Térmicos.....	5
II-1.2 Efeitos não Térmicos.....	6
<b>II-2 Metodologias Utilizadas para o Mapeamento de Campo Térmico Gerado por Ultra-som .....</b>	<b>7</b>
<b>Capítulo III – Metodologia .....</b>	<b>10</b>
<b>III-1 Introdução.....</b>	<b>10</b>
<b>III-2 Montagem experimental.....</b>	<b>10</b>
III-2.1 Parte acústica.....	11
III-2.2 Parte Térmica.....	13
<b>Capítulo IV – Resultados .....</b>	<b>18</b>
<b>IV - 1 Modo Contínuo.....</b>	<b>19</b>
IV-1.1 Intensidade de irradiação.....	20
IV-1.2 Distância entre face do transdutor e meio contendo termopares.....	24
<b>IV - 2 Modo Pulsado.....</b>	<b>27</b>
IV-2.1 Modo pulsado P100 ciclos de carga 1/2, 1/5 e 1/10.....	27
IV-2.2 Modos contínuo e pulsado.....	31
IV-2.3 Distância entre face do transdutor e meio contendo termopares para o caso do modo pulsado.....	36
IV-2.4 Intensidade de irradiação no modo pulsado.....	39



<b>Capítulo V – Discussão .....</b>	<b>42</b>
<b>Capítulo VI – Conclusão .....</b>	<b>44</b>
<b>Referências Bibliográficas.....</b>	<b>45</b>
<b>Apêndice.....</b>	<b>51</b>

## Tabela de Figuras

Figura III – 1 Montagem experimental completa. Pode-se observar o calorímetro e transdutor em primeiro plano, à direita o *Spider 8*, um conversor AC/DC. Ao fundo, o US.

Figura III – 2 Diagrama esquemático da parte acústica onde se pode ver transdutor, meio de acoplamento, meio de referência, terminação e a localização dos termopares.

Figura III – 3 Fotografia da parte da montagem experimental que é apresentada no diagrama da fia figura III – 2.

Figura III – 4 Diagrama esquemático mostrando as dimensões da matriz de termopares e placa de CI mostrando sua localização num corte transversal do tubo de PVC.

Figura III – 5 Diagrama de blocos da medição, aquisição e processamento dos sinais de temperatura.

Fig IV – 1 Registro da temperatura dos sete termopares durante 900 segundos em um experimento constituído de três etapas: a) Durante os primeiros 180 segundos não houve irradiação e portanto a temperatura permanece constante, b) Nos 240 segundos subseqüentes foi aplicada irradiação de intensidade de  $1,5 \text{ W/cm}^2$ , segundo a escala do equipamento de Fisioterapia. Nota-se o aumento da temperatura nos sete termopares. c) Nos 480 segundos restantes a irradiação foi desligada, observando-se apenas o efeito do resfriamento do meio.

Figura IV – 2 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $0,5 \text{ W/cm}^2$ , utilizando-se um calorímetro de 7,2 cm de distância entre a face do transdutor e os termopares.

Figura IV – 3 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0 \text{ W/cm}^2$ , utilizando-se um calorímetro de 7,2 cm de distância entre a face do transdutor e os termopares.

Figura IV – 4 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,5\text{W}/\text{cm}^2$ , utilizando-se um calorímetro de 7,2 cm de distância entre a face do transdutor e os termopares.

Figura IV – 5 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0\text{ W}/\text{cm}^2$ , sendo a distância entre face do transdutor e meio contendo os termopares 4,8 cm.

Figura IV – 6 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0\text{W}/\text{cm}^2$ , utilizando-se um calorímetro de 7,2 cm de distância entre a face do transdutor e os termopares.

Figura IV – 7 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1.0\text{ W}/\text{cm}^2$ , na modalidade P100, com ciclo de carga: 1/2, sendo a distância entre face do transdutor e os termopares 7,2 cm.

Figura IV – 8 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1.0\text{ W}/\text{cm}^2$ , na modalidade P100, com ciclo de carga: 1/5, sendo a distância entre face do transdutor e os termopares 7,2 cm.

Figura IV – 9 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1.0\text{ W}/\text{cm}^2$ , na modalidade P100, com ciclo de carga: 1/10, sendo a distância entre face do transdutor e os termopares 7,2 cm.

Figura IV – 10 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0\text{ W}/\text{cm}^2$ , em modo contínuo, protocolo geral (etapas repouso 180 segundos, irradiação 240 segundos, e resfriamento 480 segundos). Distância entre face do transdutor e meio contendo os termopares 7,2 cm.

Figura IV – 11 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0\text{ W}/\text{cm}^2$ , na modalidade P100, com ciclo de carga: 1/2.

Figura IV – 12 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0\text{ W}/\text{cm}^2$ , na modalidade P48, com ciclo de carga: 1/2.

Figura IV – 13 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0 \text{ W/cm}^2$ , na modalidade P16, com ciclo de carga: 1/2.

Figura IV – 14 Progressão da temperatura, para a distância entre face do transdutor e meio contendo os termopares 4,8 cm, intensidade de irradiação de  $1,0 \text{ W/cm}^2$ , na modalidade P48, com ciclo de carga: 1/2.

Figura IV -15 Progressão da temperatura, para a distância entre face do transdutor e meio contendo os termopares 7,2 cm, intensidade de irradiação de  $1,0 \text{ W/cm}^2$ , na modalidade P48, com ciclo de carga: 1/2.

Figura IV – 16 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $0,5 \text{ W/cm}^2$ , na modalidade P48, com ciclo de carga: 1/2. Altura do calorímetro:7,2cm.

Figura IV – 17 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0 \text{ W/cm}^2$ , na modalidade P48, com ciclo de carga: 1/2. Altura do calorímetro:7,2cm.

## **Lista de Tabela**

Tabela III – 1 Tabela de experimentos. Esta tabela descreve todos os experimentos realizados para se realizar o levantamento do aquecimento. A primeira coluna exhibe o modo de aquecimento (contínuo ou pulsado, nas modalidades P100, P48 e P16 e os ciclos de carga 1/2, 1/5 e 1/10). A segunda e a terceira coluna mostram as temperaturas registradas pelo termopar industrial no início e no fim do experimento. A quarta coluna mostra a opção de intensidade de irradiação, a quinta coluna exhibe o tamanho entre a face do transdutor e os termopares e as últimas colunas mostram o tempo de irradiação, igual em todos os experimentos.

## Capítulo I

### Introdução

Técnicas de ultra-som aplicado ao diagnóstico e à terapia vêm sendo amplamente utilizadas nas três últimas décadas (Enwemeka, 1989; Jackson et al., 1991; Gan et al., 1995; Barros Jr., 2001; Monte Raso, 2002). O ultra-som em Fisioterapia requer uma intensidade mais elevada para promover o aquecimento do tecido biológico e conseqüentemente os efeitos fisiológicos comumente descritos na literatura. (Reed and Low, 2001) Dentre as alterações sistemáticas, pode-se citar o aumento da permeabilidade da membrana celular em diferentes tecidos e seus gradientes de transporte; o diminuição da viscosidade dos fluidos e a facilitação da atuação das células leucocitosas, que fazem parte do processo de reparo dos tecidos, devido a liberação de vasoenzimas e neurotransmissores através do aumento da temperatura local (Reed and Low, 2001)

Embora a literatura forneça informações sobre efeitos fisiológicos oriundos do aumento da temperatura local, o campo térmico gerado por ultra-som em Fisioterapia ainda não é bem conhecido. Estudos apontam, inclusive, para a insuficiência de evidências biofísicas para comprovar a eficácia do seu uso terapêutico, embora esta seja uma prática bem estabelecida na rotina do atendimento fisioterápico. Essa falta de evidências tem múltiplas causas, indo desde a complexidade dos quadros patológicos às limitações metodológicas dos estudos clínicos, incluindo fatores técnicos (Baker et al., 2001; Speed, 2001).

Os estudos sobre os efeitos da radiação ultra-sônica nos tecidos biológicos se preocuparam primordialmente com aspectos de segurança, buscando estabelecer

limitares de intensidade de campo que não causam danos aos tecidos, quer pela pressão exercida (cavitação) ou pelo aquecimento provocado (Nyborg, 2001).

A temperatura é uma das variáveis importantes para o estudo da eficácia da terapia por ultra-som. Esta deve ser elevada a ponto de promover benefícios para o paciente, sem, contudo, provocar danos (morte celular) aos tecidos irradiados. Esta tarefa está longe de ser trivial, pois o feixe de ultra-som não é espacialmente homogêneo, apresenta diferentes níveis de intensidade de campo, que, por sua vez, geram diferentes taxas de aquecimento em cada ponto do tecido. Assim, conhecer a distribuição de temperatura em um tecido biológico gerada pela irradiação ultra-sônica é imprescindível para avaliação acurada da eficácia e segurança da sonidoterapia. A medição desta distribuição *in vivo* apresenta uma série de dificuldades. Alguns estudos experimentais têm utilizado termopares inseridos no tecido (Myrer et al. 2001; Merrick et al., 2002, Holcomb and Joyce, 2003), outros estudos propõem a reconstrução do campo térmico de forma não invasiva (Simon et al., 1998, Wojcik et al., 1999; Passechnik et al. 1999). Em outros, ainda são utilizados corpos de prova (phantoms) que sofrem danos irreversíveis após a irradiação ultra-sônica (Macedo et al., 2001). Em todos os casos, as conclusões são muito limitadas, sugerindo a dificuldade de se controlar adequadamente todas as variáveis envolvidas.

Este trabalho pretende contribuir para a compreensão dos padrões de aquecimento ultra-sônico em tecidos biológicos, propondo a construção de um calorímetro contendo uma matriz de termopares imersa em material mimetizador de tecido biológico (phantom ultra-sônico), a partir da qual se possa obter o perfil temporal de temperatura gerado a diferentes distâncias da face de transdutores ultra-sônicos para Fisioterapia.

No capítulo II, serão feitas considerações sobre as propriedades físicas do ultra-som, bem como os fundamentos teóricos da onda ultra-sônica na aplicação terapêutica.

A descrição dos métodos utilizados para fabricação do calorímetro e verificação do mapeamento de campo térmico gerado pelo ultra-som segue no capítulo III.

No capítulo IV, são apresentados os resultados das medições realizadas de acordo com os protocolos mais comumente utilizados em Fisioterapia, nos modos pulsado e contínuo, em diferentes intensidades e alturas entre a face do transdutor os termopares.

A análise e discussão dos resultados de acordo com as medições obtidas no Laboratório de Ultra-som (LUS) são apresentadas no capítulo V.

O capítulo VI mostra a conclusão e as sugestões de mapeamento de temperatura a partir de termopares.

O apêndice traz uma revisão sobre as leis da termodinâmica, sem as quais, o estudo da distribuição de calor não teria sido completo.



## Capítulo II

### Revisão Bibliográfica

#### II-1 Ultra-som aplicado a Fisioterapia

O ultra-som é uma onda mecânica cuja frequência encontra-se acima da faixa audível (> 20 kHz). É amplamente empregado em Saúde, em terapia, diagnóstico e procedimentos cirúrgicos.

O ultra-som terapêutico é um recurso amplamente utilizado em Fisioterapia para o tratamento de diversas patologias músculo-esqueléticas oriundas de perturbações traumatológicas, ortopédicas, reumáticas e esportivas. Efeitos benéficos têm sido evidenciados, por exemplo, no tratamento de úlceras varicosas, cicatrização tendinosa (Enwemeka, 1989; Jackson et al., 1991; Gan et al., 1995; Barros Jr., 2001), reparação de lesões musculares (Memezaes et al., 1999), reparação de lesões nervosas e na facilitação da penetração transcutânea de drogas de uso tópico, especificamente corticoesteróides (Byl et al., 1993) e vasodilatadores (McElnay et al., 1993). O sucesso de seu uso também tem sido frequentemente observado no reparo do tecido ósseo pós-traumatismos. Massaya et al. (1998) concluíram que o US de baixa intensidade tem a capacidade de acelerar o processo de consolidação óssea pela indução da secreção de variados fatores de crescimento pelos osteoblastos e células endoteliais *in vivo*. Rawool et al (2003), demonstraram que o ultra-som de baixa intensidade (30mW/cm<sup>2</sup>) estimulou a vascularização no sítio de osteotomias de ulna em cães. Os autores também observaram que o aumento do fluxo sanguíneo no local de fratura continuou evidente após o término da estimulação ultra-sônica, monitorado por um *Power Doppler*, ultra-sônico.

A energia ultra-sônica atua como ondas de pressão acústica, promovendo forças micro-mecânicas no osso e tecidos adjacentes. Estas ondas são geradas quando um campo elétrico de alta frequência (1-3MHz) é aplicado sobre um cristal piezoeletrico, localizado no transdutor do aparelho de ultra-som, que vibra na mesma frequência do campo, produzindo ondas acústicas de alta frequência. A piezoeletricidade permite que o cristal transforme a energia elétrica em mecânica e vice-versa. O feixe sonoro que sai do transdutor é cilíndrico, mas não é uniforme, mesmo em um meio homogêneo. O resultado

final é um padrão irregular de ondas sonoras na região próxima a face do transdutor, comumente chamado campo próximo ou zona de Fresnel. Seguido da zona de Fresnel, o campo distante ou zona de Fraunhofer, se alastra tornando-se mais regular, pois as diferenças no percurso se tornam insignificantes com o aumento das distâncias entre a face do transdutor e o alcance da onda sonora. O ultra-som terapêutico utiliza-se do campo próximo, ou zona de Fresnel, em função da proximidade entre a face do transdutor e o tecido biológico irradiado.

O ultra-som terapêutico pode ser produzido sob forma de ondas contínuas, quando o campo elétrico é aplicado de maneira contínua sobre a cerâmica, durante todo o período do tratamento e de forma pulsada, quando o campo elétrico é aplicado em pulsos.

As ondas conduzem uma energia que também depende da impedância acústica do meio por onde são propagadas. A impedância acústica é definida por meio da multiplicação da densidade do meio pela velocidade de propagação das ondas sonoras que passam através dele. As ondas sonoras também podem ser refletidas ou refratadas. As ondas refletidas têm um efeito adicional sobre o material irradiado, pois duas ondas, a original e a refletida, estão se deslocando em sentidos opostos, de modo que em alguns pontos elas se combinarão, produzindo uma amplitude e energia de onda maior, enquanto que em outros elas se cancelarão. Isso tende a produzir um padrão de ondas chamadas estacionárias e podem ter conseqüências deletérias significativas. Estas ondas são evitadas movimentando-se continuamente o transdutor.

## **II-1.1 Efeitos Térmicos**

A absorção do ultra-som pelo tecido biológico gera calor. A energia sonora é convertida em energia térmica proporcionalmente a intensidade do ultra-som. Caso o calor não seja dissipado por meios fisiológicos, ocorre um aumento da temperatura local, que resulta nos efeitos térmicos (Low & Reed, 2001)

Um aumento de 4 a 9 graus Celsius da temperatura do tecido durante um período mínimo de cinco minutos pode levar a um efeito térmico já significativo sob o ponto de vista biológico como aumento temporário da extensibilidade das estruturas colagenosas (tendões, ligamentos, cápsulas articulares). Outros efeitos desencadeados pelo aumento da temperatura são a diminuição da rigidez articular, a redução da dor, redução do espasmo muscular e aumento temporário no fluxo sanguíneo (Dyson, 1987). O efeito de

vasodilatação é esperado tanto para distribuir o calor adicional gerado pelo ultra-som, mas também para proteger a pele aquecida. Segundo Low & Reed (2001), a vasodilatação decorrente do calor ainda pode ser causada por outros mecanismos:

- Efeito direto sobre os capilares, promovendo sua dilatação;
- Reflexo axonal disparado pela estimulação de receptores polimodais, pelo envolvimento de somente fibras nervosas aferentes;
- Alteração metabólica com liberação adicional de dióxido de carbono e ácido láctico, aumentando a acidêz dos tecidos aquecidos, que tende a dilatação.
- Dano protéico local, com reação inflamatória e liberação de bradicininas e de substâncias semelhantes à histamina, que levam à vasodilatação.

A diminuição da viscosidade do sangue, também pode contribuir para o aumento do fluxo sanguíneo, em qualquer que seja a luz do vaso, já que a redução da viscosidade obedece a uma regra física, onde quanto menor for o espaço a ser atravessado pelo sangue, as organelas que o compõem tenderão a se alinhar, facilitando o seu deslocamento.

## **II –1.2 Efeitos não Térmicos**

A cavitação é a formação de pequenas bolhas gasosas nos tecidos como resultado da onda ultra-sônica que se propaga no meio. Irradiar ultra-som em líquidos leva a formação de bolhas de  $10^{-6}$   $\mu\text{m}$  de diâmetro, que resultam em dois tipos de cavitação: estável ou transitória. A cavitação estável ocorre quando bolhas oscilam radialmente seguindo os ciclos de rarefação e pressão, mas permanecem intactas (não colapsam). Quando o volume da bolha aumenta progressivamente, ela colapsa, causando aumento na temperatura e na pressão local, caracterizando a cavitação transitória (ou instável). A cavitação estável, associada as correntes acústicas, é considerada de valor terapêutico, mas a cavitação transitória, que provavelmente só ocorre com altas intensidades, pode causar danos teciduais. A cavitação estável resulta em microvibrações que produzem um fluxo líquido localizado ao redor das bolhas, conseqüentemente, adjacente às células (Kitchen & Partridge, 1990).

