

Artigo Original

Recebido em 05/11/2002 e aceito em 14/05/2003

Mapeamento de feixe ultra-sônico utilizando as propriedades cromotérmicas dos cristais líquidos colestéricos

Ultrasonic beam map using thermochromic properties of cholesteric liquid crystals

Adriana Ribeiro de Macedo

Mestre em Engenharia Biomédica
Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ
Rio de Janeiro – RJ
e-mail: adriana@peb.ufrj.br

André Victor Alvarenga

Mestre em Engenharia Biomédica
Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ
Rio de Janeiro – RJ
e-mail: victor@peb.ufrj.br

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Professor Adjunto
Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ
Rio de Janeiro – RJ
e-mail: wagner@peb.ufrj.br

João Carlos Machado

Professor Adjunto
Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ
Rio de Janeiro – RJ
e-mail: jcm@peb.ufrj.br

Resumo

Desinformação a respeito da periodicidade com que aparelhos de ultra-som para fisioterapia devem ser calibrados e a carência de laboratórios aptos a ensaiá-los sugerem a necessidade de métodos acessíveis e de fácil manuseio, que avaliem o desempenho desses equipamentos no próprio local onde são utilizados. O presente trabalho apresenta um método simples e rápido de obter informações sobre a distribuição de intensidade do campo ultra-sônico utilizando cristais líquidos colestéricos, substâncias que geram cores em função da temperatura. O feixe ultra-sônico, não sendo uniforme, gera gradientes de temperatura em função da intensidade média temporal local. Estes gradientes resultam numa imagem de cor em função dessa intensidade. Uma folha plástica, composta de PVC e poliuretano (coeficiente de atenuação médio $23,5 \text{ dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$ e coeficiente de reflexão médio 0,06), foi acoplada ao material cromotérmico aumentando a sensibilidade do modelo. Esta foi emoldurada com vidro e compôs uma das faces do recipiente contendo água destilada, onde os transdutores foram posicionados e excitados para a obtenção das imagens cromotérmicas. Cinco transdutores de 1 e 3 MHz, com fins terapêuticos, compuseram os experimentos. As imagens geradas pelo aquecimento do material cromotérmico foram avaliadas em vinte e três planos paralelos à face dos transdutores. Os resultados mostraram-se compatíveis com os obtidos pela varredura planar com hidrofone.

Palavras-Chave: Campo acústico, Cristais líquidos, Material cromotérmico, Ultra-som.

Abstract

Lack of information about how frequent the ultrasound equipment should be calibrated and scarcity of appropriate laboratories to test them suggests the need of methods readily accessible and easily handled, capable of detecting performance changes in the units at the very same place where they are used. This work presents a fast and simple method to obtain visual information about the intensity distribution across the beam of an acoustic field generated by ultrasound transducers, using cholesteric liquid crystals, which are substances that generate color in response to temperature. Since the ultrasound beam is not uniform, it generates temperature gradients as a function of the local temporal average intensity. These gradients result in a color image map as a function of intensity. A plastic sheet of PVC and polyurethane (average attenuation coefficient of $23,5 \text{ dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$ and average reflection coefficient of 0.06) was used in contact with the back of thermochromic film to increase the sensibility of the model. The sheet was framed with glass and it composes one of the faces of the tank filled with distilled water where the transducers were immersed and excited to obtain the thermochromic images. During the mapping, both transducer and film were immersed in a tank filled with distilled water. Five physiotherapeutic transducers of 1 and 3 MHz were used in this work. Twenty-three planes parallel to the beams were evaluated. The results are compatible to the ones obtained with hydrophone planar scanning in an acoustic tank.

Keywords: Acoustic field, Liquid crystals, Thermochromic material, Ultrasound.

Extended Abstract

Introduction

Ultrasound is widely used by physiotherapists. But the use of non-calibrated equipments can diminish its expected benefits or cause additional lesions. The literature shows that the majority of tested ultrasound equipments do not meet the existent safety standards (Ishikawa et al., 2000; Pye and Milford, 1994).

Lack of laboratories able to evaluate equipment performance (Formiga et al., 2000; Martin and Fernandez, 1997) and the literature controversy about the periodicity that they should be calibrated are some of the factors that contribute to the present picture. For this reason, methods are necessary to constantly evaluate the safety of the equipment.

