



AVALIAÇÃO DA TÉCNICA DE APLICAÇÃO DE ULTRASSOM
FISIOTERAPÊUTICO COM BOLSA COM ÁGUA

Lúcio Salustiano de Lima

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque
Pereira
Marco Antônio von Krüger

Rio de Janeiro
Janeiro de 2018

AVALIAÇÃO DA TÉCNICA DE APLICAÇÃO DE ULTRASSOM
FISIOTERAPÊUTICO COM BOLSA COM ÁGUA

Lúcio Salustiano de Lima

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

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

Prof. Roberto Macoto Ichinose, D.Sc.

Prof^a. Thaís Pionório Omena, D.Sc.

Prof. Christiano Bittencourt Machado, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JANEIRO DE 2018

Lima, Lúcio Salustiano de

Avaliação da Técnica de Aplicação de Ultrassom Físioerapêutico com Bolsa com Água/ Lúcio Salustiano de Lima. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2018.

X, 36 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antonio von Krüger

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2018.

Referências Bibliográficas: p. 34-36.

1. Técnica de aplicação de ultrassom. 2. Calibração de transdutores. 3. Diatermia. 4. Ultrassom terapêutico. I. Pereira, Wagner Coelho de Albuquerque, *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Dedico ao meu Deus, Pai bondoso, que me concedeu essa experiência enriquecedora pela sua multiforme graça.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, por estar comigo mesmo quando parecia que eu estava só, por ser meu sustentador, meu amigo mais íntimo e por cuidar de mim como um pai exemplar, colocando em cada situação as condições necessárias para vencer. Tu és o Deus da minha vida, Senhor e razão de tudo que sou. Eu te amo.

À minha família, que sempre me apoiou, sobre tudo nos meus piores momentos. A companhia de vocês sempre me fez bem, e me ensinou. É muito bom saber que posso contar com a minha família sempre e digo que podem contar comigo também, pois sou grato a cada um.

Meus tios Roberto e Jovelina merecem, sem dúvidas, um parágrafo à parte. O esforço, o carinho, os conselhos, a prestatividade e o fato de que vocês sempre me fizeram sentir em casa, quando na verdade estava na casa de vocês, não tem como explicar nem retribuir. A gratidão que tenho é uma dívida doce à memória. Muito obrigado.

Aos meus pais, por todo o apoio, suporte e carinho tão presentes quando necessário e por sempre acreditarem em meu potencial. Vocês são as pessoas mais importantes da minha vida. Eu amo vocês.

À Thaís Omena, a maior culpada dessa dissertação existir. Minha professora, orientadora, mentora, amiga, conselheira e “mãe” de consideração. Você não apenas me instruiu, você me inspirou. Todo caminho acadêmico que percorri tem o seu exemplo como pano de fundo e sua presença como incentivo. Muito obrigado por sempre estar ao meu lado, mesmo quando eu só estava dando trabalho e preocupação. Muito obrigado do mais íntimo do coração.

Aos meus orientadores, Markão e Wagner, por todos os conhecimentos transmitidos, pelas conversas que me fizeram crescer tanto e por todos os momentos e experiências boas que me proporcionaram. Com vocês aprendi como pessoa e cidadão, porque vocês nunca se preocuparam apenas com a parte acadêmica, vocês são professores de verdade.

Karen, lhe agradeço do fundo do coração, querida amiga e fiel companheira de mestrado. Fui presenteado por Deus com sua amizade, e ela foi muito importante para mim durante todo esse tempo em que desidratei de tanto suar e chorar. Muito obrigado por estar sempre ao meu lado pra me socorrer quando foi preciso, por toda ajuda ao longo dessa caminhada, e também pelas conversas que tivemos, tanto as sérias como as descontraídas. Sei que conheci uma pessoa de enorme valor, e faço questão de levar essa amizade comigo pra vida.

Ao pessoal do LUS, pelo apoio e por sermos essa “família LUS” tão entrosada e unida. O ambiente leve e descontraído certamente facilita tudo, além de deixar a convivência agradável.

À minha psicóloga, Danielly Bellaguarda, não tenho palavras para descrever o suporte que tive e a importância do mesmo para minha reestruturação, ainda mais num momento tão decisivo e turbulento da minha trajetória. Obrigado por me guiar de forma tão sábia pela sombra do desconhecido.

As minha irmãs de oração: Lindaura Aragão (*in memoriam*); Analice Cabral, Ana Iazbeck, Vera Ribeiro, Clélia Iracema, Andréa Garcia, Eugênia Nóbrega e Josephina Silva. Certamente muitas bênçãos, livramentos e oportunidades vieram pelas incessantes orações em meu favor, pois “a oração do justo muito pode em seus efeitos” (Tg.5:16).