As correntes acústicas são um fluxo circulatório devido à pressão de radiação. Além disso, como já foi discutido no mecanismo da cavitação, ocorre um movimento

localizado e radial de líquido em torno da bolha que está vibrando. Estes movimentos muito pequenos de líquido ocorrem também em torno das células, caracterizando o efeito chamado microfluxo (Low & Reed, 2001).

As ondas estacionárias ocorrem como resultado da sobreposição das ondas incidentes ou refletidas. A onda estacionária consiste em duas ondas superpostas, além de um componente de deslocamento, as intensidades e pressões de pico são mais elevadas que as da onda incidente normal. Células fixas, como células endoteliais que revestem os vasos, podem ser lesadas, levando à formação de trombos (Ktchen & Bazin, 1998). O calor e a cavitação são os mecanismos que causam a maioria dos efeitos terapêuticos do ultra-som (Haar, 1987).

## **II-2 Metodologias Utilizadas para o Mapeamento de Campo Térmico Gerado por Ultra-som**

A geração de calor com fins terapêuticos (diatermia e hipertermia) pode ser obtida por várias técnicas diferentes (micro-ondas, crioterapia, laserterapia, ultra-som, etc). A eficácia destas técnicas depende primordialmente da monitoração do campo térmico gerado durante sua aplicação. Para esse fim a literatura indica métodos que se valem de tomografia computadorizada (raios-X), ressonância magnética e do próprio ultra-som (Varghese et al. 2002). Este trabalho pretende se ater ao campo gerado por feixes ultra-sônicos. As metodologias de mapeamento do campo térmico provocado por radiação ultra-sônica podem ser divididas em dois grupos:

- aquelas que visam o levantamento do padrão de aquecimento dentro dos tecidos, durante a aplicação terapêutica e
- aquelas que buscam obter o padrão de aquecimento do transdutor em si.

No primeiro grupo busca-se desenvolver métodos não invasivos que possam ser aplicados para a monitoração *in vivo* e em tempo-real da evolução da temperatura. Dentre estes métodos estão a tomografia computadorizada e a ressonância, já citadas, assim como o ultra-som que será aqui um pouco mais detalhado.

A ultra-sonografia convencional (Modo - B) não traz informações precisas sobre o aquecimento de uma determinada área, entretanto, as mudanças ocorridas nos tecidos se

refletem na propagação dos sinais ultra-sônicos. Assim, têm sido propostos métodos ultra-sônicos para monitoração de propriedades como: retroespalhamento, atenuação, velocidade da onda, expansão térmica do meio. Estes métodos buscam verificar a variação dos componentes espectrais e/ou da variação de fase do sinal temporal causados pelo processo de aquecimento (Seip et al. 1996, Simon et al.1998, Varghese et al. 2002,Teixeira et al., 2003). Todos estes métodos tem apresentado resultados promissores, porém, ainda não estão em uso clínico rotineiro.

Paralelamente a estes métodos, modelos físicos de propagação do ultra-som têm sido propostos com o objetivo de compreender como o aquecimento ocorre em tecidos biológicos, levando em conta seus elementos constituintes: multicamadas, com atenuação diferente, interfaces, rede de vasos sanguíneos, etc (Chan et al., 1973 e 1974, Fan e Hynynen, 1992, Wojcik et al. 1999).

No segundo grupo de metodologias para mapeamento do campo térmico, o objetivo é investigar o comportamento do transdutor em si. Os feixes ultra-sônicos dos equipamentos de US não são homogêneos espacialmente, isso faz com que o aquecimento ocorra de forma desigual, gerando pontos quentes que devem ser tratados com cuidado para que a terapia proposta seja eficaz e não cause danos aos tecidos. Assim, seria de grande utilidade o desenvolvimento de um método simples que permitisse a verificação do padrão de aquecimento do US. Tal método poderia ser incluído num programa de garantia de qualidade, que pudesse ser aplicado de forma rotineira. Algumas iniciativas neste sentido podem ser encontradas na literatura e as principais delas serão descritas a seguir. O presente trabalho se insere neste contexto.

Uma forma indireta de se ter uma idéia do aquecimento provocado pelo feixe ultra-sônico é pelo levantamento do campo de pressão (intensidade) do mesmo. Os mais comuns são o método de Schlieren (Zanelli et al. 1993), onde um feixe de luz (laser) atravessa o meio (transparente) por onde o feixe ultra-sônico se propaga e sofre refração, formando uma figura (num anteparo, por exemplo) que corresponde ao formato espacial do feixe de US (em 2 dimensões). Um método simples foi proposto por Sarvazyan et al. (1985), onde uma membrana é irradiada dentro de uma solução de tintura de azul de metileno, absorvendo esta de forma proporcional à intensidade média do feixe. Outro método é o de interferometria ótica, onde um laser identifica a diferença de fase de um feixe ultra-sônico que atinge uma superfície (água, por exemplo). Este método permite a obtenção do formato espacial do campo acústico em 3 dimensões. Entretanto, o método

padrão descrito em norma (NBR-IEC-1689, 1998) é o mapeamento por varredura planar com hidrofone, onde o resultado também é tridimensional.

Cook e Werchan (1971) publicaram um dos primeiros trabalhos para obtenção do campo térmico. O método propõe a colocação de uma membrana contendo cristais líquidos colestéricos (que mudam de cor em função da temperatura) na superfície d'água de um tanque acústico. O feixe de ultra-som, ao atingir a membrana, gera uma imagem cujas cores dependem da distribuição de intensidade do feixe. Este método tinha o inconveniente de que a imagem se desfazia em cerca de 10s, devido à propagação do calor ao longo da folha. Martin e Fernandez (1997) aprimoraram o método anterior, acoplado, à membrana cromotérmica, um material com características tais que favorecessem o aquecimento da membrana e retardassem o equilíbrio térmico. Adicionaram também, um espelho para que a imagem gerada pudesse ser fotografada e um absorvedor no fundo do tanque acústico para minimizar a reflexão da onda no sistema.

Em 2003, Macedo et al. deram mais um passo no aprimoramento do sistema com cristais colestéricos, elaborando um sistema, onde a folha contendo os cristais fazia parte de um dos lados de um tanque acústico. A vantagem de facilitar o manuseio do sistema, e de se obterem fotos digitais diretamente da folha. Relataram, entretanto, que o sobreaquecimento eventual provocava perda das propriedades térmicas dos cristais.

Shaw et al. (1999), pesquisadores do *National Physics Laboratory (UK)*, propuseram um objeto para teste térmico (*Thermal Test Object – TTO*) para ultra-som de aplicação médica. O TTO tem forma cilíndrica (150 mm de diâmetro e 55 mm de altura) e consiste de um termopar de filme fino, ladeado por duas camadas de material mimetizador de tecido biológico, recoberto por uma membrana de mylar. O objeto é imerso no tanque com sistema XYZ movido por motores de passo, que é utilizado para posicionar corretamente o TTO em relação ao feixe do transdutor. O sistema foi usado para medir quatro transdutores de imagem diferentes e as curvas de aquecimento experimentais coincidiram com as previsões teóricas dentro de uma faixa de  $\pm 10\%$ . Os autores propuseram que o TTO fosse utilizado como padrão, devido às suas propriedades de sensibilidade, reprodutibilidade e resolução.

## Capítulo III

### Metodologia

#### III-1 Introdução

O objetivo dos experimentos realizados neste trabalho foi registrar, para fins de comparação, a resposta (em termos de aquecimento) de um meio irradiado por ultra-som, quando se variam os parâmetros desta irradiação (modo de aplicação – contínuo pulsado, distancia entre a face do transdutor e os termopares e intensidade de irradiação). Para isto foi construída a montagem experimental descrita a seguir.

#### III-2 Montagem experimental

A montagem experimental (Figura III -1) pode ser analisada do ponto de vista **acústico** e do ponto de vista **térmico**. Na parte **acústica** o objetivo foi promover a **irradiação** de um **meio de referência** que **simulasse** as **propriedades acústicas** do **tecido**. Esta irradiação deveria ser **caracterizável**, **ajustável** e **reprodutível**. Do ponto de vista **térmico** o objetivo foi utilizar a **intensidade acústica** e a **distribuição espacial de temperatura** decorrente da **absorção da energia ultra-sônica**, como forma de **caracterizar a irradiação**. A montagem teve de ser dotada de dispositivos que permitissem **medição e registro da distribuição espacial da temperatura do meio de referência em tempo-real**. Segue-se descrição por partes, distinguindo-se as características acústicas e térmicas.

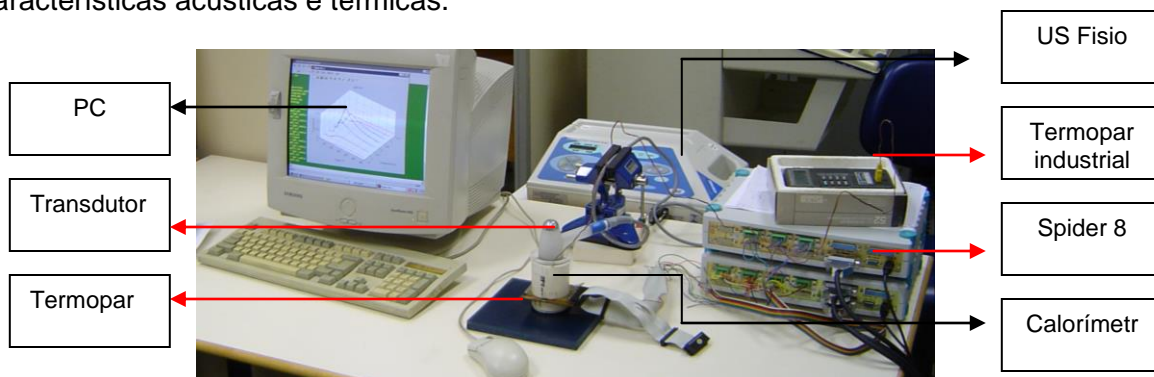


Figura III-1 – Montagem experimental completa. Pode-se observar o calorímetro e transdutor em primeiro plano, à direita o *Spider 8*, um conversor AC/DC. Ao fundo, o US.

### III-2.1 Parte acústica

A parte acústica foi constituída de um **gerador de ultra-som** que através de um **meio de acoplamento** transmite energia acústica para o **meio de referência**, no qual parte desta energia é absorvida e transformada em calor, sendo a parte não absorvida transmitida para um meio chamado de **terminação** onde é atenuada, minimizando assim a reflexão que levaria a uma re-irradiação do **meio de referência** (Figura III – 2 e III - 3).

**a) O Gerador de ultra-som** empregado foi um equipamento de Fisioterapia comercial da marca IBRAMED, modelo Sonopulse 1-3 MHz, dotado de um transdutor de 1MHz.

Este equipamento é programável, permitindo os seguintes ajustes:

A intensidade de saída entre 0,1 e 2,0 W/cm<sup>2</sup> em incrementos de 0,1 W/cm<sup>2</sup>.

Modo de irradiação: contínuo ou pulsado.

No modo pulsado a duração do ciclo de carga pode ser ajustada para: 10, 22 ou 64 ms, e cada tamanho de ciclo de carga, denominado modalidade, foi chamado respectivamente P100, P48 e P16.

Ainda no modo pulsado, há a possibilidade de se escolher o ciclo de carga que significa basicamente a razão entre as frações do ciclo correspondentes a radiação ligada e desligada; os ciclos de carga disponíveis no equipamento são 1/2, 1/5, 1/10.

**b) Meio de acoplamento** é um meio com baixo coeficiente de atenuação interposto entre o transdutor e o meio de referência, servindo apenas para e conduzir a irradiação acústica mantendo um afastamento determinado entre transdutor e o meio. No presente trabalho o meio de acoplamento foi a água. Pelo diagrama apresentado nas Figuras III – 1, III – 2 e III – 3, pode-se ver que o transdutor está acoplado à extremidade de um tubo de PVC alinhado com seu eixo. Este tubo tem diâmetro interno de 5 cm. Através do emprego de tubos de comprimentos diferentes, foi possível variar o afastamento entre a face do transdutor e o meio de referência. Foram ensaiados quatro tipos de afastamento: 4,8 cm, 7,2 cm, 9,0 cm e 140 cm.

**c) Meio de referência** é um material que possui coeficiente de absorção comparável aos tecidos ("phantom") que se aquecia ao ser irradiado por ultra-som. Era constituído de



uma mistura de Agar, glicerina, água destilada, e pó de grafite (em peso 2,5% de Agar, 80% de água, 17,5 glicerina) segundo um processo proposto e descrito por Sato (2001). Este "phantom" foi moldado em um tubo de PVC de mesmo diâmetro interno que aquele contendo o meio de acoplamento, com o qual foi montado em continuidade. Seu comprimento foi de 3,5 cm. A matriz de termopares destinada a detectar sua temperatura em pontos predeterminados, foi posicionada segundo sua seção transversal a 1 cm de profundidade da superfície que ficava do lado do transdutor. Assumiu-se que esta matriz produzia perturbação desprezível no campo acústico, devido ao pequeno diâmetro dos seus fios (0,25 mm).

**d) Terminação** era uma placa de material absorvedor de ultra-som, fornecida pelo NPL (National Physics Laboratory - UK) (Zeqiri e Bickley 2000), que foi acoplada à face do meio de referência distal em relação ao transdutor. A energia acústica que atravessava o meio de referência era transmitida para esta placa onde era atenuada, minimizando a re-irradiação do mesmo por reflexão.

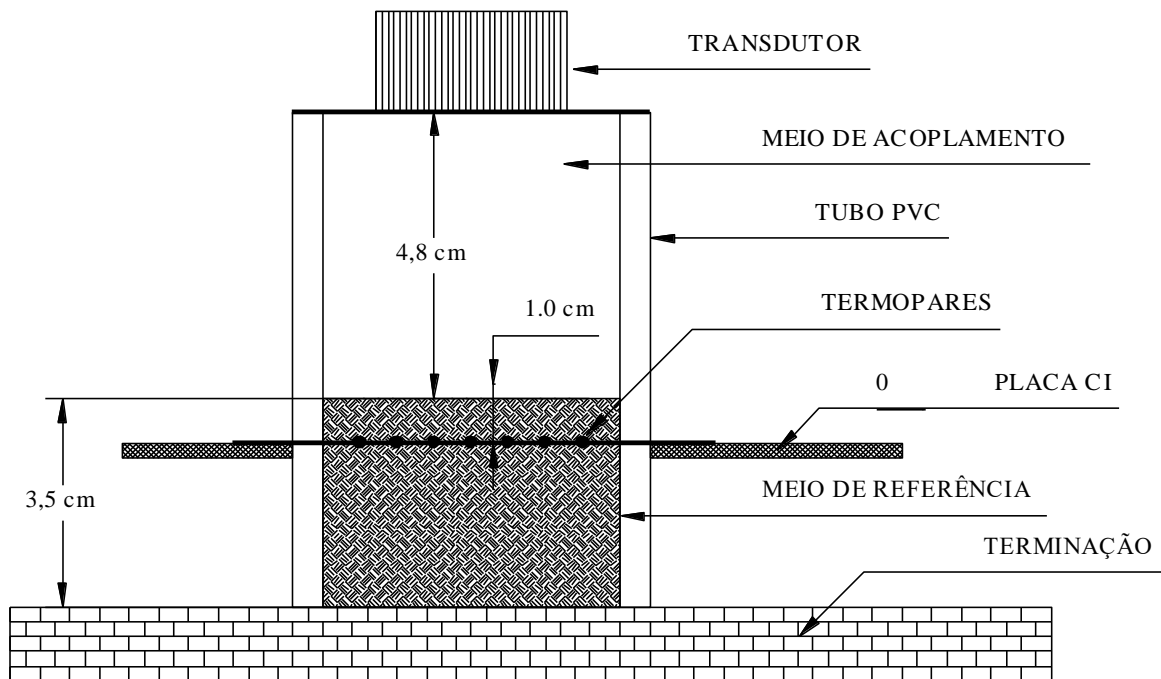


Figura III – 2 Diagrama esquemático da parte acústica onde se pode ver transdutor, meio de acoplamento, meio de referência, terminação e a localização dos termopares.

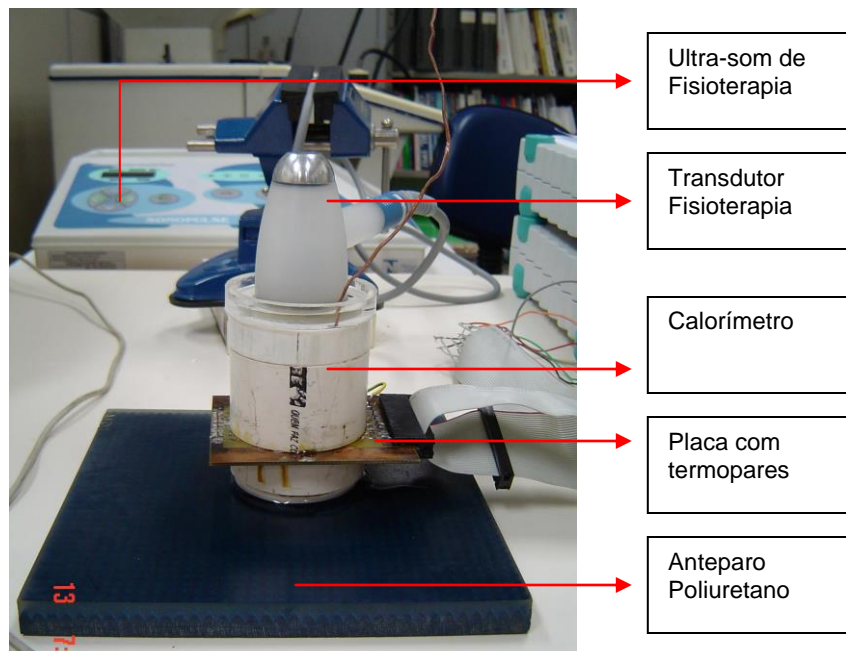


Figura III – 3 Fotografia da parte da montagem experimental que é apresentada no diagrama da fia figura III – 2.