With this purpose, Cook and Werchan (1971) advocated the use of the liquid crystals with thermochromic properties to map in a simple way the distribution of intensity of the ultrasonic fields. Martin e Fernandez (1997) developed a method to increase the sensibility of the liquid crystals to the thermal stimulation of ultrasound.

The present work, taking into account image resolution of the ultrasonic field, turns more practical the process of thermochromic mapping of the beam just requesting the alignment of the transducer in the system.

Material and Methods

The transducer was positioned in a small acoustic tank containing distilled water, as shown in Figure 1. The anterior part of the tank consisted of an absorber composed by PVC and polyurethane with coefficient of attenuation of $23,5 \text{ dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$ (± 1.02), coefficient of reflection of 0.06 (± 1.01) and 0.4 mm of thickness. To this face, a thermochromic membrane (25C5W; Hallcrest, EUA) was externally attached with acoustic gel. The absorber purpose is to keep heat and, consequently, to heat up the thermochromic material, preserving the sensibility of the model.

The membranes contained cholesteric liquid crystals that reflected certain wavelengths of light waves of the visible spectrum to specific temperatures, in agreement with the data in Table 1.

Mapping is based on the non-uniformity of the ultrasound intensity across the beam. The absorption of the sonic energy density for a given material is a function of the local temporal average ultrasound intensity (Martin and Fernandez, 1997), according to Equation (1). Therefore, thermochromic material temperature gradients result in a colored image as a function of that intensity.

$$A=2\alpha_a I \quad (1)$$

where A is the rate of absorption of the energy density in

the material, α_a is the absorption coefficient and I is the local temporal average ultrasound intensity.

Mappings were accomplished to $24 \text{ }^\circ\text{C}$ (± 0.7). Ultrasound transducer was energized and the generated images were captured by a digital camcorder.

The thermochromic membrane possesses a black background, which reflects the surrounding ambient images. The reflection was satisfactorily minimized by the use of an anti-reflex glass between the thermochromic membrane and the camera. A lamp aided the visualization of the generated images. However, it was necessary to tilt the camera to avoid the income reflections. An agitator (TE-029; Tecnal, Brazil) was used to avoid heat propagation interference by convection in the mapping.

Planes were mapped in the proximal field, perpendicular to ultrasound beam. The thermochromic images were compared to the ones obtained through the planar scanning with hydrophone.

Results

The thermochromic image is formed in up to five seconds of irradiation. After twenty-five seconds, the flow of heat interferes considerably in the form of the image. Interruption of the thermal stimulation causes the image disappearance in up to ten seconds.

Thermochromic images could include an area of -15 dB starting from the pressure peak value (Figure 2). Figure 3 displays the increase of the area with nominal intensity of the equipment, showing the response of the thermochromic material to the increment in temperature in areas not sensitized by the previous local intensity. The changes of the colors of the images show the dependence between color and temperature. Figure 4 displays the similarities of the images obtained by the thermochromic and the hydrophone mapping.

Discussion

The developed system seems capable to map in a simple way the ultrasonic intensity distribution of therapeutic transducers. Thermochromic images are similar to maps obtained by hydrophone scanning. The method is limited by the extreme dependence of controlled temperature conditions and to the little resistance of the material to high temperatures and to substances like silicon glue, water and gel. However, waterproof ones, also available in the market, could substitute the membranes. Care with illumination would spare the use of anti-reflex glass and the need to tilt the camera to capture the images (Cristoforetti et al., 1993). Martin and Fernandez (1997) and Cristoforetti et al. (1993) propose methods of quantitative analysis of the thermochromic images.

Introdução

O ultra-som é amplamente usado no tratamento de retrações teciduais, quadros algícos e edemas. Além de ser capaz de acelerar as etapas da cicatrização tecidual (Martin e Fernandez, 1997) e de orientar as fibras dos processos cicatriciais, vem sendo aplicado em alguns distúrbios de consolidação óssea como pseudartroses e retardos na consolidação (Chang *et al.*, 2002).

Suas indicações vêm crescendo em número e importância; do mesmo modo, crescem os riscos do mau uso desse recurso terapêutico. O uso de aparelhos descalibrados pode levar à ausência ou diminuição dos benefícios pretendidos ou ao agravamento dos sinais e sintomas de doenças preexistentes, resultando em prejuízo ao paciente e ao próprio terapeuta.