Ao Google®, por me poupar muito esforço e tempo.

“Os homens se tornaram cientistas por que esperavam encontrar alguma lei que regesse a natureza, e se esperavam encontrar lei na natureza, é por que creem em um legislador.”

C.S.Lewis

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

AVALIAÇÃO DA TÉCNICA DE APLICAÇÃO DE ULTRASSOM
FISIOTERAPÊUTICO COM BOLSA COM ÁGUA

Lúcio Salustiano de Lima

Janeiro/2018

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira
Marco Antônio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

O ultrassom terapêutico (UST) possui três formas de aplicação descritas na literatura, uma delas é a com “bolsa de água”, método que consiste em utilizar uma luva de borracha preenchida com água como meio de transmissão para superfícies irregulares e/ou pequenas, como o tornozelo (irregular) e a cabeça dos metacarpos (irregulares e pequenos, dificultando acoplamento entre transdutor e região anatômica). Após revisão em algumas bases de dados, verificou-se não haver muitos artigos sobre esta técnica, portanto não se sabe o quanto o uso da luva com água influencia na terapia ultrassônica, bem como na obtenção dos efeitos desejados na mesma. Motivado pela escassez de dados científicos, a técnica bolsa com água foi estudada com duas luvas comumente usadas (látex e nitrila). Como houve formação de bolhas dentro da luva, uma metodologia foi desenvolvida para evitá-la. Os resultados indicam não haver influência clínica relevante, desde que a metodologia descrita neste trabalho seja empregada.

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

EVALUATION OF THE TECHNIQUE OF APPLICATION OF PHYSICAL
THERAPEUTIC ULTRASOUND WITH WATER BAG

Lúcio Salustiano de Lima

January/2018

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

Therapeutic ultrasound (TUS) has three forms of application described in the literature, one of them is the one with "water pouch", which method consists of using a rubber glove filled with water as a transmission medium for irregular and / or small surfaces, such as the ankle (irregular) and the metacarpal head (irregular and small, making coupling difficult). After reviewing some databases, it was verified that there are not many articles about this technique, therefore it is not known how much the use of the glove with water influences in the ultrasonic therapy, as well as in obtaining the desired effects in the same. Motivated by this scarcity of scientific data, the technique was studied with two commonly used gloves (latex and nitrile). As there was cavitation, a methodology was developed to avoid it. The results indicate that there is no relevant clinical influence, provided that the methodology described in this study is used.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	OBJETIVOS.....	3
1.1.1	OBJETIVO GERAL.....	3
1.1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	3
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	4
2.1	BASES TEÓRICAS DO ULTRASSOM TERAPÊUTICO.....	4
2.2	CONDIÇÕES QUE INFLUENCIAM A TERAPIA.....	6
2.3	TÉCNICAS INDIRETAS NA TERAPIA ULTRASSÔNICA.	10
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	14
3.1	VERIFICAÇÃO DA POTÊNCIA EFETIVA.	14
3.2	COMPARAÇÃO DO PADRÃO TÉRMICO DAS TÉCNICAS BOLSA COM ÁGUA E CONTATO DIRETO.	16
3.3	AVALIANDO A PROFUNDIDADE DA TERAPIA ULTRASSÔNICA PELA TÉCNICA BOLSA COM ÁGUA	18
4	RESULTADOS.....	22
5	DISCUSSÃO	28
6	CONCLUSÃO.....	33
7	BIBLIOGRAFIA	34

1 INTRODUÇÃO

O ultrassom (US) é uma onda mecânica que transmite energia de um ponto ao outro através da vibração das moléculas num meio com uma frequência acima da faixa de audição humana (20 Hz a 20 kHz) (SHUNG, 2006).

Ultrassom terapêutico (UST) é um recurso tecnológico que tem sido amplamente empregado em todo o mundo por fisioterapeutas. Um dos objetivos é elevar a temperatura do tecido tratado na faixa de 40 °C – 45 °C para promover: alívio da dor; diminuição dos sinais flogísticos, aumento da permeabilidade da membrana celular, da extensibilidade do colágeno, e do metabolismo local. Além disso, melhora o fornecimento de sangue e reduz o espasmo muscular (CAMERON 2012; NANDA 2008; PRENTICE 2005; ROBERTSON *et al.* 2006; WATSON 2008).