### III-2.2 Parte Térmica

A parte térmica foi basicamente um calorímetro constituído por **região ativa** onde ocorria a geração de calor devido à absorção do ultra-som. Esta era envolvida por um **meio circundante** que a continha e através do qual a região ativa trocava calor com o **ambiente** que envolvia o **meio circundante**. Este último possuía uma grande capacidade térmica, podendo se assumir que sua temperatura permanecia constante durante o experimento.

A **região ativa** do calorímetro foi o **meio de referência** já descrito no item III-2-1, onde a energia ultra-sônica era absorvida e convertida em calor causando um aumento de temperatura que era medido pelos termopares.

Por **meio circundante** entende-se o invólucro da **região ativa**, faziam parte dele a água que atuava como **meio de acoplamento**, as paredes do tubo de PVC que a continham e por último, a **terminação**.

Por **ambiente** entende-se o meio exterior ao meio circundante fazendo parte dele o ar e o suporte do calorímetro.

Faziam também parte da montagem experimental os dispositivos de detecção, condicionamento, registro e processamento do sinal de temperatura. Foram eles:

A **matriz de termopares** tipo E (cromel - constantan) mostrada esquematicamente nas figuras III-2, III – 4 e III - 5. Pode-se observar que esta matriz era montada, suportada e eletricamente conectada em uma placa de circuito impresso (CI). Esta placa foi cortada e corroída de forma a apresentar, em sua borda inferior, contatos de cobre espaçados de forma a fazer conexão com um conector ISA e, na borda superior, uma seqüência de ilhas alinhadas verticalmente com eles, o cobre não foi retirado das laterais. No centro da placa foi cortada uma abertura circular com 6,0 cm de diâmetro (suficiente para permitir a passagem justa do tubo de PVC contendo o "phantom"). Sete fios de Constantan (diâmetro = 0.25 mm) dispostos paralelamente e espaçados de 0,5 cm foram soldados entre conectores e ilhas, simétricos em relação ao diâmetro horizontal da abertura. Foi cortado um comprimento de 5,6 cm de um fio de Cromel de diâmetro = 0.25 mm. Com este foram fabricadas duas junções tipo E em oposição, ao se soldar em suas extremidades dois segmentos de Constantan. As extremidades livres destas junções foram presas e soldadas às bordas laterais da placa, de modo a serem posicionadas ao longo do diâmetro horizontal da abertura e de forma que as junções ficassem localizadas dentro da abertura circular, a aproximadamente 0,2 cm da borda. Desta forma, o fio de Cromel se apoiava sobre os sete fios de Constantan já montados. Procedeu-se então a soldas nos pontos de interseção, tomando-se o cuidado de não interromper o fio de Cromel. Por este processo foram criados sete pares de junções tipo E em oposição (figura III). Do ponto de vista elétrico, entre cada contato ISA e o terminal comum soldado na extremidade do fio de Cromel, vê-se sempre dois termopares ligados em oposição. Esta configuração permitiu fazer leituras diferenciais de temperatura entre as duas junções. Adotando-se como referência uma junção comum, foi possível utilizar as outras para medir a diferença de temperatura entre cada uma delas e a referência.

A inserção da matriz no tubo foi feita com corte transversal do mesmo e a colocação da placa de CI sobre a parte inferior. Desta forma a abertura circular da placa envolveu o tubo, enquanto que os fios ficaram apoiados no topo do mesmo. A parte superior foi então recolocada em posição, apoiando-se sobre os fios. As duas partes foram coladas com Epoxy® em quantidade suficiente para vedar totalmente o corte e colar a borda interna do CI ao tubo. Desta forma as duas junções comuns ficaram inseridas na parede do tubo, enquanto que as outras ficaram dentro de sua luz, como se pode ver nas figuras III – 4 e III I- 5.

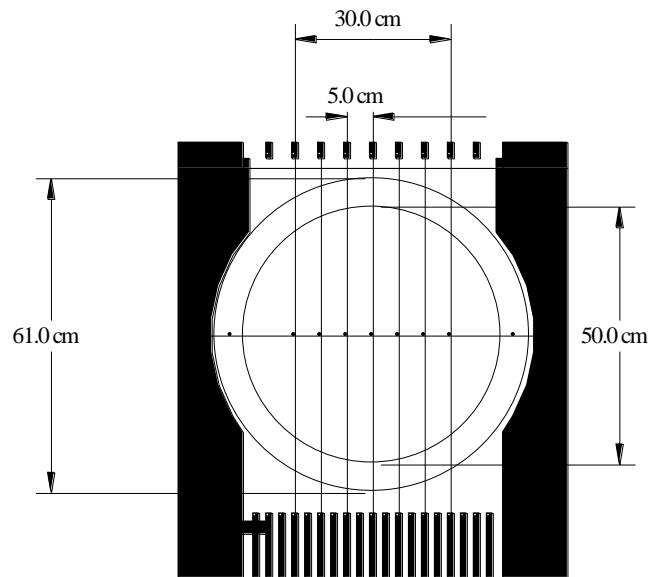


Figura III – 4 Diagrama esquemático mostrando as dimensões da matriz de termopares e placa de CI mostrando sua localização num corte transversal do tubo de PVC.

A aquisição e registro das curvas de temperatura foi obtida com um equipamento de aquisição de sinais conectado aos sete termopares diferenciais. Tal equipamento permite a utilização de vários tipos de sensores, entre os quais se incluem sensores resistivos e termopares. É produzido pela HBN – Alemanha e o modelo é *spider8* (Figura III – 4) Um programa fornecido pela HBN (Catman 4.5) permitiu o controle da aquisição a partir do PC, via porta paralela. As curvas de temperatura adquiridas foram depois processadas por um programa em Matlab.

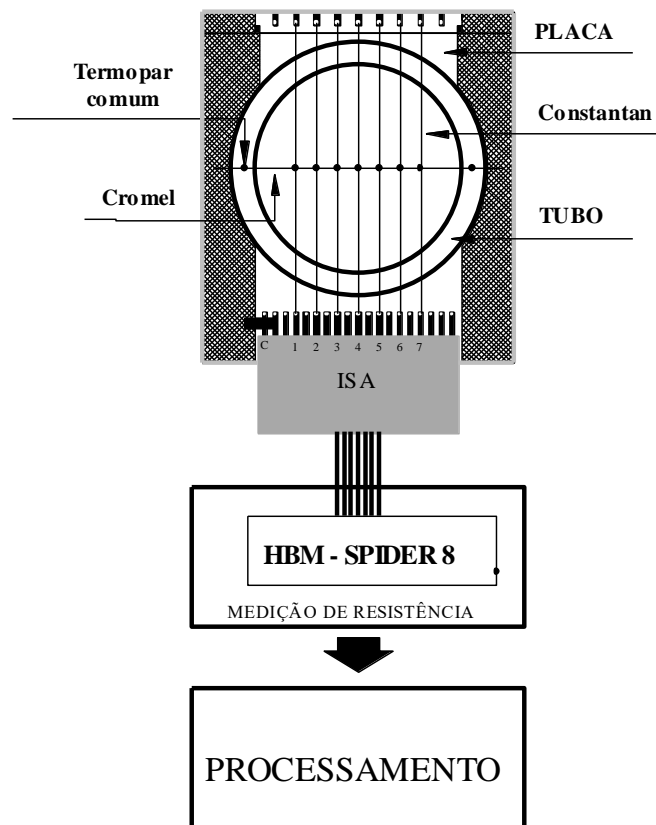


Figura III – 5 Diagrama de blocos da medição, aquisição e processamento dos sinais de temperatura.

O sinal proveniente dos termopares foi captado utilizando o *spider8*, configurado para medição temperatura. Nos experimentos, utilizou-se o seguinte protocolo: durante 180 segundos, o ultra-som foi mantido desligado e o sinal foi capturado pelo catman 4.5. Aos 180 segundos, ligou-se o ultra-som no modo e intensidade apropriados para o

experimento e por 240 segundos irradiou-se o *phantom*. Aos 420s de experimento, foi desligado o equipamento e aguardou-se mais 480 segundos, coletando o sinal, para que o resfriamento pudesse ser gravado.

A temperatura ambiente foi controlada através de termopares industriais acoplados ao calorímetro, oferecendo a leitura instantânea das temperaturas no momento da coleta dos dados. O experimento foi realizado no LUS e o ar condicionado foi desligado, para impedir a oscilação devida ao controle da climatização. A seguir, a tabela de experimentos.

Tabela III-1 – Tabela de experimentos. A segunda e a terceira coluna mostram as temperaturas registradas pelo termopar industrial no início e no fim do experimento, a quarta coluna mostra a intensidade de irradiação, a quinta coluna exibe o tamanho do calorímetro e as últimas colunas mostram o tempo de irradiação, igual em todos os experimentos

Modo	Temperatura Inicial	Temper. Final	Intens US (W/cm <sup>2</sup> )	Altura Calorím (cm)	Tempo Exec (total)	Tempo deslig (início)	Tempo ligado	Tempo deslig (final)
<b>modo pulsado</b>								
P100 1/10	28,5	29,2	0,5	7,2	900s	180s	240s	480s
P48 1/10	27,1	27,2	0,5	7,2	900s	180s	240s	480s
P16 1/10	27,3	27,5	0,5	7,2	900s	180s	240s	480s
P100 1/10	27,5	27,8	1	7,2	900s	180s	240s	480s
P48 1/10	27,9	28,1	1	7,2	900s	180s	240s	480s
P16 1/10	28,1	28,4	1	7,2	900s	180s	240s	480s
P100 1/10	29,2	29,4	1,5	7,2	900s	180s	240s	480s
P48 1/10	29,4	29,5	1,5	7,2	900s	180s	240s	480s
P16 1/10	25,4	25,9	1,5	7,2	900s	180s	240s	480s
P100 1/5	26	26,6	1	7,2	900s	180s	240	480s
P100 1/2	27	27,7	1	7,2	900s	180s	240	480s
P48 1/2	27,7	28,4	1	7,2	900s	180s	240	480s
P16 1/2	28,5	28,9	1	7,2	900s	180s	240	480s
P100 1/2	28,1	29	1	4,8	900s	180s	240	480s
P100 1/2	28.1	29	1	9,0	900s	180s	240	480s
<b>modo contínuo</b>								
cont	28,6	28,7	0,1	7,2	900	180s	240s	480s
cont	28,6	29,2	0,5	7,2	900	180s	240s	480s
cont	29,2	30,2	1	7,2	900	180s	240s	480s
cont	30,2	30,5	1,5	7,2	900	180s	240s	480s
cont	24,1	28	1	4,8	900	180s	240s	480s

## Capítulo IV

### Resultados

Este capítulo apresenta os resultados obtidos com a montagem experimental descrita no capítulo III. Os registros da temperatura em função do tempo representam a evolução da temperatura nos diversos termopares antes, durante e depois da irradiação, segundo o protocolo descritos no capítulo III.

Um registro típico obtido é apresentado na figura IV.1, nela pode-se observar a evolução da temperatura nos sete termopares nas etapas de repouso, aquecimento e resfriamento.

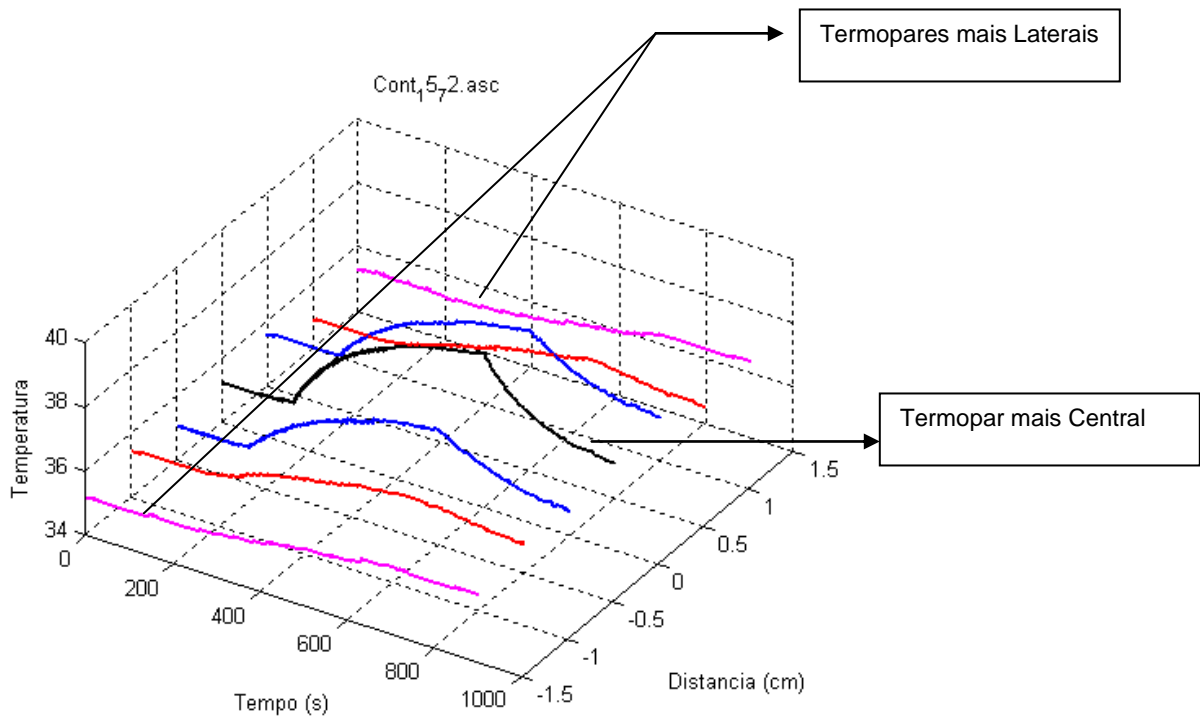


Fig IV – 1 Registro da temperatura dos sete termopares durante 900 segundos em um experimento constituído de três etapas: a) Durante os primeiros 180 segundos não houve irradiação e portanto a temperatura permanece constante, b) Nos 240 segundos subsequentes foi aplicada irradiação de intensidade de  $1,5 \text{ W/cm}^2$ , segundo a escala do equipamento de Fisioterapia. Nota-se o aumento da temperatura nos sete termopares. c) Nos 480 segundos restantes a irradiação foi desligada, observando-se apenas o efeito do resfriamento do meio.

Da observação do comportamento geral das curvas de aquecimento, nota-se que os três termopares centrais apresentam curvas semelhantes, ao passo que os quatro termopares laterais apresentam um aquecimento relativo mais lento e atrasado em relação aos elementos centrais. Isto sugere que o aumento de temperatura neles deve-se muito mais à condução de calor do que ao aquecimento direto pela irradiação, significando que o feixe ultra-sônico atinge apenas os três elementos centrais. Esta observação permitirá fazer uma estimativa da largura efetiva do feixe. Além disto pode-se observar que as curvas situadas à esquerda (posições -0,5 -1,0 e -1,5) têm maior amplitude, o que sugeriria que o feixe não estaria perfeitamente normal à face do transdutor.

Os resultados apresentados a seguir estão organizados de forma a permitir a observação do efeito dos diversos parâmetros da irradiação no aquecimento do meio. São eles: **Intensidade da irradiação** [ $W/cm^2$ ], **Distância** [Afastamento entre termopares e transdutor], **Modo de irradiação** [Contínuo ou pulsado], **Ciclo de carga** [Razão entre tempo de emissão para tempo desligado (aplicado ao modo pulsado)], **Modalidade de irradiação** [Duração do pulso (proposto pelo fabricante do aparelho)].

#### **IV - 1 Modo Contínuo**

Para o estudo do aquecimento em função da intensidade de irradiação ou em função da distância entre face do transdutor e meio contendo os termopares, tanto o modo contínuo quanto o modo pulsado são representativos. Escolheu-se o modo de irradiação contínuo, uma vez que o aquecimento obtido com ele seria maior, gerando um sinal de melhor relação sinal/ruído.



#### **IV – 1.1 Intensidade de irradiação no modo contínuo**

Os gráficos a seguir, demonstram a progressão da temperatura, de acordo com o protocolo geral de irradiação (Registro dos primeiros 180 segundos sem irradiação; Registro de 240 segundos com irradiação; registro das sete curvas de resfriamento com a irradiação desligada pelos 480 segundos restantes do experimento) com intensidades de irradiação diferentes (0,5, 1,0 e 1,5 W/cm<sup>2</sup>). Os gráficos localizados superiormente, apresentam uma visão em perspectiva que permite distinguir melhor as curvas dos vários termopares e os gráficos dispostos inferiormente, permitem a determinação precisa das temperaturas.