Estudos indicam que a maioria dos equipamentos de ultra-som para fisioterapia há muito não oferece segurança aos pacientes (Ishikawa *et al.*, 2000; Pye and Milford, 1994; Hekkenberg *et al.*, 1986). A carência de laboratórios aptos a avaliar o desempenho dos equipamentos foi relatada por Formiga *et al.* (2000) e Martin and Fernandez (1997). É observada também a ausência de normas determinando a periodicidade com que devem ser aferidos. Autores divergem recomendando calibração mensal (Kitchen e Bazin, 1998), bi-anual (Pye, 1996) ou mensal de alguns parâmetros e anual de outros (Chartered Society of Physiotherapy, 1990).

Considerando os riscos que um aparelho descalibrado pode causar à saúde e integridade física dos pacientes e a fim de diminuir a ocorrência de tratamentos ineficazes, fazem-se necessárias formas de controle constante das unidades. Dentre os parâmetros mais relevantes a serem monitorados, a potência acústica pode ser facilmente obtida por balanças de radiação de força. Entretanto, a distribuição de intensidade do feixe é mais difícil de ser avaliada, pois requer o conhecimento da área da seção do feixe. A varredura planar com hidrofone assim como o sistema laser Schlieren acessam tal área, mas não se adequam à avaliação *in locu* do feixe ultra-sônico.

Um método mais simples, utilizando tintura de azul de metileno, foi proposto (Sarvazyan *et al.*, 1985). Neste, uma membrana irradiada dentro da solução de tintura absorveu-a de forma diretamente proporcional à intensidade média temporal local de ultra-som. Todavia, a utilização dos cristais líquidos colestéricos torna-se atrativa por não necessitar da manipulação de materiais em soluções de tintura. Pequenos corpos de prova contendo uma matriz de termopares (Shaw *et al.*, 1999) também consistem numa boa alternativa para avaliação *in locu* de riscos

de lesão por excesso de temperatura durante tratamentos com ultra-som. Porém, necessitam de uma grande quantidade de canais termosensíveis para permitir resolução espacial adequada da distribuição de temperatura do feixe. A norma NBR IEC 1689 (1998) determina a realização do mapeamento por varredura planar com hidrofone (padrão-ouro) com, no mínimo, 31x 31 passos.

Os cristais líquidos encontram-se numa fase intermediária entre o grande ordenamento molecular presente nos sólidos e o menor ordenamento dos fluidos. As moléculas dos cristais líquidos colestéricos realizam rotação em torno de um eixo entre elas. Essa estrutura é capaz de refletir a luz branca incidente (Martin e Fernandez, 1997). A distância entre moléculas com a mesma posição após um ciclo de rotação determina o comprimento de onda da luz refletida. Esta distância varia com a temperatura, podendo gerar comprimentos de onda luminosa do espectro visível (Cristoforetti *et al.*, 1993). As propriedades cromotérmicas dos cristais líquidos vêm sendo estudadas e/ou aplicadas em diversas áreas da medicina. Sua aplicação vem sendo avaliada na detecção de doenças que apresentam como sinais alterações locais de temperatura, como câncer e trombose venosa (Marini *et al.*, 2001; Kohler *et al.*, 1998) e na monitoração da temperatura de pacientes submetidos à anestesia, como medida preventiva para isquemia e hipotermia durante procedimentos cirúrgicos (Cattaneo *et al.*, 2000). Também em pediatria, no acompanhamento da temperatura corporal e do aquecimento do banho do bebê (Kongpanichkul e Bunjongpak, 2000; Manandhar *et al.*, 1998). Em ultra-som, o fundamento teórico para a utilização do material cromotérmico no mapeamento de campos acústicos parte de considerações em termodinâmica que correlacionam a absorção da energia sônica por um material com o aumento de temperatura do mesmo, de acordo com a intensidade local de ultra-som promediada no tempo (Martin e Fernandez, 1997), conforme a equação 1:

$$A=2\alpha_a I \quad (1)$$

onde A é a taxa de absorção de densidade de energia no material, α_a é o coeficiente de absorção e I é a intensidade média temporal local de ultra-som.

Sendo não-uniforme a intensidade na seção transversal do feixe ultra-sônico (Fish, 1994), a irradiação por ultra-som de um filme contendo cristais líquidos gera, neste filme, gradientes de temperatura. Os gradientes podem representar, através de uma imagem

colorida, a distribuição de intensidade ou temperatura no plano do filme.