A literatura descreve três técnicas de aplicação do UST: o contato direto, no qual se irradia o ultrassom diretamente sobre a região alvo, usando um gel ultrassônico para melhorar o acoplamento e reduzir a diferença de impedância entre os meios; submerso, em que o transdutor e a região a ser tratada ficam dentro de um recipiente com água (meio de acoplamento) e o cabeçote é direcionado para a região alvo, mas permanece a uma certa distância da mesma; e bolsa com água, que consiste em utilizar um envólucro maleável que será preenchido com um meio condutor de ultrassom (geralmente água ou gel ultrassônico) para servir de meio de transmissão, e o envólucro fará o acoplamento com a região anatômica.

Na técnica bolsa com água é comumente utilizada uma luva (geralmente de látex) preenchida com água como meio de acoplamento. Coloca-se gel ultrassônico entre a região alvo e a luva, e entre a luva e o transdutor para amenizar as diferenças de impedâncias e melhorar o acoplamento. As últimas duas técnicas são recomendadas quando a região a ser tratada é anatomicamente irregular ou muito pequena, dificultando o bom acoplamento do transdutor com a região. (CAMERON, 2012; KENYON e KENYON, 2009; ROBERTSON *et al.*, 2006).

A técnica bolsa com água é a mais utilizada dentre as técnicas indiretas por ser de fácil aplicação, pois não necessita de muitos materiais (bastam luva de procedimento e água), os materiais usados são baratos e facilmente encontrados em qualquer unidade de saúde, o preparo da luva é simples e rápido, evita grande desperdício de água que seria causado pela técnica de imersão (não se pode reaproveitar a água pelo risco de

contaminação cruzada), além de ser mais versátil, pois o arranjo com a luva pode ser usado em qualquer parte de corpo, já o recipiente com água poderá variar em suas dimensões e capacidade cúbica, dependendo da região a ser tratada.

Embora a técnica luva com água de aplicação de UST seja amplamente usada pelos profissionais de Fisioterapia, são escassos os estudos científicos que abordam a técnica, principalmente a influência da utilização dessa técnica sobre os efeitos terapêuticos desejados.

A energia entregue a uma determinada área do tecido depende do método de aplicação e dos agentes de acoplamento utilizados entre o transdutor e o tecido alvo (ARTHO *et al.* 2002; PYE 1996). Além disso, sabe-se que os efeitos fisiológicos do ultrassom dependem de alguns parâmetros como intensidade, tempo de irradiação, modo de operação (pulsado ou contínuo) e frequência dos transdutores (BAKER *et al.* 2001; KOLLMANN *et al.*, 2005; KENYON e KENYON, 2009; CAMERON, 2012).

De acordo com a norma IEC 61689 (2013), a intensidade efetiva se dá pela divisão da potência pela área de radiação efetiva, como mostra a fórmula assegurar:

$$Intensidade = \frac{Potência}{Área} \quad (1)$$

Sobre a calibração dos parâmetros supracitados, artigos na literatura mostram que frequentemente há não conformidade dos equipamentos de UST com a norma IEC 61689 (2013) (PYE 1996; ISHIKAWA *et al.* 2002; LIMA *et al.* 2012), o que levanta mais um alerta sobre a eficácia da terapia ultrassônica, pois com aparelhos descalibrados não é possível garantir a eficiência dos mesmos, e os possíveis efeitos da terapia podem ir desde placebo (intensidade menor que o necessário) até queimaduras (intensidade acima do necessário).

A escassez de dados científicos a respeito da técnica bolsa com água motivou o presente estudo, que visa avaliar a influência da referida técnica na terapia ultrassônica, de forma a esclarecer se a mesma interfere na intensidade e, conseqüentemente, na obtenção dos efeitos desejados com a terapia.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar *in vitro* a eficácia da técnica bolsa com água para aplicação de ultrassom fisioterapêutico na prática clínica.

1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Avaliar a possível perda de energia ultrassônica ao utilizar a técnica bolsa com água;
- b) Comparar o aquecimento gerado pelas técnicas bolsa com água e contato direto;
- c) Registrar o aquecimento pelo ultrassom terapêutico em diferentes profundidades;

2 REVISÃO DE LITERATURA

Esta seção apresenta uma revisão das bases teóricas do ultrassom terapêutico, condições que influenciam a terapia e técnicas indiretas na terapia ultrassônica.