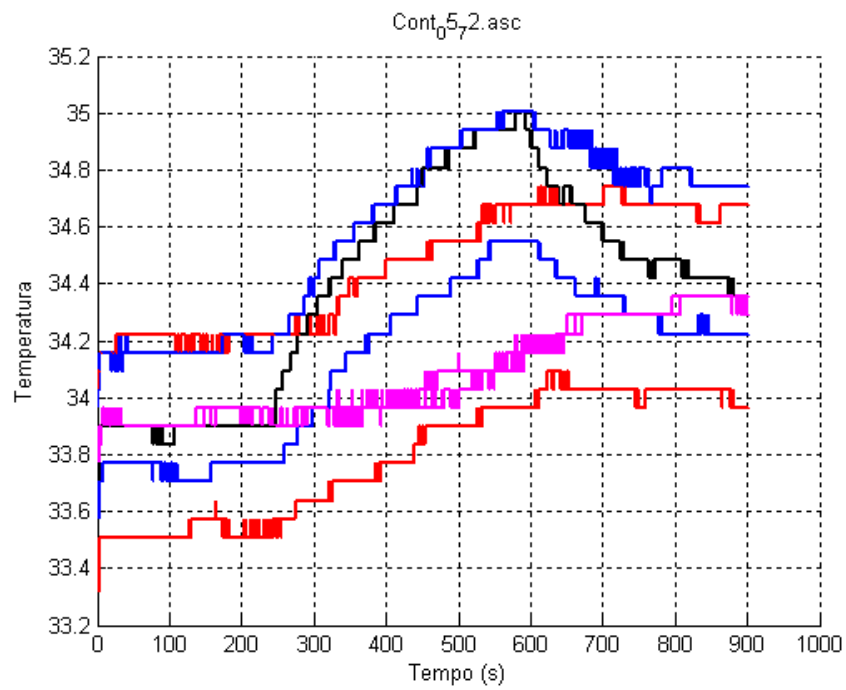
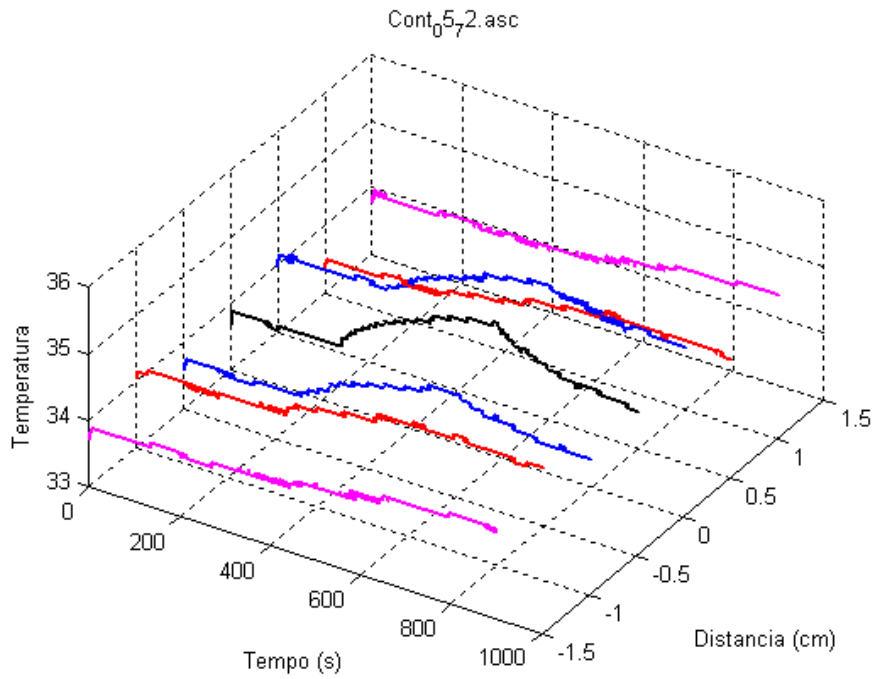


Figura IV – 2 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $0,5\text{W}/\text{cm}^2$ , utilizando-se um calorímetro de 7,2 cm de distância entre a face do transdutor e os termopares.

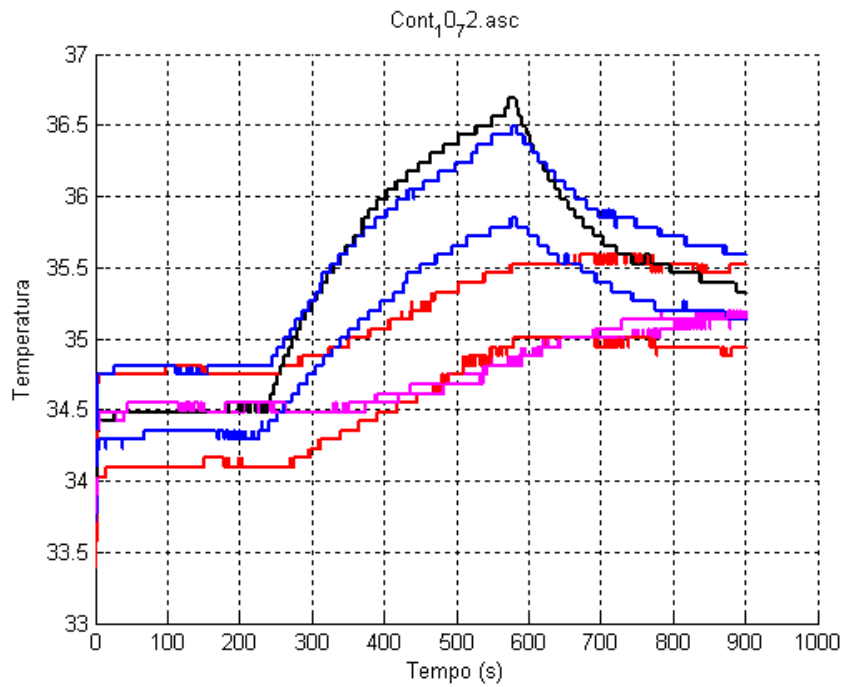
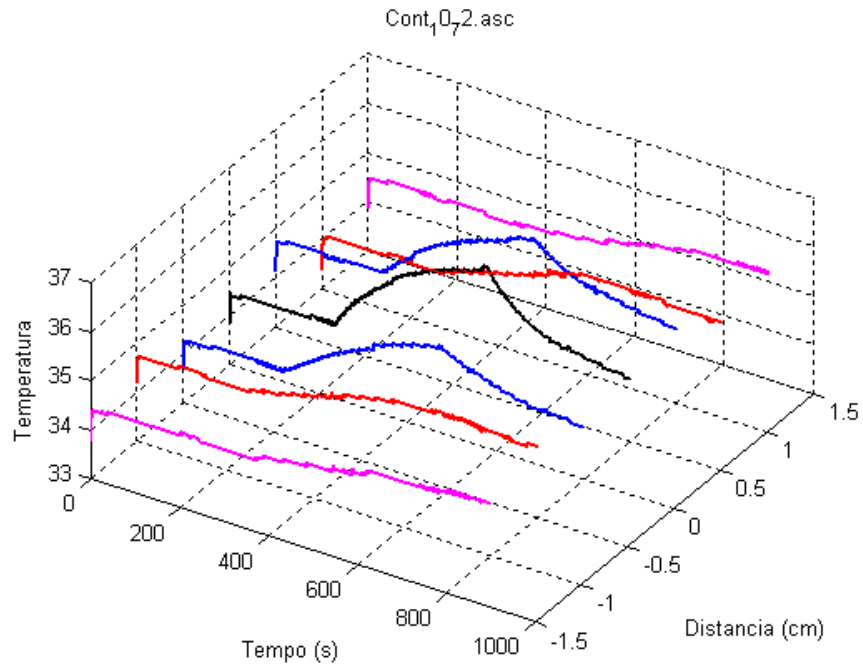


Figura IV – 3 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0\text{W}/\text{cm}^2$ , utilizando-se um calorímetro de 7,2 cm de distância entre a face do transdutor e os termopares.

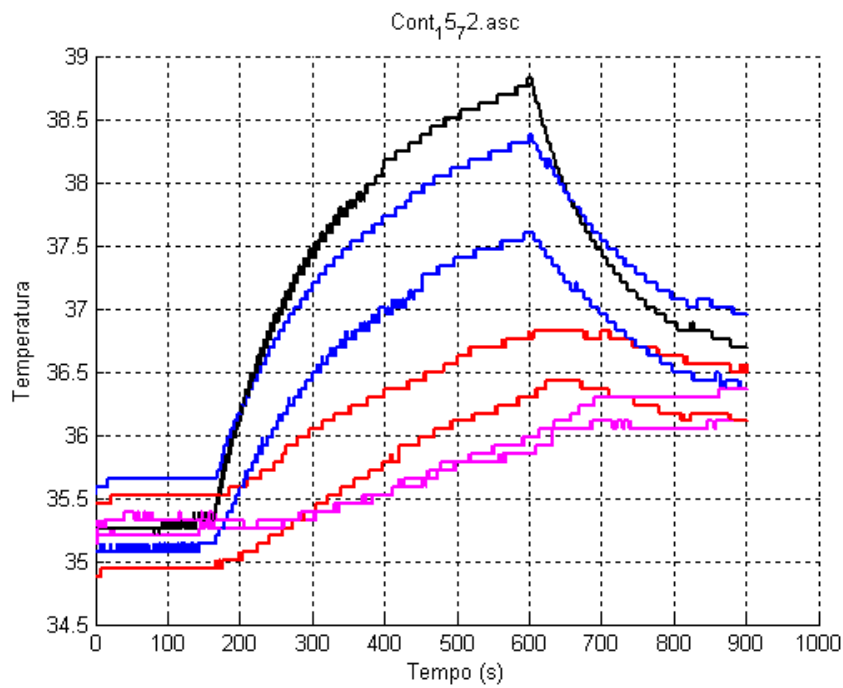
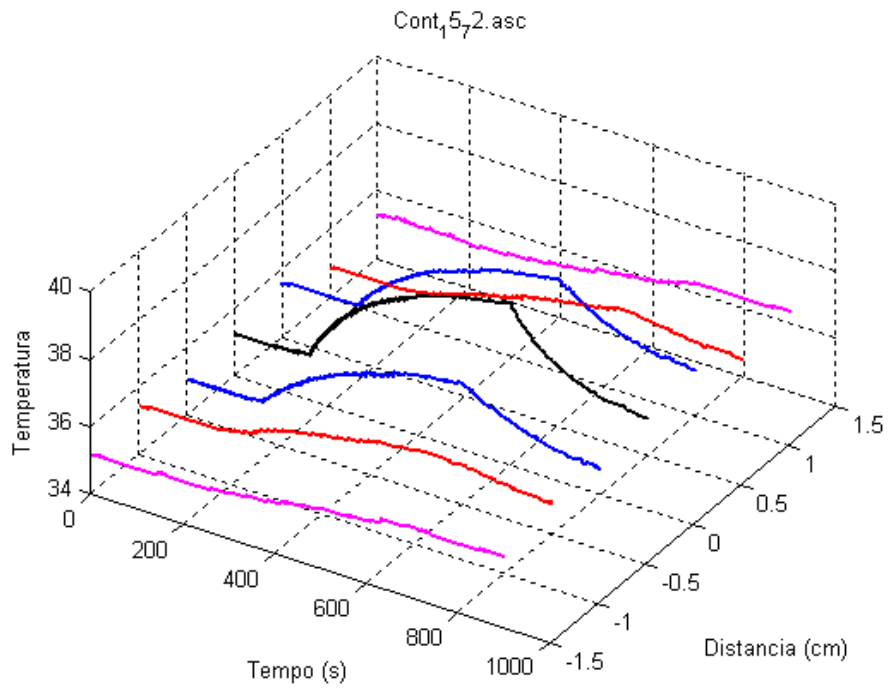


Figura IV – 4 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,5\text{W}/\text{cm}^2$ , utilizando-se um calorímetro de 7,2 cm de distância entre a face do transdutor e os termopares.

#### **IV – 1.2      Distância entre face do transdutor e meio contendo termopares**

Para exemplificar aquecimento em função do afastamento entre transdutor e meio contendo os termopares, foram selecionados para apresentação os registros de irradiação em regime contínuo com  $1,0\text{W}/\text{cm}^2$  de intensidade e as distâncias de 4,8 e 7,2cm entre a face do transdutor e dos termopares. O gráfico superior apresenta uma visão em perspectiva que permite distinguir melhor as curvas dos vários termopares, a figura inferior no plano permite a determinação precisa das temperaturas.

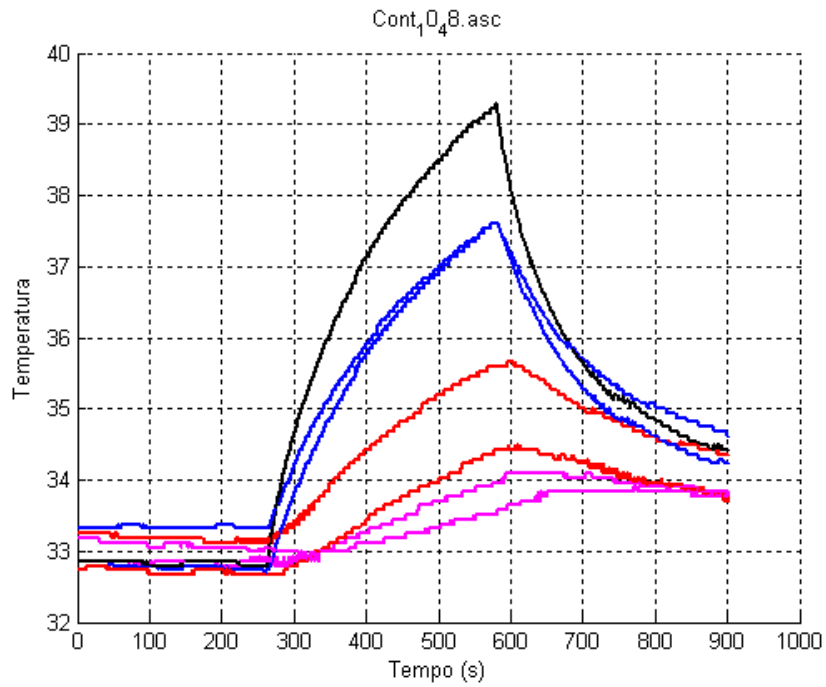
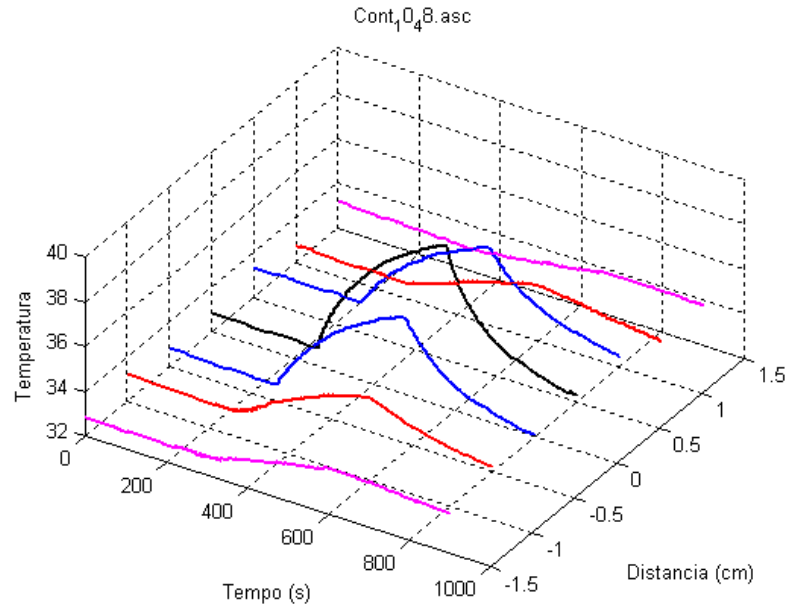


Figura IV – 5 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0\text{W}/\text{cm}^2$ , sendo a distância entre face do transdutor e meio contendo os termopares 4,8 cm.