Um dos primeiros trabalhos publicados nessa linha (Cook and Werchan, 1971) relata que a simples colocação de uma membrana contendo cristais líquidos na interface ar/água de um pequeno tanque acústico, interceptando o feixe de ultra-som, gera imagens coloridas condizentes com a distribuição de intensidade nos planos. Martin e Fernandez (1997) desenvolveram um modelo matemático considerando fatores como atenuação e reflexão da onda sônica no objeto de teste e o comprometimento da imagem pela propagação de calor. Com base no modelo, desenvolveram um método visando aumentar a sensibilidade dos cristais líquidos ao estímulo térmico do ultra-som. O método consistiu em acoplar, à membrana cromotérmica, um material com características acústicas e térmicas que favorecessem o aquecimento da membrana e retardassem o equilíbrio térmico. Adicionaram um absorvedor no fundo do tanque acústico para minimizar a reflexão da onda no sistema e um espelho para que a imagem gerada pudesse ser fotografada.

Baseado na pesquisa desenvolvida por Martin e Fernandez (1997), o presente trabalho apresenta um método que facilita o manuseio dos materiais preservando a resolução da imagem.

Materiais e Métodos

Submerso num pequeno tanque acústico (18 cm x 18 cm x 25 cm) contendo água destilada, o cabeçote de ultra-som terapêutico foi posicionado em contato com a parede anterior do tanque. Esta parede consistiu num absorvedor composto por PVC e poliuretano com coeficiente de atenuação de $23,5 \text{ dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$ ($\pm 1,02$) coeficiente de reflexão of $0,06$ ($\pm 1,01$) e $0,4 \text{ mm}$ de espessura.

Membranas contendo cristais líquidos colestéricos (R25C5W, Hallcrest, EUA) foram fixadas à face externa desta parede com gel de acoplamento acústico. A membrana possuía um fundo preto que causava reflexão óptica, minimizada satisfatoriamente pelo uso de um vidro anti-reflexo entre esta e uma filmadora digital, usada para registrar as imagens cromotérmicas. O sistema de mapeamento proposto encontra-se representado na Figura 1.

A imagem do mapa cromotérmico é gerada a partir da reflexão da luz branca incidente em comprimentos de onda do espectro visível. Uma luminária foi usada como fonte de luz. Porém, foi necessário angular a filmadora para não registrar o reflexo luminoso no vidro. Um agitador (TE-029; Tecnal, Brasil) foi adicionado ao sistema para homogeneizar a temperatura da água e evitar que a propagação do calor por convecção interferisse na imagem requerida. As temperaturas da água e da face anterior do tanque foram monitoradas por um termômetro digital (52K/J; Fluke, EUA). A relação cor-temperatura dos cristais líquidos que compuseram os experimentos é apresentada na tabela 1.

Após o posicionamento dos materiais, conforme descrito, o cabeçote terapêutico foi afastado da parede anterior do tanque a quatro distâncias, determinadas pela NBR IEC 1689 (1998) para o mapeamento bidimensional com hidrofone. O transdutor foi energizado e as imagens geradas capturadas pela filmadora. Os planos mapeados localizavam-se no campo próximo, região alvo da maior parte dos tratamentos por ultra-som. Os mapas cromotérmicos foram gerados a $24 \text{ }^\circ\text{C}$ ($\pm 0,7$); valores inferiores aos da faixa de resposta cromotérmica dos cristais líquidos ($25 \text{ }^\circ\text{C}$).

As imagens cromotérmicas foram comparadas com as obtidas previamente através da varredura planar

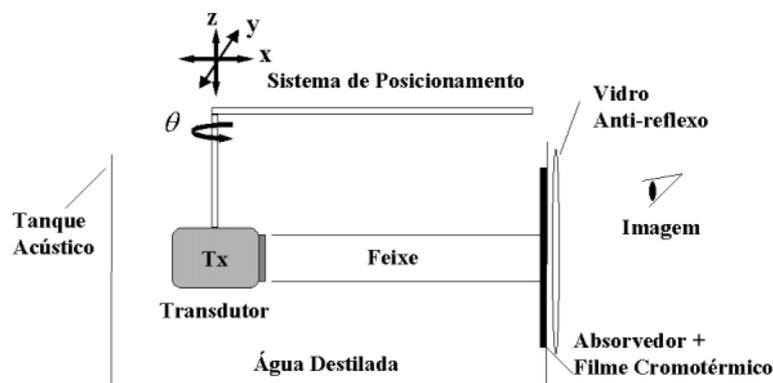


Figura 1. Sistema proposto para o mapeamento cromotérmico. **Figure 1.** Proposed system for thermochromic mapping.