2.1 BASES TEÓRICAS DO ULTRASSOM TERAPÊUTICO

O ultrassom terapêutico (UST) é amplamente utilizado ao redor do mundo pelos fisioterapeutas. ter Haar (1985) mostra que já na década de oitenta mais da metade dos tratamentos privados envolviam a terapia ultrassônica. Tendo em vista a importância desta terapia para a reabilitação de pacientes, é mandatório compreender seus mecanismos e efeitos biológicos, para que a terapia ocorra de forma eficaz e segura (KENYON e KENYON, 2011).

Kenyon e Kenyon (2011) explicam a interação dos tecidos biológicos com a onda ultrassônica, dizendo que tecidos com alto teor de colágeno absorvem mais o ultrassom do que os que possuem maior nível de gordura. Depois de emitido e transduzido em energia térmica, o calor é dissipado por difusão e pela corrente sanguínea. No caso do UST atingir interfaces de tecidos com impedâncias muito diferentes, cerca de 30% da energia irradiada é refletida, o que tende a aquecer mais os tecidos moles da interface.

A penetração da onda ultrassônica nos tecidos varia de acordo com as características do transdutor (frequência de saída e construção) e do tecido insonado (impedância, complacência, composição, entre outros), portanto a profundidade do tratamento também pode variar e um bom terapeuta deve ser capaz de lidar com essas variáveis de forma a garantir o máximo desempenho da terapia. Sabemos que tecidos com maior concentração de colágeno tem maior coeficiente de absorção. Outros fatores que influenciam o aquecimento são os parâmetros do protocolo utilizado: tempo de irradiação, modo de irradiação (contínuo ou pulsado) e intensidade média. Os livros acadêmicos de fisioterapia descrevem os dois tipos de efeitos fisiológicos gerados pelo UST: Térmicos e Atérmicos.

Efeitos Térmicos

Ao percorrer o tecido biológico a onda ultrassônica causa perturbação física no mesmo. Parte da energia contida na onda é absorvida pelos tecidos e transformada em calor, forma na qual será liberada (KENYON e KENYON, 2011). Esse aumento de temperatura local causa diversos efeitos fisiológicos, tais como aumento de metabolismo; aumento da irrigação sanguínea; alívio da dor; diminuição da rigidez articular e de espasmos; além de aumento da permeabilidade da membrana celular (CAMERON, 2012; KENYON e KENYON, 2011).

Como o UST aquece mais os tecidos ricos em colágeno, é portanto especialmente apropriado para aquecer ligamentos, tendões, cápsulas articulares e fâscias (CAMERON, 2012).

Depois de emitido, o calor será dissipado por condução térmica e pelo fluxo sanguíneo, o que pode ser um problema ao tratar de lesões em que o fluxo sanguíneo está comprometido, seja pela natureza da lesão ou por alguma comorbidade (KENYON e KENYON, 2011). Neste ponto, vale ressaltar que as regiões com maior concentração de colágeno (tendões e ligamentos, por exemplo) têm vascularização pobre.

A não uniformidade do feixe, a variedade de tecidos com diferentes propriedades físicas e a reflexão nos limites dos tecidos favorecem a formação de pontos quentes, de modo que é preconizado não realizar a terapia ultrassônica com o transdutor parado, para minimizar esse efeito (PRENTICE, 2005).

Para que haja os efeitos terapêuticos desejados, é necessário haver um aumento de temperatura relativo à temperatura basal do paciente. O acréscimo de 4°C seria suficiente para gerar todos os objetivos terapêuticos, embora com acréscimos menores também haja obtenção de efeitos terapêuticos em menor grau (PRENTICE, 2005).

Efeitos Atérmicos

Existem situações em que a passagem da onda ultrassônica pelos tecidos produz efeitos fisiológicos que podem ser usados em terapias sem gerar aquecimento significativo, esses são chamados de efeitos atérmicos. Alguns dos efeitos terapêuticos que podem ser produzidos desta forma são: estimulação da regeneração dos tecidos; reparo dos tecidos moles; síntese de algumas proteínas e aceleração do processo de reconsolidação óssea. Os efeitos não térmicos se baseiam na biofísica de alguns

fenômenos que ocorrem durante a terapia, são eles: cavitação, onda estacionária e microcorrente acústica.

As definições dos termos técnicos são: cavitação é a formação e oscilação de microbolhas no interior de um fluido com gases dissolvidos; corrente acústica, que é o fluxo unidirecional de um fluido submetido a um campo ultrassônico; e ondas estacionárias, que é a interação entre duas ondas de sentidos opostos que ao se sobreporem fazem com que os picos de intensidade dessas ondas são estacionários e separados por metade do comprimento de onda.