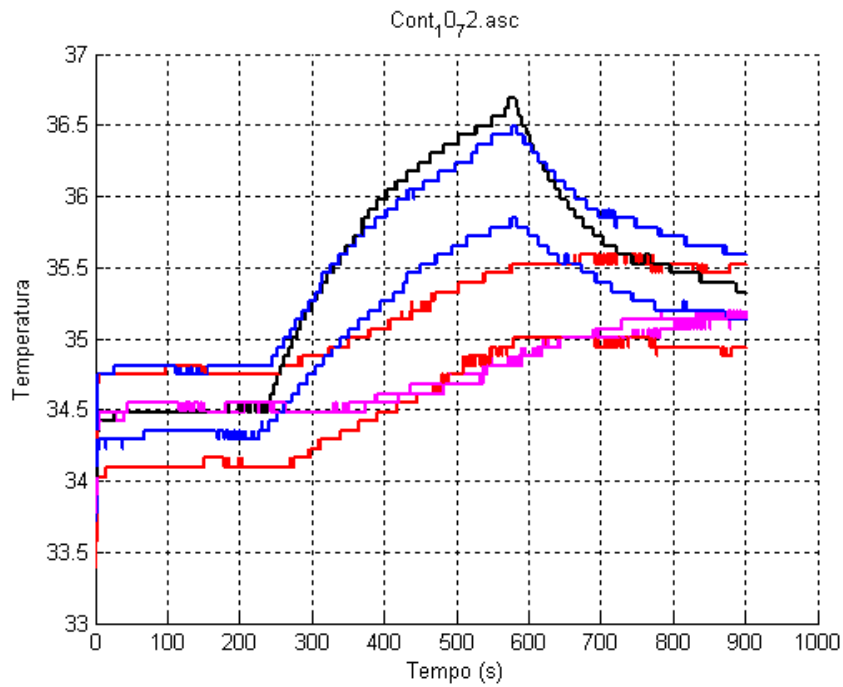
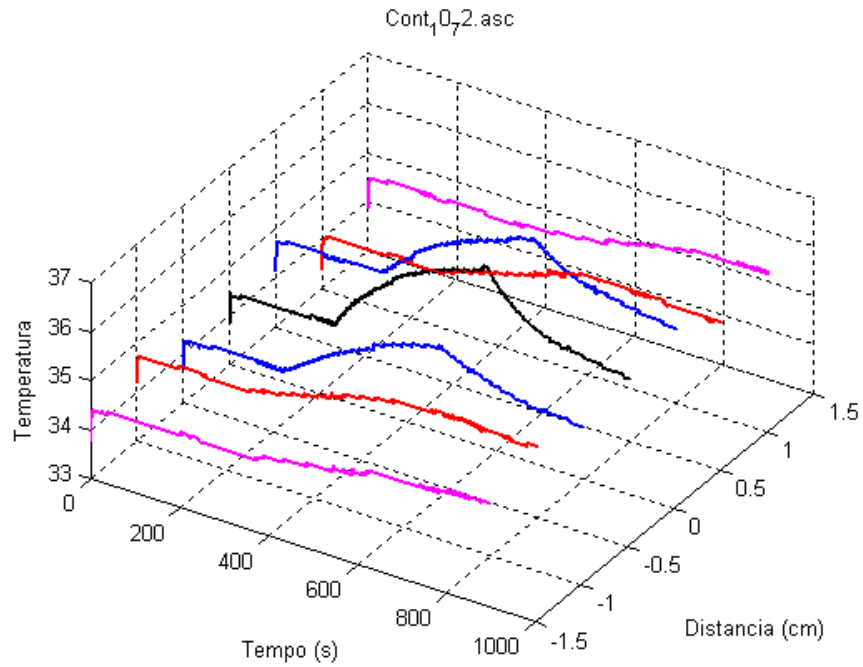


Figura IV – 6 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0\text{W}/\text{cm}^2$ , utilizando-se um calorímetro de 7,2 cm de distância entre a face do transdutor e os termopares.

## **IV - 2 Modo Pulsado**

O modo pulsado é caracterizado pela irradiação intermitente, podendo ser classificado segundo modalidade e ciclo de carga. Por modalidade deve-se entender a duração do ciclo. O equipamento de sonidoterapia empregado nos experimentos permite a escolha de três períodos: 10ms, 21ms e 64 ms denominados respectivamente P100, P48 e P16. Uma vez definido o tamanho do período, pode-se definir o ciclo de carga que significa para cada tipo de ciclo, a razão entre o tempo em que a irradiação esta ligada para o tempo em que a irradiação esta desligada.

Os experimentos foram executados nas três modalidades P100, P48 e P16, para cada modalidade e para cada uma foram ensaiados os três ciclos de carga 1/2, 1/5, 1/10. Para apresentação neste trabalho foram selecionados os registros obtidos quando se empregou a intensidade de  $1,0\text{W}/\text{cm}^2$ . Os resultados aqui apresentados são divididos em três grupos, sendo cada um escolhido para demonstrar o efeito da variação de ciclo de carga e modalidade no aquecimento do meio irradiado.

### **IV – 2.1 Modo pulsado P100 ciclos de carga 1/2, 1/5 e 1/10**

O primeiro grupo exhibe os resultados dos experimentos realizados com intensidade de  $1,0\text{ W}/\text{cm}^2$  na modalidade P100, com ciclos de carga: 1/2, 1/5 e 1/10 e o afastamento entre a face do transdutor e os termopares de 7,2 cm. A figura superior apresenta uma visão em perspectiva que permite distinguir melhor as curvas dos vários termopares, a figura inferior no plano permite a determinação precisa das temperaturas.



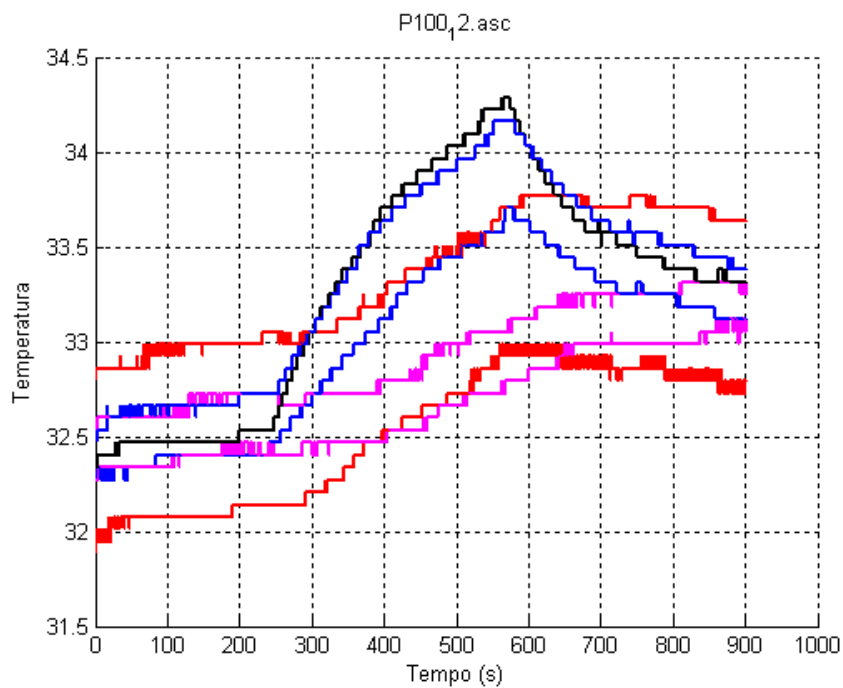
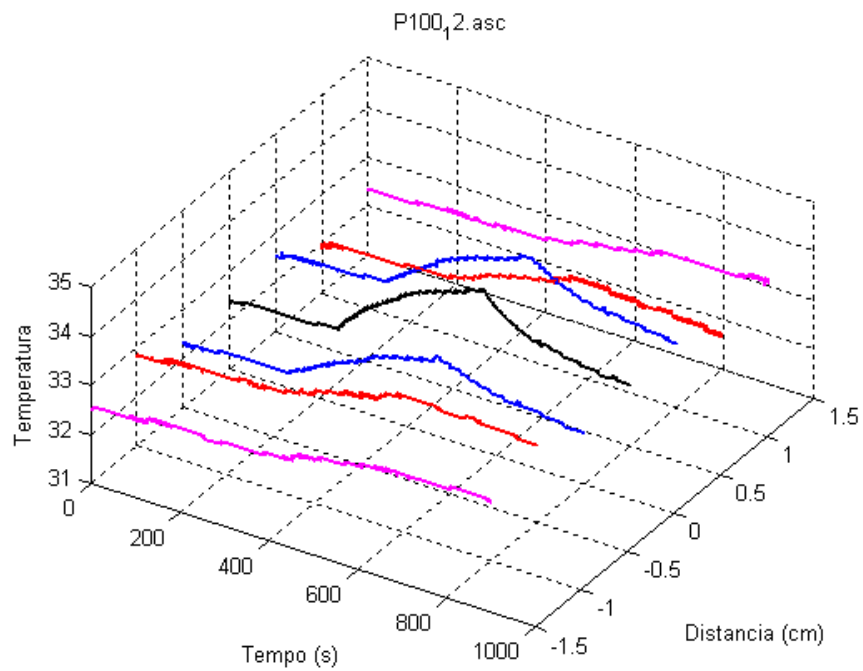


Figura IV – 7 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1.0\text{W}/\text{cm}^2$ , na modalidade P100, com ciclo de carga: 1/2, sendo a distância entre face do transdutor e os termopares 7,2 cm.

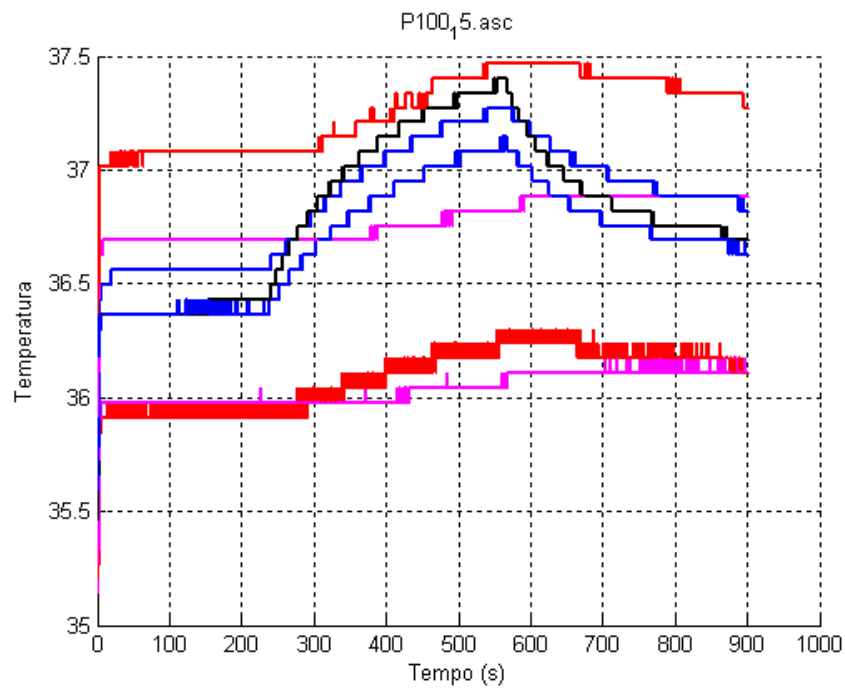
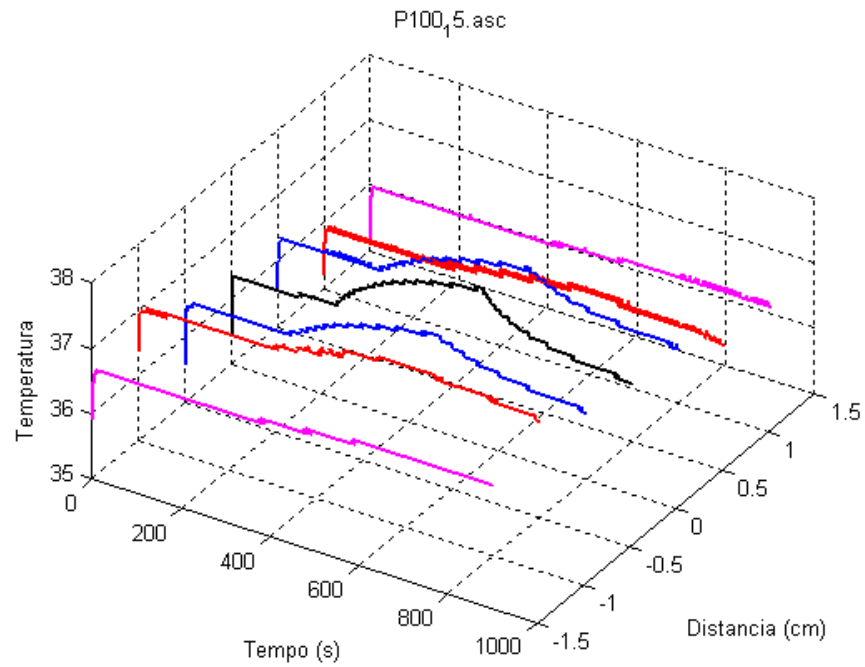


Figura IV – 8 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1.0\text{W}/\text{cm}^2$ , na modalidade P100, com ciclo de carga: 1/5, sendo a distância entre face do transdutor e os termopares 7,2 cm.

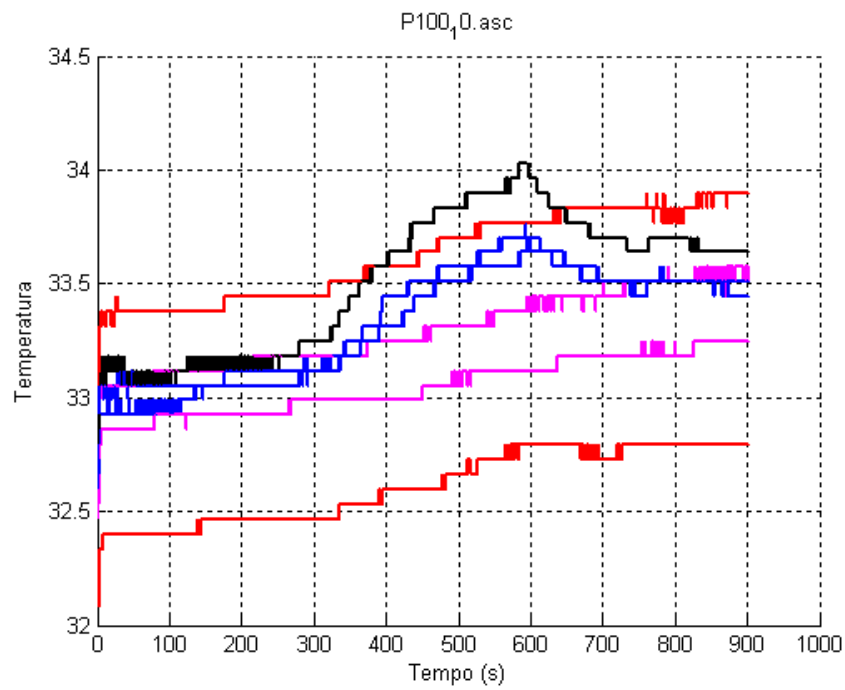
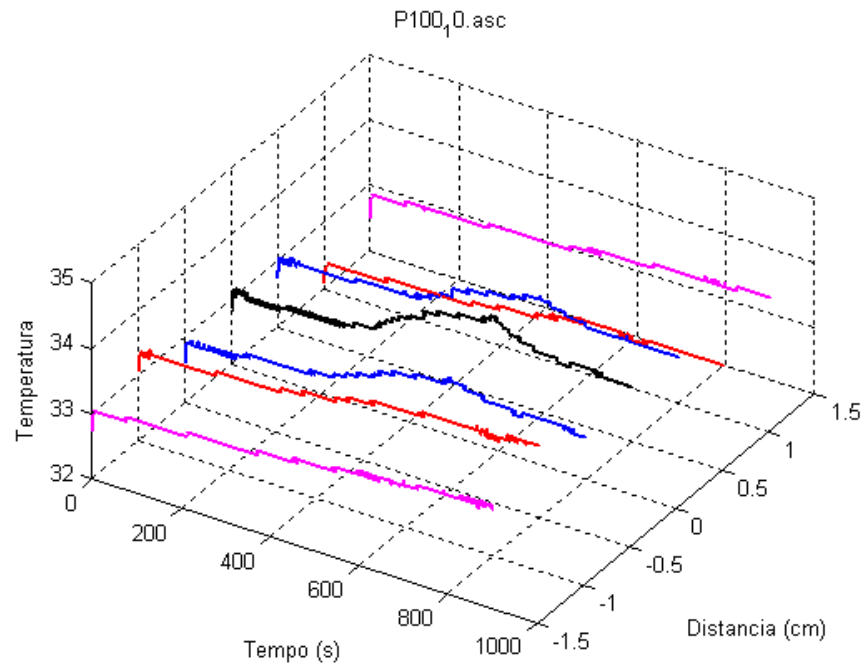


Figura IV – 9 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0\text{W}/\text{cm}^2$ , na modalidade P100, com ciclo de carga: 1/10, sendo a distância entre face do transdutor e os termopares 7,2 cm.

#### **IV – 2.2 Modos contínuo e pulsado (P100, P48 e P16, ciclo de carga ½)**

O segundo grupo exhibe os resultados dos experimentos realizados com intensidade de  $1,0 \text{ W/cm}^2$  nos modos Contínuo, e Pulsado (modalidades P100, P48 e P16 com ciclo de carga 1/2) mantendo o afastamento entre a face do transdutor e meio contendo termopares de 7,2 cm. O protocolo de aquecimento utilizado foi o mesmo para todos os casos. A figura superior apresenta uma visão em perspectiva que permite distinguir melhor as curvas dos vários termopares, a figura inferior no plano permite a determinação precisa das temperaturas.