Tabela 1. Faixa de temperaturas dentro da qual as folhas utilizadas iniciam a alteração para cores específicas
Table 1. Range of temperatures in which the used sheets begin the changes to specific colors

N° de Série	Início da alteração				Sensibilidade °C
	para vermelho	para verde	para azul	para preto	
R25C5W	25 °C	26 °C	30 °C	44 °C	5

Sensibilidade é considerada como a faixa de temperatura na qual cores do espectro visível são geradas. *Sensitivity is considered as the temperature range in which colors of the visible spectrum are generated.*

com hidrofone. A varredura com hidrofone foi realizada em conformidade com a norma NBR IEC 1689 (1998), através de um sistema de mapeamento computadorizado desenvolvido por Proaño (1987) e aperfeiçoado por Dias e Leocádio (1995). O software ATUS, desenvolvido em MATLAB® por Alvarenga *et al.* (2001), foi utilizado como ferramenta para obter as imagens da varredura com hidrofone e demarcar curvas de nível de -3, -6, -10, -15 e -32 dB com respeito ao ponto de máxima pressão de cada plano mapeado.

Resultados

A imagem cromotérmica que representa a distribuição de temperatura ou intensidade acústica é formada entre três e cinco segundos após o início da irradiação. Em aproximadamente trinta segundos, o fluxo de calor lateral altera consideravelmente a imagem inicial, obtida de forma satisfatória entre cinco e vinte segundos. Quando o aparelho de ultra-som é desligado, a imagem desaparece em até dez segundos.

As imagens obtidas pelo mapeamento cromotérmico puderam abranger uma região de -15 dB a partir do valor de pico de pressão, conforme ilustra a Figura 2. As áreas em vermelho representam temperaturas mais baixas. Ao redor desta região, o aumento de temperatura gerado pela absorção da energia sônica não foi suficiente para atingir o limiar de temperatura que desencadeia a resposta cromotérmica

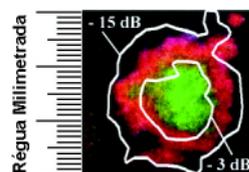


Figura 2. (A) Mapa cromotérmico obtido a 10 mm da face de um transdutor de 1 MHz sobreposto por curvas de -3 e -15 dB, obtidas a partir do mapeamento do mesmo plano com hidro-

fone. **Figure 2.** Thermochromic map obtained at a distance of 10 mm from the 1 MHz transducer's face overlapped by -3 and -15 dB curves, obtained by hydrophone scan at the same plan.

do material. Esta área permaneceu na cor original do filme (preta). A cor verde indica regiões de temperaturas superiores àquelas representadas pela cor vermelha. O verde corresponde a temperaturas intermediárias entre as mínimas, em vermelho, e as máximas, em azul (Figura 3), às quais os cristais líquidos podem responder através de cores.

A Figura 3 mostra o aumento da área da imagem gerada pelo estímulo térmico com o incremento na intensidade nominal do aparelho. Indica a resposta do material cromotérmico ao aumento de temperatura em áreas não sensibilizadas pela intensidade local anterior. Mostra também mudanças nas cores da imagem, como consequência da dependência entre intensidade, temperatura e cor no sistema de mapeamento cromotérmico. A Figura 4 mostra as imagens cromotérmicas apresentadas na Figura 3 sobrepostas por curvas de nível obtidas a partir da varredura planar com hidrofone. Observam-se as similaridades entre as imagens obtidas pelo mapeamento cromotérmico e o mapeamento com hidrofone.