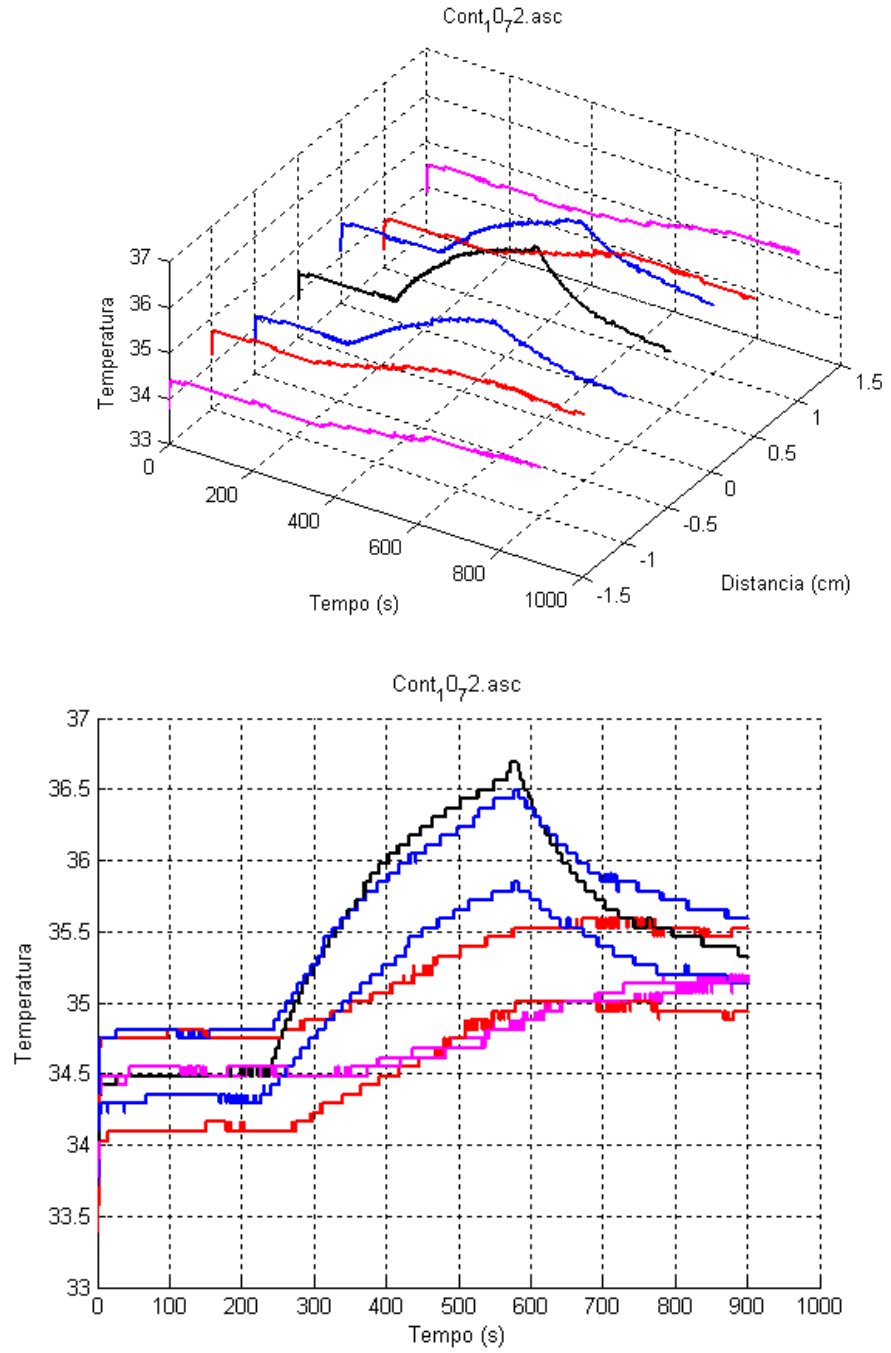


Figura IV – 10 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0W/cm^2$ , em modo contínuo, protocolo geral (etapas repouso 180 segundos, irradiação 240 segundos e resfriamento 480 segundos). Distância entre face do transdutor e meio contendo os termopares 7,2 cm.

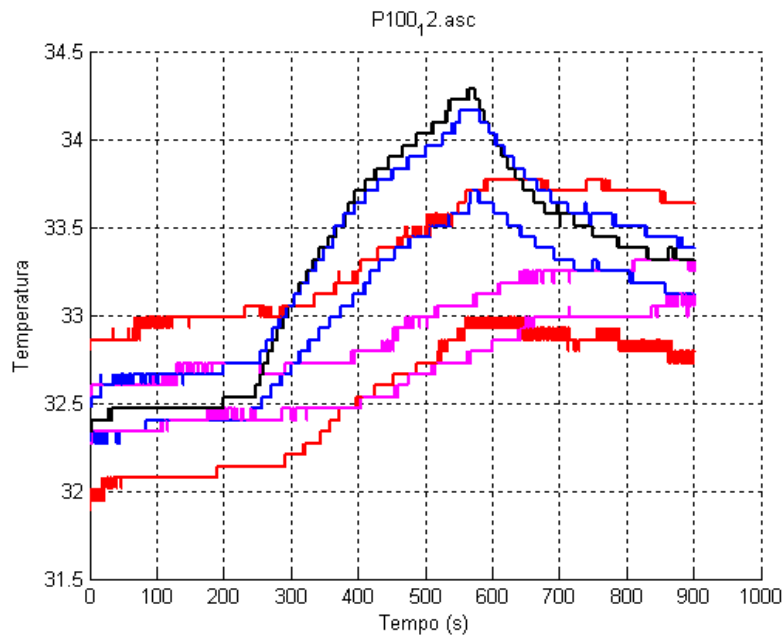
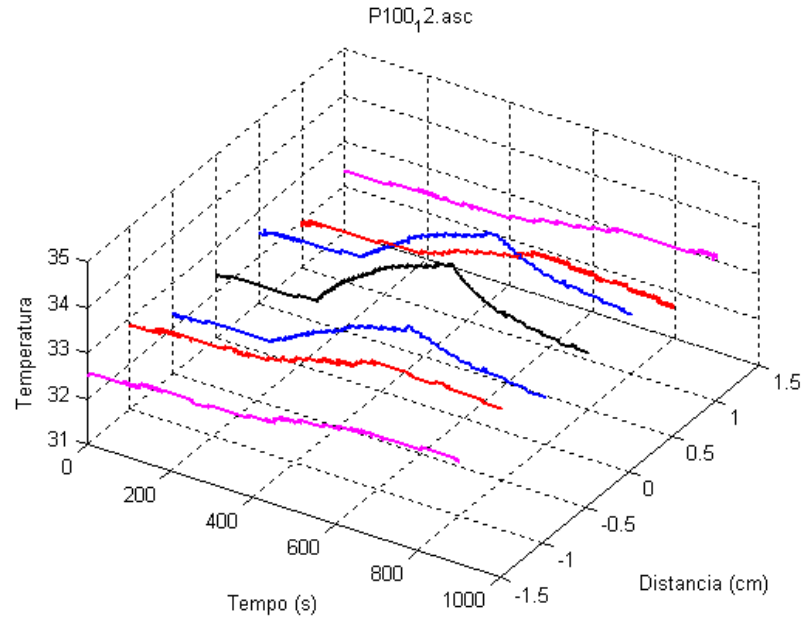


Figura IV – 11 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0 \text{ W/cm}^2$ , na modalidade P100, com ciclo de carga: 1/2.

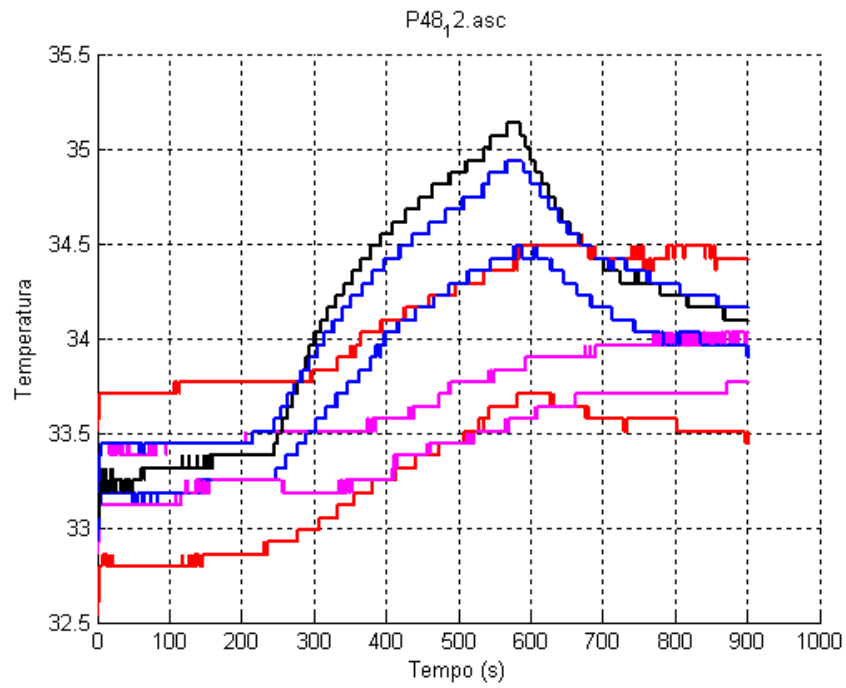
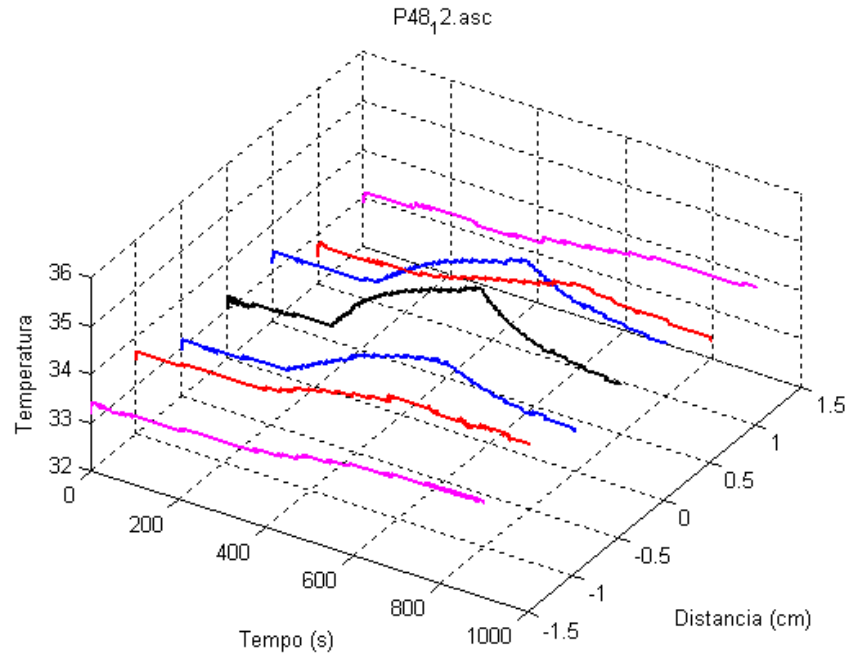


Figura IV – 12 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0 \text{ W/cm}^2$ , na modalidade P48, com ciclo de carga: 1/2.

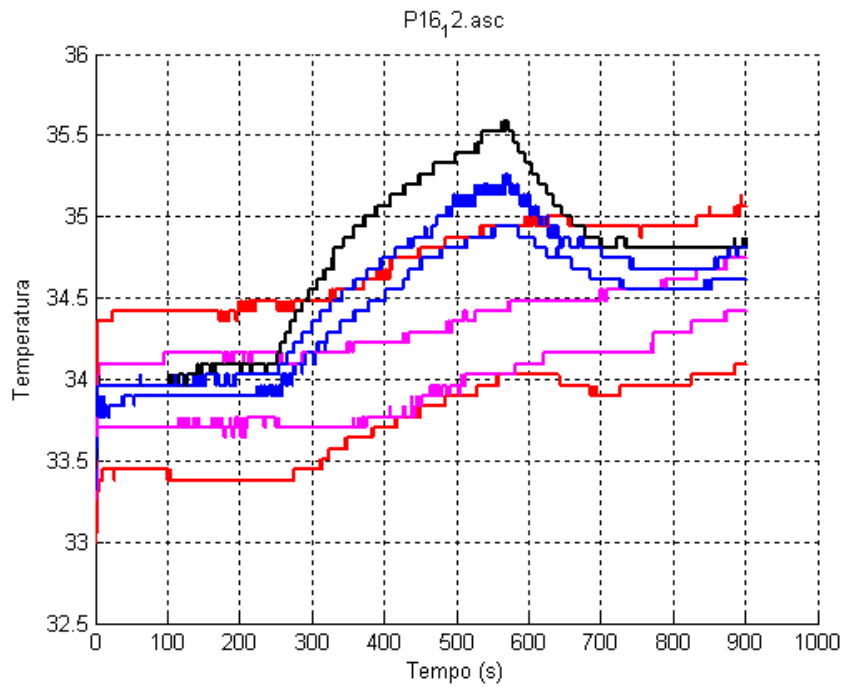
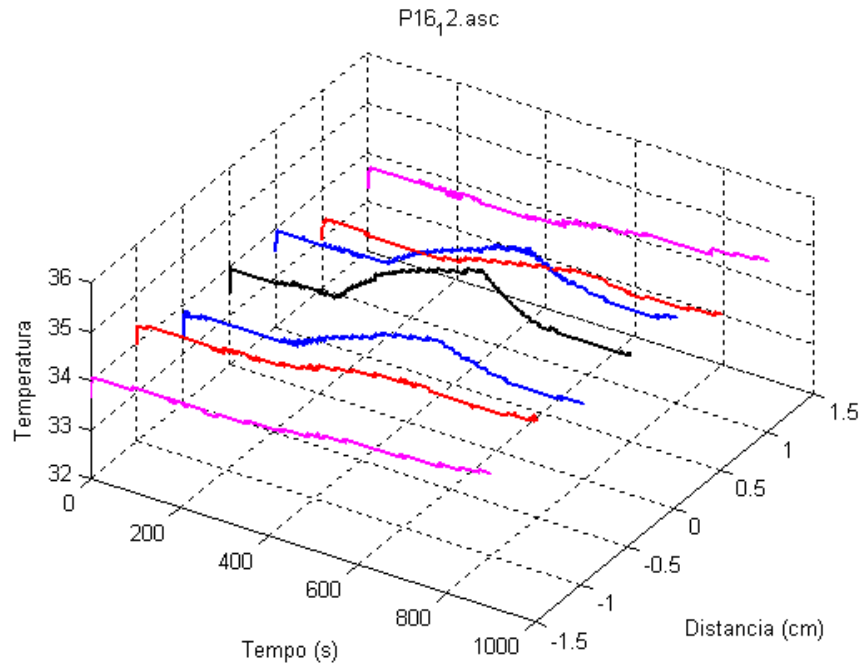


Figura IV – 13 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0 \text{ W/cm}^2$ , na modalidade P16, com ciclo de carga: 1/2.



#### **IV – 2.3 Distância entre face do transdutor e meio contendo termopares para o caso do modo pulsado**

Para exemplificar aquecimento em função do afastamento entre transdutor e meio contendo os termopares para o caso do modo pulsado, foram selecionados para apresentação os experimentos com ciclo de carga 1/2, modalidade P100. O gráfico superior apresenta uma visão em perspectiva que permite distinguir melhor as curvas dos vários termopares, a figura inferior no plano permite a determinação precisa das temperaturas. Foram realizados experimentos com calorímetros de 4,8 e 7,2cm de distancia entre a face do transdutor e o termopar.

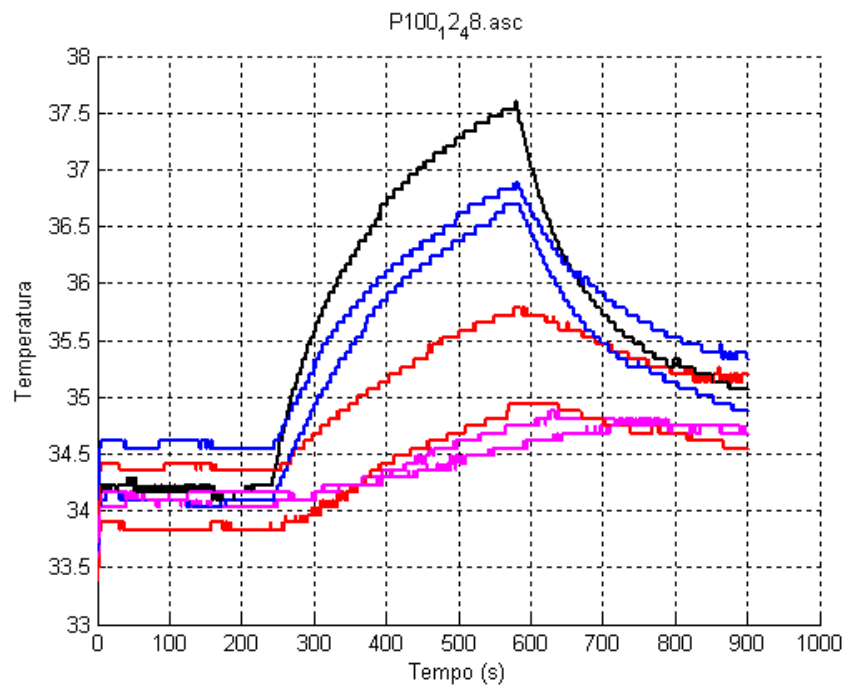
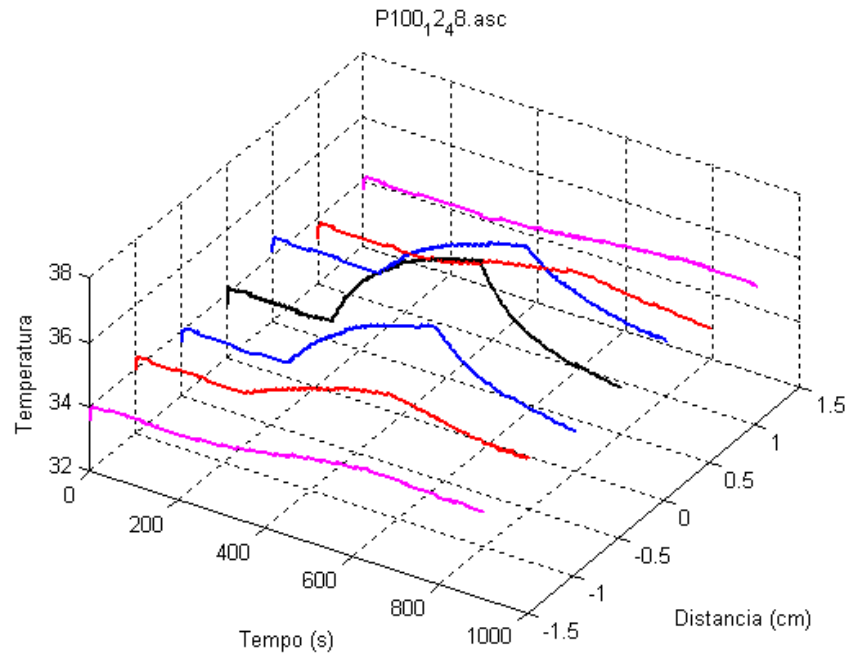


Figura IV – 14 Progressão da temperatura, para a distância entre face do transdutor e meio contendo os termopares 4,8 cm, intensidade de irradiação de  $1,0 \text{ W/cm}^2$ , na modalidade P48, com ciclo de carga: 1/2.

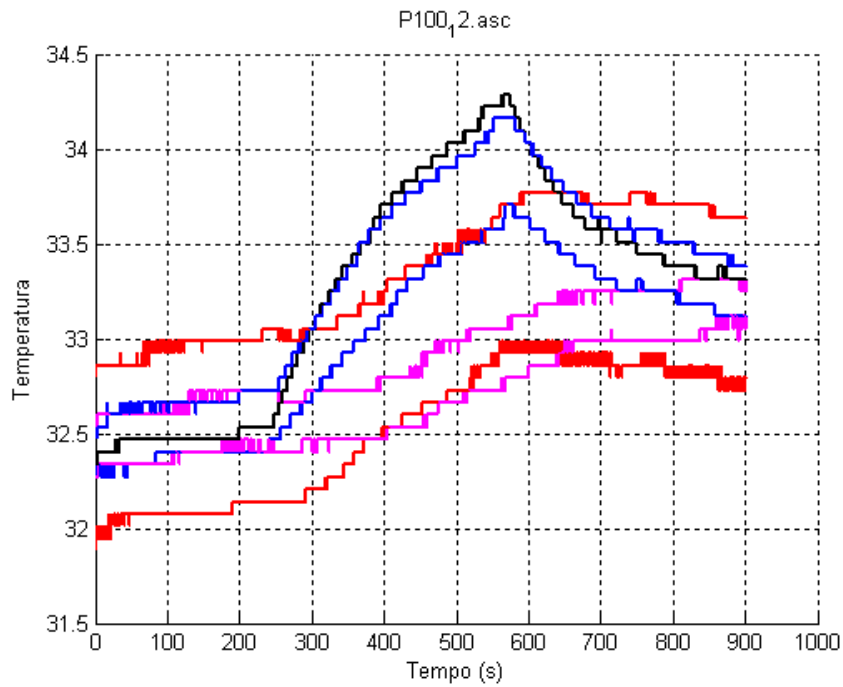
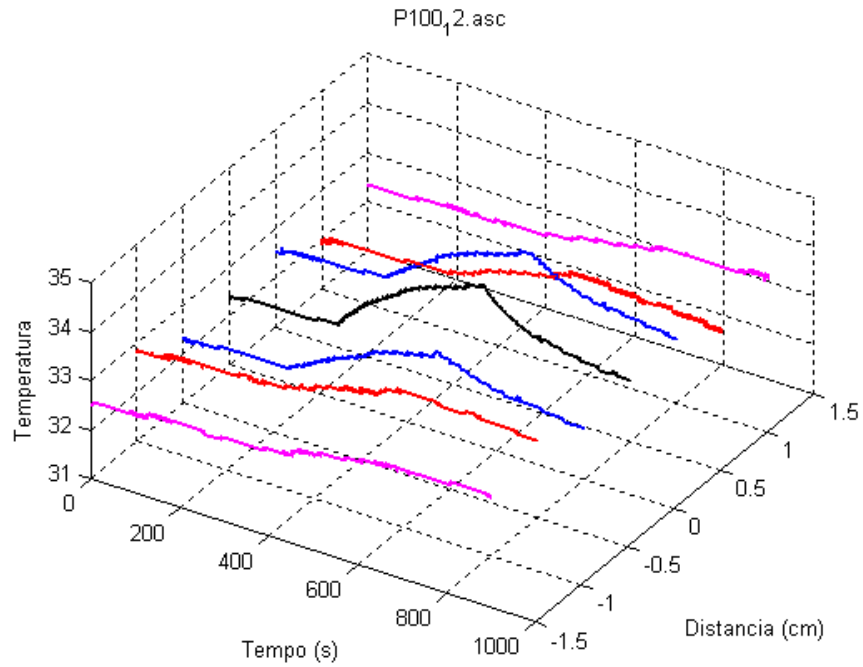


Figura IV – 15 Progressão da temperatura, para a distância entre face do transdutor e meio contendo os termopares 7,2 cm, intensidade de irradiação de  $1,0\text{W}/\text{cm}^2$ , na modalidade P48, com ciclo de carga: 1/2.

#### **IV – 2.4      Intensidade de irradiação no modo pulsado**

Os gráficos a seguir, demonstram a progressão da temperatura, de acordo com o protocolo geral de irradiação (Registro dos primeiros 180 segundos sem irradiação; Registro de 240 segundos com irradiação; registro das sete curvas de resfriamento com a irradiação desligada pelos 480 segundos restantes do experimento) com intensidades de irradiação diferentes (0,5 e 1,0 W/cm<sup>2</sup>), no modo pulsado P48 com o ciclo de carga de 1/2 e 7,2cm de distância entre a face do transdutor e os termopares.

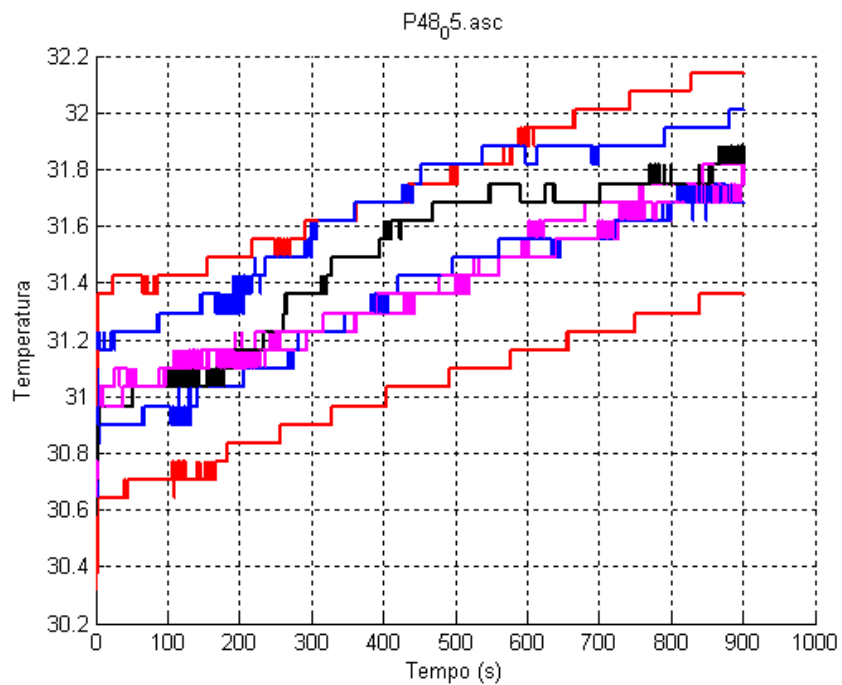
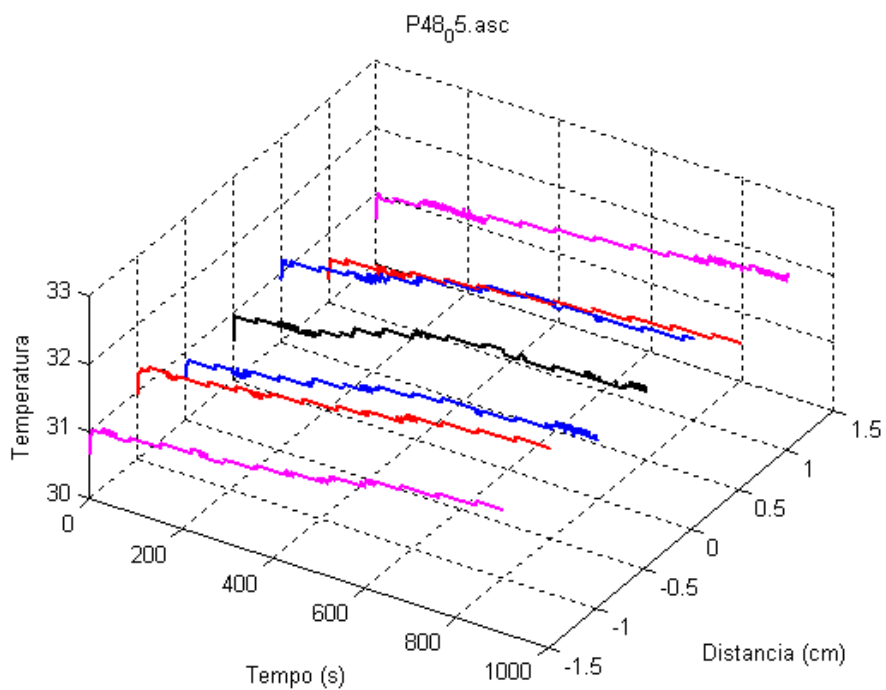


Figura IV – 16 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $0,5 \text{ W/cm}^2$ , na modalidade P48, com ciclo de carga: 1/2. Altura do calorímetro: 7,2cm

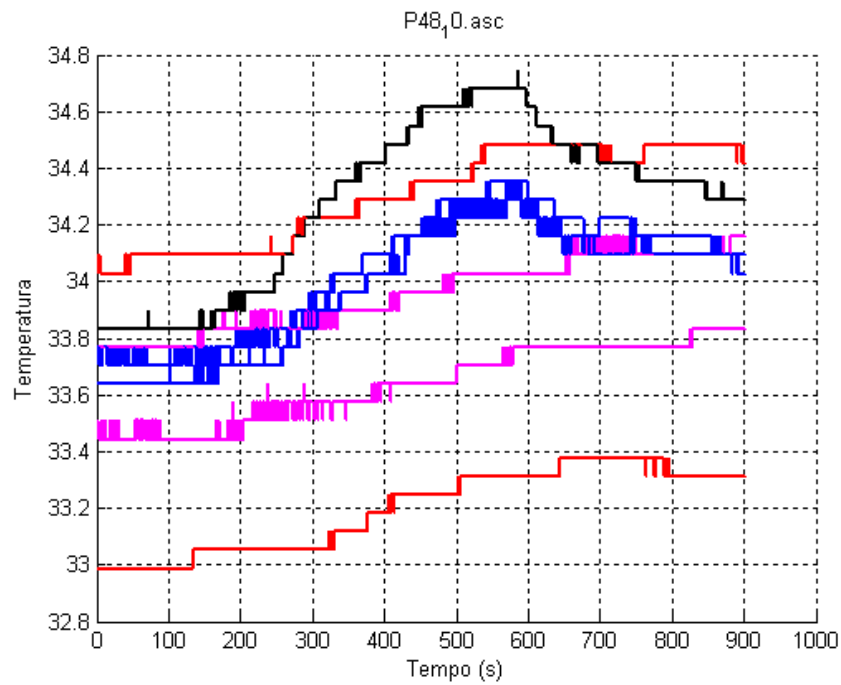
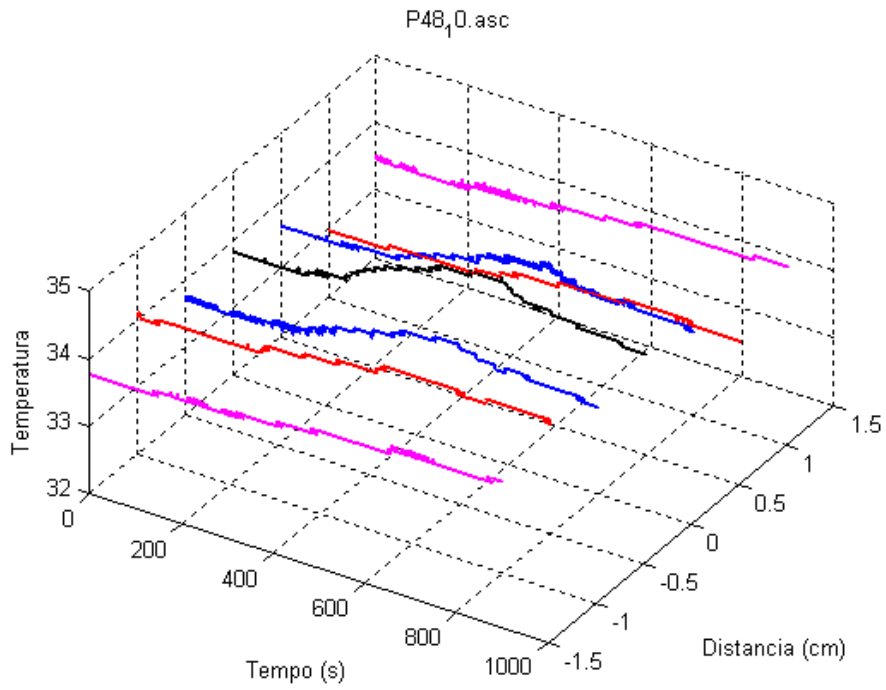


Figura IV – 17 Progressão da temperatura, para intensidade de irradiação de  $1,0 \text{ W/cm}^2$ , na modalidade P48, com ciclo de carga: 1/2. Altura do calorímetro: 7,2cm

## Capítulo V

### Discussão

O protótipo de calorímetro aqui construído é de concepção simples, porém apresentou características que permitem seu uso para a averiguação de algumas características importantes relacionadas ao aquecimento provocado por transdutores de ultra-som.

Uma informação relevante obtida a partir das curvas é o perfil espacial do feixe, num plano paralelo à face do transdutor. As curvas permitem estimar que espessura efetiva do feixe tem intensidade suficiente para promover o aquecimento. Isso é uma informação útil quando da definição de protocolos terapêuticos. Os tempos necessários para elevar a temperatura ao valor desejado também podem ser facilmente obtidos pelas curvas.

A estimativa da derivada da curva no ponto inicial do aquecimento pode ser tomada como uma primeira aproximação da taxa de aquecimento promovida pelo feixe em questão.

Outra possibilidade interessante é o levantamento do perfil de aquecimento a várias distâncias da face do transdutor. De posse desses dados, um software simples pode ser elaborado para criar uma imagem tridimensional do campo térmico.

Da observação do comportamento geral das curvas de aquecimento, nota-se que os três termopares centrais apresentam curvas semelhantes, ao passo que os quatro termopares laterais apresentam um aquecimento relativo mais lento e atrasado em relação aos elementos centrais. Isto sugere que o aumento de temperatura neles deve-se muito mais à condução de calor do que ao aquecimento direto pela irradiação, significando que o feixe ultra-sônico atinge apenas os três elementos centrais.

O protótipo de calorímetro construído apresenta, na sua forma atual, alguns pontos críticos que merecem ser aqui comentados:

- a) A matriz de termopares se revelou uma estrutura mecanicamente frágil. A moldura feita em placa de circuito impresso deu-lhe melhor estrutura, porém, o seu manuseio ainda tem que ser feito com cautela. Uma outra solução mais robusta precisa ser encontrada.
- b) O aparelho utilizado para a leitura e envio dos dados para o PC (Spider 8) também poderia ser substituído por uma placa de circuito dedicada, de baixo custo.
- c) O material mimetizador de tecido biológico ainda não foi devidamente caracterizado quanto ao seu calor específico. Portanto qualquer extrapolação de conclusões sobre o aquecimento no tecido biológico deve ser feita com cautela.
- d) As medidas obtidas são relativas à temperatura ambiente. Uma vez que diferenças de temperatura de 1°C podem ser críticas para o tecido biológico, seriam desejável que o calorímetro fosse utilizado num ambiente de temperatura controlada, de preferência com um termômetro - padrão simples, para que se pudesse avaliar o valor absoluto da temperatura gerada pelo feixe.
- e) Para que o calorímetro seja confiável, ainda faltam estudos sobre sua sensibilidade e repetibilidade.

Uma vez encaminhadas as soluções das questões aqui abordadas, pode se pensar numa aplicação sistemática do calorímetro, em um programa de qualidade. Todas as informações obtidas pelo uso do calorímetro podem ser utilizadas para caracterizar o feixe de cada transdutor e acompanhá-lo ao longo de sua utilização. Todas as soluções apresentadas pela literatura incluem sistemas experimentais que seriam pouco práticos para seu uso rotineiro e em grande escala. A obtenção e padronização de uma metodologia para a caracterização térmica de transdutores ultra-sônicos biomédicos ainda é um assunto longe de ser esgotado na literatura. Essa padronização serviria não só para se investigar o estado de transdutores em operação, mas principalmente para elaborar estratégias terapêuticas respeitando as características do feixe de cada aparelho. Esse procedimento vai ao encontro das necessidades apontadas pelos artigos que abordam terapia ultra-sônica.