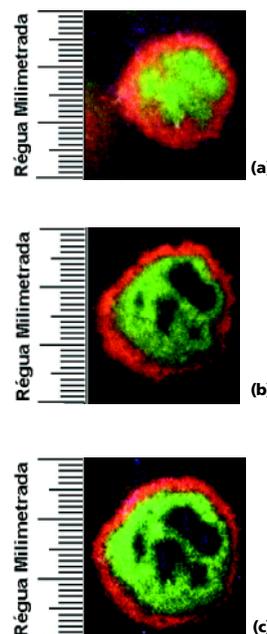


Figura 3. Imagens cromotérmicas obtidas com o aparelho de ultra-som fisioterapêutico de 3 MHz a 40 mm da face do transdutor. As imagens foram obtidas a intensidades nominais diferentes, apresentadas em ordem crescente na figura.
Figure 3. Thermochromic images obtained with physiotherapeutic ultrasound of 3 MHz, 40 mm distant from the transducer's face. The images were obtained at different nominal intensities, presented in growing order in the picture.

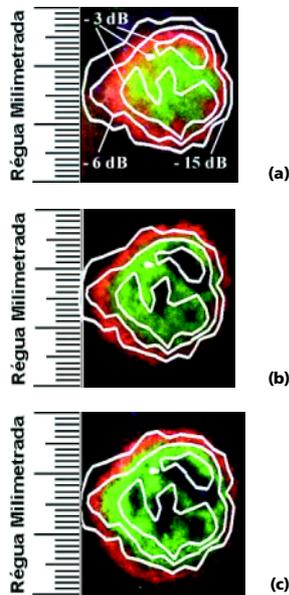


Figura 4. Imagens cromotérmicas apresentadas na Figura 3, sobrepostas por curvas de -3, -6 e -10 dB, obtidas a partir do mapeamento do plano com hidrofone. **Figure 4.** Thermochromic images presented in the Figure 3, overlapped by -3, -6 and -10 dB curves, obtained by hydrophone planar scan.

Discussão

O mapeamento pela irradiação direta da folha cromotérmica foi proposto por Cook e Werchan (1971). A técnica apresentada no presente artigo gerou imagens com bordas melhor definidas e com maior número de cores que a técnica adotada pelos autores, aplicada em experimentos preliminares nesse estudo. Esse resultado decorre do acoplamento de um absorvedor ao material cromotérmico, conforme proposto por Martin e Fernandez (1997) para aumentar a resolução da imagem de distribuição de intensidade no plano.

O presente trabalho requer apenas o alinhamento do transdutor no sistema. Baseado no método desenvolvido por Martin e Fernandez (1997), diminui o número de elementos a serem alinhados para o mapeamento cromotérmico, resguardando resolução compatível à obtida pelos autores.

Além das cores vermelha, verde e azul (RGB) indicadas pelo fabricante, foram também detectadas, através do software Adobe Photoshop 5, as cores rosa e amarela; cores também observadas por Cristoforetti *et al.* (1993).

Foi constatado que a imagem cromotérmica gerada mantém sua forma, mas apresenta suas cores alteradas quando observadas de ângulos diferentes, o que pode resultar em erros de leitura da correspondência cor-temperatura-intensidade. A posição da luminária, entretanto, não altera o padrão de cores da imagem. Cristoforetti *et al.* (1993) afirmam que cuidados com o ângulo de iluminação previnem as reflexões óptica e luminosa observadas. Esses cuidados tornariam o sistema de mapeamento cromo-

térmico ainda mais prático, pois eliminariam o vidro anti-reflexo e possibilitariam posicionar o objeto de captação da imagem paralelamente à folha cromotérmica.

Martin e Fernandez (1997) desenvolveram um modelo matemático para quantificar a intensidade ultra-sônica a partir da temperatura, correlacionada à cor da imagem cromotérmica. Entretanto, a cor da imagem corresponde a uma faixa de temperatura, não permitindo precisão na determinação da intensidade local. Adicionalmente, o modelo proposto avalia a intensidade apenas à meia espessura de um objeto de teste composto de um único material. Maior precisão na determinação da intensidade média temporal local foi observada no trabalho desenvolvido por Cristoforetti *et al.* (1993) utilizando a colorimetria. O recurso viabiliza a obtenção de valores de temperatura a partir da imagem cromotérmica. Os sinais RGB da imagem são convertidos, por programas computacionais, em um sistema de colorimetria (Coloração, Saturação e Intensidade), onde o parâmetro coloração permite a localização do comprimento de onda refletida. Conhecendo o comprimento de onda, possibilita acessar os valores de temperatura, aumentando a precisão das informações que envolvem a distribuição de intensidade no campo acústico.

O presente trabalho tinha como proposta, estimar a intensidade média através da potência acústica e da área da imagem cromotérmica. A proposta tornou-se inviável, pois a norma NBR IEC 1689 (1998), da ABNT, determina que esta área englobe todos os valores até uma queda de, no mínimo, 26 dB com respeito ao ponto de máxima pressão do plano. As imagens cromotérmicas não abrangeram tal região. Outra alternativa, também possível e prática, é a análise qualitativa da imagem através de mapas-padrão obtidos a partir de imagens geradas por transdutores calibrados a diferentes intensidades, sob condições controladas de temperatura.

Dentre as principais limitações do mapeamento cromotérmico estão a extrema dependência de condições controladas de temperatura e a sensibilidade das membranas a temperaturas excessivas, fato também constatado por Martin e Fernandez (1997) e Cook e Werchan (1971). O uso de intensidades muito altas gera alterações irreversíveis na cor de fundo e no padrão de resposta do material cromotérmico. Porém, a intensidade lesiva é identificada pelo retorno à cor de fundo do filme, preta, no local agredido. A análise qualitativa dos equipamentos pelo uso de imagens-

padrão poderia evitar este tipo de lesão uma vez que as cores caracterizariam se a intensidade nominal corresponde à real, não havendo necessidade de ir ao limite da folha para posteriormente inferir sobre a intensidade. Cook e Werchan (1971) relataram que o filme também é sensível à irradiação prolongada. Todavia, experimentos conduzidos no desenvolvimento deste trabalho mostraram que a integridade dos filmes foi preservada mesmo após cinco minutos de estímulo térmico contínuo, a intensidades inferiores às que estimulam o retorno à cor de fundo do material. O aspecto da folha cromotérmica é também alterado quando em contato direto com a água ou gel por longo tempo. Entretanto, membranas cromotérmicas à prova d'água podem ser utilizadas. Cristoforetti *et al.* (1993) incluíram na lista de agressores o ácido acético, cola de silicone, tetrametilenodiamina (presente em *phantoms* de poliacrilamida) e substâncias como o sal.

Conclusões

O presente trabalho teve como objetivo simplificar os procedimentos existentes para o mapeamento de campos ultra-sônicos, a fim de que o mesmo possa ser utilizado em clínicas e hospitais, como recurso de monitoração constante dos equipamentos de ultrassom fisioterapêutico. O sistema desenvolvido para o mapeamento através das propriedades cromotérmicas dos cristais líquidos apresenta-se capaz de mapear a distribuição de intensidade nos campos ultra-sônicos. Os mapas cromotérmicos são coerentes, quanto à forma, às imagens obtidas pelo mapeamento com hidrofone e capazes de captar irregularidades no campo próximo dos transdutores. Importantes limitações foram observadas. As essenciais são a necessidade da manutenção do sistema a uma temperatura praticamente constante durante o mapeamento e a pouca resistência do material a temperaturas excessivas.

Modelos para a análise quantitativa das imagens são descritos na literatura. A análise qualitativa é uma opção a ser considerada, pois diminui os riscos de danos ao material cromotérmico, além de apresentar-se como um método simples de avaliação do funcionamento e da eventual necessidade de calibração dos equipamentos.

Agradecimentos

Os autores agradecem à CAPES e ao PRONEX pelo apoio financeiro e ao Instituto de Macromoléculas (IMA/UFRJ) pelo auxílio na pesquisa e caracterização de materiais absorvedores.