## **Capítulo VI**

### **Conclusão**

Foi construído um calorímetro com o objetivo específico de averiguar o campo térmico de transdutores ultra-sônicos, em especial os de aplicação em Fisioterapia. Com o calorímetro é possível levantar o campo térmico em diferentes planos paralelos à face do transdutor, ao longo do tempo.

A partir dos sinais de temperatura obtidos, é possível obter informações básicas de como o feixe está promovendo o aquecimento do meio. Essas informações podem ser de utilidade no planejamento de protocolos terapêuticos por ultra-som.

Como próximos passos, pretende-se aprimorar o calorímetro, caracterizando sua sensibilidade e repetibilidade, tornando-o compacto e portátil, para que o mesmo possa ser utilizado como um equipamento de uso comum em rotinas de verificação da qualidade de equipamentos da área.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALVARENGA, A. V., MACHADO, J. C., PEREIRA, W. C. A. (2001), Implementação do Protocolo para Obtenção de Parâmetros do Feixe Acústico de Transdutores Ultrasônicos Usados em Medicina. *Rev Bras Eng Biom*, v.17, n.3 p.151-163.
- BAKER, K. G., ROBERTSON, V. J. and DUCK, F. A. (2001), "A review of therapeutic ultrasound: Biophysical effect", *Physical Therapy*, 81(7):1251-1358.
- BARROS JR, E. A. (2001), Os efeitos do ultra-som na cicatrização de tendões flexores de coelhos após tenorrafia. Ribeirão Preto, 57p. Dissertação de (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Instituto de Química de São Carlos. Universidade de São Paulo.
- BRASIL / ABNT (1998), "Ultra-som - Sistemas de Fisioterapia - Prescrições para Desempenho e Métodos de Medição na Faixa de Frequências de 0,5 MHz a 5 MHz", *NBR IEC 1689, Associação Brasileira de Normas Técnicas*, Brasil, 35p., abril.
- BYL, N.; MCKENZIE, A.; HALLIDAY, B.; WONG, T.; O'CONNEL, J. (1993), The effects of phonophoresis with corticosteroids: a controlled pilot study. *JOSPT*, V.18, N.5, P.590-600.
- CHAN A.K., SIGELMANN R.A., GUY A.W., LEHMANN J.F., (1973), "Calculation by the method of finite differences of the temperature distribution in layered tissue", *IEEE Trans Biomed Eng.*, Mar; v.20, n.2, p.86-90.
- CHAN A.K., SIGELMANN R.A., GUY A.W., (1974), "Calculations of therapeutic heat generated by ultrasound in fat-muscle-bone layers", *IEEE Trans Biomed Eng.*, Jul; v.21, n.4, p.280-284.

- CHINT, R.B., ZAGZEBESKI, J. A. e MADSEN, E. L. ( 1991), Experimental Verification of a Model for Predicting Transient Temperature Distributions by Focused Ultrasound. *Phys Med Biol* v.36 n.9 p.1153-1164.
- COOK, B.D., WERCHAN, R.E. (1971), "Mapping Ultrasonic Fields with Cholesteric Liquid Crystals", *Ultrasonics*, v.9, Apr, p.101-102.
- DYSON, M.; SUCKLING, J. (1978), Double-blind study comparing the use of Voltaen Emulgel versus regular gel during ultrasonic sessions in the treatment of localized traumatic and rheumatic painful conditions. *J Int Med Res.* V 19, n.3, p.219-227.
- DYSON, M. (1987), Mechanism involved in therapeutic ultrasound. *Physiotherapy*, v.73, n.3, p.116-120.
- ENWEMEKA, C. S. (1989), The effects of therapeutic ultrasound on tendon healing: a biomechanical study. *American Journal Physical Medicine & Rehabilitation*, v.68, n.6, p.283-287.
- FAN, X., HYNYNEN K., (1992), "The effect of wave reflection and refraction at soft tissue interfaces during ultrasound hyperthermia treatments", *The Journal of the Acoustical Society of America* – March, v. 91, n.3, pp. 1727-1736.
- GAN, B. S.; SHEREBRIN, M. H.; SCILLEY, C. G. (1995) The effects of ultrasound treatment on flexor tendon healing in the chicken limb. *Journal of Hand Surgery*, v.20, n.6, p.809-1014.
- HAAR, G. T. (1987) Basics Physics of Therapeutic Ultrasound. *Physiotherapy*. V.73, n.3, p.110-120.
- HOLCOMB, W. R. and Joyce C.J. (2003), "A comparison of temperature increases produced by two commonly used ultrasound units", *The Journal of Athletic Training*, v.38, n.1, p. 24-27.

- JACKSON, B. A.; SCHWANE, J. A.; STARCHER, B. C. (1991) Effects of ultrasound therapy on the repair of Achilles tendon injuries in rats. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.23, n.2, p.171-176.
- JOHNSON, L., KITCHEN, S. (1998). Calor e frio: métodos de condução. In Kitchen, S. Bazin, S., *Eletroterapia de Clayton*, São Paulo, Manole, p.123:136.
- KITCHEN, S. PARTRIDGE, C. J. (1990), A review of therapeutic ultrasound. *Physiotherapy*, v.76, n.10, p.593-600.
- LOW J.; REED, A. (2001), *Eletroterapia Explicada*. 3ed. São Paulo, Manole. Cap. 6, p.187-228: ultra-som terapêutico.
- MACEDO A.R., ALVARENGA A.V., PEREIRA W.C.A., MACHADO J.C. (2003), "Mapeamento do Feixe Ultra-sônico Utilizando as Propriedades Cromáticas dos Cristais Líquidos Colestéricos", *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica – RBEB*, vol. 19, N. 2, pp. 61-68, agosto.
- MACEDO, A. R., PEREIRA, W. C. A., MACHADO, J. C., *Utilização de Material Cromotérmico para Mapear o Campo Acústico de Transdutores de Ultra-som para Fisioterapia*. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2001.
- MASAYA, I., YOSHIKI, A.; TOMOHIRO, O.; KEIJI, K.(1998), Effects of ultrasound on the co-culture of osteoblasts with endothelial cells. In: *Meeting of the International Society for Fracture Repair*, Strasbourg Proceedings.
- MARTIN, K., FERNANDEZ, R. (1997), "A Thermal Beam-shape Phantom for Ultrasound Physiotherapy Transducers", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v.23, n.8, p.1267-1274.
- McELNAY J. C.; BENSON, H. A. E.; HARLAND, R., HADGRAFT, J. (1993), Phonophoresis of Methyl Nicotinate: A Preliminary Study to Elucidate the Mechanism of Action. *Pharmaceutical Research*, v.10, n.12, p.1726-1731.

- MERRICK, M. A., MIHALYOV, M. R., ROETHEMEIER, J. L., CORDOVA, M. L. and INGERSOLL, C. D. (2002), "A comparison of intramuscular temperatures during ultrasound treatment with coupling gel or gel pads", *The Journal of Orthopedics Sports Physical Therapy*, v.32, p. 316-22.
- MYRER, J. W., MEANSOM, G. J. and FELLINGHAN, G. W. (2001), "Intramuscular temperature rises with topical analgesics using as coupling agents during therapeutic ultrasound", *The Journal of Athletic Training*, v36, n. 1. p. 20-26.
- MONTE RASO, *Efeitos do do Ultra-som terapêutico na prevenção de aderências tendinosas*. Dissertação de mestrado. Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002.
- NYBORG, W. L. (2001), "Biological effects of ultrasound: development of safety guidelines. Part II: general review", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 27, n.3, p.301-333.
- PASSECHNIK, V. I., ANOSOV, A. A., ISREFILOV, I. G. and EROFEEV, A. V. ( 1999), "Experimental reconstruction of temperature distribution at a depth through thermal acoustic radiation", *Ultrasonics*, v. 37, p.63-66.
- RAWOOL, N. M.; GOLDBERG, B. B.; FORSBERG, F.; WINDER, A. A.; HUME, E. (2003) Power Doppler assessment of vascular changes during fracture treatment with low-intensity ultrasound. *Journal of Ultrasound in Medicine*, v.22, p145-153.
- SARVAZYAN, A.P., PASHOVKIN, T.N., SHILINIKOU, G.V. (1985), "An Extremely Simple and Rapid Method of Registration of Ultrasonic Field Patterns", *Proc. Ultrasound int.*, p.324-328, London.
- SATO, S. Y., STRAUSS, C. R., PEREIRA, W. C. A., *Materiais Mimetizadores de Tecido para Confecção de Phantoms para Ultra-Som Diagnóstico*. Dissertação de mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 1999.

- SEIP, R., VANBAREN, P., CAIN, C., EBBINI, E.S., (1996), "Noninvasive real-time multipoint temperature control for ultrasound phased array treatments", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 43, p.1068-1078.
- SIMON, C., VANBAREN, P., EBBINI, E.S., (1998), "Two-dimensional temperature estimation using diagnostic ultrasound", *IEEE - Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v.45, n. 4, p.1088-1099.
- SHAW, A., PAY, N. M., PRESTON, R.C., BOND, A. D. (1999), "Proposed Standard Thermal Test Object for Medical Ultrasound", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v.25, n.1, p.121-132.
- SPEED, C. A., "Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions. Review" (2001), *Rheumatology*, v. 40, p1331-1336,
- TEIXEIRA, C. A, CORTELA, G., GOMEZ, H., RUANO, M. G., RUANO, A., E NEGREIRA, C., PEREIRA W. C. A (2004), "Modelos de Temperatura de Um Meio Homogêneo sob Ultrassom de Terapia", *IFMBE Proc.*, vol. 5, pp. 1-4.
- VARGHESE T, ZAGZEBSKI J.A, CHEN Q, TECHAVIPOO U, FRANK G, JOHNSON C, WRIGHT A, LEE FT Jr. (2002), "Ultrasound monitoring of temperature change during radiofrequency ablation: preliminary in-vivo results", *Ultrasound Med Biol.*, Mar, v.28, n.3, p.321-329.
- VIMEUX, F. C., ZWART, J. A., PALUSIERE, J., FAWAZ, R., DELANDRE, C., CANIONI, P., GRENIER, N. e MOONEN, C. T. W. (1999), Real-Time Control of Focused Ultrasound Heating Based on Rapid MR Thermometry. *Investigative Radiology*, v.34 n. 3, p.190-193.

WOJCIK J, FILIPCZYNSKI L, KUJAWSKA T. (1999), "Temperature elevations computed for three-layer and four-layer obstetrical tissue models in nonlinear and linear ultrasonic propagation cases", *Ultrasound Med Biol.Feb*; v. 25, n. 2, p.259-67.

ZANELLI, C.I., DEMARTA, S., HENNIGE, C.W., KADRI, M.M. (1993), "Beamforming for therapy with high intensity focused ultrasound(HIFU) using quantitative Schlieren", *Proceedings IEEE 1993 Ultrasonics Symposium*, vol. 2, pp: 1233-1238.

ZEQIRI, B. e BICKLEY, C.J. (2000), " A New Anechoic Material for Medical Ultrasonic Applications", *Ultrasound in Med. & Biol.*, vol. 26, n. 3, p.481-485.

## Apêndice

### Conceitos de Termodinâmica

O calor se transfere de um corpo para o outro ou entre partes de um corpo, em consequência de choques moleculares, por condução. Quanto maiores as temperaturas, maiores as velocidades moleculares, mais freqüentes os choques e conseqüentemente, a ocorrência da transferência de energia cinética para as moléculas de menor velocidade e, portanto, de menor temperatura. Podemos, então considerar a temperatura, uma propriedade que governa o sentido em que se propaga o calor.

O trabalho, do mesmo modo que o calor, também se relaciona com a transferência de energia. No entanto, o trabalho corresponde a trocas energéticas sem influência de diferenças de temperatura, distinguindo-se assim do calor. O trabalho é realizado por uma força  $F$ , independentemente do movimento de suas moléculas, independentemente também da temperatura.

Quando o sistema como um todo produz deslocamento ao agir com uma força sobre o meio exterior, trata-se do trabalho externo. O trabalho executado por uma parte do sistema sobre outra do mesmo sistema é chamado trabalho interno.

O trabalho em uma transformação ocorre à medida em que existe expansibilidade do gás submetido a um aumento de temperatura. Tomemos o exemplo de um gás confinado em um cilindro, onde um êmbolo podem se movimentar livremente considerando-se que exista sobre ele, uma massa  $m$ . Fornecendo calor  $Q$  ao sistema através de uma fonte térmica, o gás se expande, deslocando o êmbolo de uma distância  $d$ . Na situação final o volume e a temperatura do gás são outros, apenas se mantém constante a pressão. O trabalho, portanto, realizado pelo gás é

$$= \int p \, dV = p(V_2 - V_1), \quad p \text{ constante.}$$

Numa expansão, a variação de volume é positiva e, portanto o trabalho realizado é positivo. Como o trabalho representa uma transferência de energia, o gás ao se expandir está perdendo energia, embora também esteja recebendo, sob forma de calor da fonte térmica.



Numa compressão, a variação de volume é positiva e, portanto o trabalho realizado é negativo. Assim, quando um gás é comprimido, ele está recebendo, sob forma de energia do meio exterior.

Podemos generalizar esta conclusão, considerando uma transformação qualquer entre dois estados do gás. Em uma série de pequenas transformações isobáricas elementares, a área do retângulo formada pelo gráfico  $p \times V$ , mede numericamente o trabalho realizado.

A energia total de um sistema é composta por uma parcela interna e outra externa. A energia externa é devida às relações que o sistema mantém com o meio externo: energia cinética e energia potencial. A energia interna corresponde as parcelas de energia térmica, que se associam ao movimento de agitação térmica das moléculas, energia potencial associada às forças internas conservativas e energia cinética, ligada ao movimento das partículas.

A variação da energia interna dos sistemas é quem deve ser identificada, já que não se pode calcular a energia interna de um sistema.

Há duas ocorrências em um trabalho termodinâmico: a troca de calor e o trabalho realizado. A variação da energia interna do sistema, portanto é o balanço da relação entre estes dois valores. Portanto, a primeira lei da termodinâmica implica em  $\Delta U = Q - \tau$ . Trata-se de um princípio da conservação da energia.

As transformações de energia podem ser:

**Isotérmicas**, onde a temperatura é constante  $\Delta U = 0$ ,  $Q = \tau$ . Não há variação de temperatura, mas há troca de calor;

**Isobáricas**, onde a pressão é constante  $Q = nC_p \Delta T$ , onde  $n$  é número de mols e  $M$  é molécula grama e temos  $Q = nMc_p \Delta T$  e  $Mc_p = C_p$ ;

**Isocóricas**, onde o volume é constante e conseqüentemente o trabalho realizado é nulo, então  $Q = nC_v \Delta T$  e  $C_v$  é calor específico a volume constante do gás;

**Adiabáticas**, quando não troca calor com o meio externo.  $Q = 0$ . Havendo variação de volume, há troca de energia com o ambiente sob forma de trabalho. Em uma expansão, o trabalho é realizado pelo gás. O volume aumenta e a temperatura diminui. Conseqüentemente, a pressão diminui também. Na compressão, o trabalho é realizado sobre o gás. O volume diminui e a temperatura aumenta, pois a energia interna aumenta. A relação entre a  $p$  e  $V$  do gás em um processo adiabático é dada por  $pV^\gamma = \text{constante}$ , sendo  $\gamma = C_p/C_v$  (calor específico do gás a pressão e volume constante)

A segunda lei da termodinâmica prega que o calor não passa espontaneamente de um corpo para outro de temperatura mais alta. Nas transformações naturais, a energia se degrada de uma forma organizada para uma forma desordenada chamada energia térmica. Esta energia circula de regiões mais quentes para regiões mais frias. O contrário disso não ocorre.

Sendo assim a razão inicial do aumento da temperatura no tecido submetido ao ultra-som funciona justamente de acordo com esta lei. Sendo

$$\alpha = \alpha_a + \alpha_e \text{ (}\alpha_a \text{ absorção e } \alpha_e \text{ espalhamento)}$$

na maioria dos tecidos,  $\alpha_e < \alpha_a$ . A perda da intensidade na distância é  $\Delta I = I\alpha\Delta x$ , expresso em  $w/cm^2$  onde  $I$  é intensidade incidente de ultra-som,  $\Delta x$  é comprimento do tecido. A perda de potência é expressa pela equação seguinte:

$$\Delta W = I\alpha\Delta x\Delta A, \Delta W = I\alpha\Delta V,$$

onde  $\Delta V$  é o volume do tecido. A perda da potência é a razão da perda de energia no tempo. Então, se o tecido tem uma capacidade  $C$  de aquecimento (energia térmica em joules necessária para aumentar em  $1^\circ C$ , 1 Kg de tecido), então nosso volume de tecido de massa  $p\Delta V$  pega  $\Delta Q$  de energias para levantar sua temperatura através de diferença de temperatura ( $\Delta T^\circ C$ ), onde  $\Delta Q = p\Delta VC\Delta T$  (joules).