Referências

- Alvarenga, A.V., Machado, J.C., Pereira, W.C.A. (2001), "Implementação do protocolo para obtenção de parâmetros do feixe acústico de transdutores ultra-sônicos usados em medicina", *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 17, n. 3, p. 151-163.
- 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, 35 p., abril.
- Cattaneo, C.G., Frank, S.M., Hesel, T.W., El-Rahmany, H.K., Kim, L.J., Tran, K.M. (2000), "The accuracy and precision of body temperature monitoring methods during regional and general anesthesia", *Anesthesia and Analgesia*, v. 90, n. 4, p. 938-945.
- Chang, W.H., Sun, J.S., Chang, S.P., Lin, J.C. (2002), "Study of thermal effects of ultrasound stimulation on fracture healing", *Bioelectromagnetics*, v. 4, n. 23, p. 256-263.
- Chartered Society of Physiotherapy (1990), "Guide lines for the safe use of ultrasound therapy equipment", *Physiotherapy*, v. 76, n. 11, p. 683-684.
- Cook, B.D., Werchan, R.E. (1971), "Mapping ultrasonic fields with cholesteric liquid crystals", *Ultrasonics*, v. 9, n. 2, p. 101-102.
- Cristoforetti, L., Pontalti, R., Cescatti, I., Renzo, A. (1993), "Quantitative colorimetric analysis of liquid crystal films (LCF) for phantom dosimetry in microwave hyperthermia", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 40, n. 11, p. 1159-1165.
- Dias A.C.L., Leocádio, M.A.P. (1995), *Sistema de Mapeamento Computadorizado de Campo Ultra-sônico SMAP*, Projeto Final de Graduação, Departamento de Engenharia Elétrica, Escola Politécnica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.
- Fish, P. (1994), *Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound*, New York: John Wiley & Sons.
- Formiga, Y.M.N., Ishikawa, N.M., Vieira, C.R.S., Pereira, W.C.A. (2000), "Metodologia para ensaios de temperatura excessiva em aparelhos de ultra-som para fisioterapia", In: *Anais do XVII Congresso de Engenharia Biomédica*, Florianópolis, v. 1, p. 423-426.
- Hekkenberg, R.T., Oosterbaan, W.A., van Beekum, W.T. (1986), "Evaluation of ultrasound therapy devices", *Physiotherapy*, v. 72, n. 8, p. 390-395.
- Ishikawa, N.M., Alvarenga, A.V., Paes, L.F.C., Pereira, W.C.A., Machado, J.C. (2000), "Avaliação de equipamentos de ultra-som para fisioterapia segundo a Norma NBR IEC 1689 da Associação Brasileira de Normas Técnicas", In: *Anais do XVII Congresso de Engenharia Biomédica*, Florianópolis, v. 1, p.326-330.
- Kitchen, S., Bazin, S. (1998), "Terapia por ultra-som". In: *MRI Assessoria Editorial: Eletroterapia de Clayton*, 10 ed., cap.15, São Paulo: Manole.
- Kohler, A., Hoffmann, R., Platz, A., Bino, M. (1998), "Diagnostic value of duplex ultrasound and liquid crystal contact thermography in preclinical detection of deep vein thrombosis after proximal femur fractures", *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, v. 117, n. 1-2, p. 39-42.

- Kongpanichkul, A., Bunjongpak, S. (2000), "A comparative study on accuracy of liquid crystal forehead, digital electronic axillary, infrared tympanic with glass-mercury rectal thermometer in infants and young children", *Journal of The Medical Association of Thailand*, v. 83, n. 9, p. 1068-1076.
- Manandhar, N., Ellis, M., Manan'dhar, D.S., Morley, D., Costello, A.M. (1998), "Liquid crystal thermometry for the detection of neonatal hypothermia in Nepal", *Journal of Tropical Pediatrics*, v. 44, n. 1, p.15-17.
- Marini, P., Guiot, C., Baiotto, B., Gabriele, P. (2001), "Measures of specific absorption rate (SAR) in microwave hyperthermic oncology and the influence of the dynamic bolus on clinical practice", *La Radiologia Medica*, v.102, n.3, p.159-167.
- Martin, K., Fernandez, R. (1997), "A thermal beam-shape phantom for ultrasound physiotherapy transducers", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 23, n. 8, p. 1267-1274.
- Proaño, G.V. (1987), *Mapeamento Computadorizado do Campo Acústico Ultra-sônico*, Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.
- Pye, S.D., Milford, C. (1994), "The performance of ultrasound physiotherapy machines in Lothian region, Scotland, 1992", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 20, n. 4, p. 347-359.
- Pye, S. (1996), "Ultrasound therapy equipment: Does it perform?", *Physiotherapy*, v. 81, n. 1, p. 39-44.
- Sarvazyan, A.P., Pashovkin, T.N., Shilnikou, G.V. (1985), "An extremely simple and rapid method of registration of ultrasonic field patterns", In: *Proceedings Ultrasound International*, p. 324-328, London.
- Shaw, A., Pay, N. M., Preston, R.C., Bond, A. D. (1999), "Proposed standard thermal test object for medical ultrasound", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 25, n. 1, p. 121-132.