Os efeitos térmicos e atérmicos ocorrem sempre que há a irradiação ultrassônica, mas pode-se minimizar os efeitos térmicos irradiando o feixe de forma pulsada, onde o pulso ultrassônico deve ser de no máximo 50% do tempo do ciclo de pulso, ou seja, o ciclo de pulso compreende o tempo de irradiação (tempo “on”) e o tempo de não irradiação (tempo “off”). Assim os efeitos térmicos gerados pelo tempo “on” são dispersados no tempo “off” por difusão e pela corrente sanguínea, prevalecendo os efeitos atérmicos. O UST de baixa intensidade é capaz de aumentar o Cálcio intracelular e a permeabilidade da membrana, degrada mastócitos aumentando a liberação de histamina e fatores quimiotáticos, aumenta a responsividade dos macrófagos, estimula a síntese de proteoglicanos nos condrócitos (CAMERON, 2012).

Parâmetros como frequência, ciclo de pulso, intensidade e duração dependem da área a ser tratada e dos objetivos terapêuticos desejados, e devem ser ajustados de acordo com o relato do paciente, que não deve sentir qualquer desconforto durante a terapia.

2.2 CONDIÇÕES QUE INFLUENCIAM A TERAPIA

Há mais de 30 anos diversos artigos foram feitos sobre calibração dos equipamentos de UST, e todos são unânimes em mostrar uma situação preocupante: Os equipamentos de UST são raríssimas vezes calibrados (SNOW 1982; PYE 1996; GUIRRO 1997; ISHIKAWA 2002; SHAW 2008; LIMA 2012). Mesmo em equipamentos recém adquiridos foram encontradas falhas grosseiras de funcionamento, como transdutores irradiando zero potência ou potência máxima não importando o valor setado pelo usuário (PYE 1996). Equipamentos recém adquiridos ou semi novos que após verificação apresentam valores de área de radiação efetiva (ERA, do inglês: *Effective Radiation Area*) e potência consideravelmente diferentes da informada pelo fabricante

(PYE 1996; GUIRRO 1997; ISHIKAWA 2002), afetando a intensidade efetiva do tratamento e aumentando a probabilidade de efeito placebo em caso de intensidade menor que o esperado, ou até queimaduras durante a terapia em caso de intensidade maior que o esperado, colocando em risco a integridade física do paciente. Além disso, em todos os artigos, a menor porcentagem de equipamentos fora da Norma é de 50% (GUIRRO, 1997), e há artigos em que todos os equipamentos apresentam-se fora da referida norma em pelo menos um item (PYE 1996; ISHIKAWA 2002; SHAW 2008).

Mesmo já existindo uma norma regulamentadora para UST, a IEC 61689 (2013) (“Ultrasonics – Physiotherapy systems – Field specifications and methods of measurement in the frequency range 0,5 MHz to 5 MHz”, de 2013), que define para cada parâmetro uma faixa de tolerância considerada aceitável para que o equipamento seja usado com segurança, Shaw (2008) resume a questão central para a prática: como garantir que os equipamentos estão calibrados? Muitos terapeutas não sabem da existência da referida Norma, não sabem que devem calibrar seus equipamentos periodicamente nem possuem conhecimento considerado básico sobre o funcionamento deste equipamento e sua interação da onda ultrassônica com o corpo humano (ratificado por PYE 1996; GUIRRO 1997; SÁ 2006). A consequência é que por vezes a terapia ultrassônica não gera os efeitos fisiológicos esperados (entre outros, os mais comumente objetivados são: analgesia, diminuição da rigidez articular, resolução de sinais inflamatórios e reparo tecidual) (CAMEROM 2012, KENYON e KENYON 2011, PYE 1996, LIMA 2012), isto causa perda de tempo por parte do paciente e do terapeuta, além de perda da credibilidade do ultrassom por parte do paciente, que passam a acreditar que este tratamento não funciona.

Pye (1996) além de citar o caso de duas pacientes que sofreram queimaduras por causa de um equipamento de ultrassom recém adquirido que estava descalibrado, alerta que há anos diversos estudos foram feitos sobre a calibração dos equipamentos de UST e todos expõem que os equipamentos de UST em sua maioria estão em não conformidade com a norma vigente em diversos parâmetros. O autor também cita quatro casos que presenciou, em três deles equipamentos recém adquiridos estavam emitindo intensidade fora da Norma IEC 61689 (2013), que aceita variação de $\pm 30\%$ em relação ao valor nominal. No outro caso, ficou evidente a falta de interesse do fisioterapeuta em calibrar os equipamentos do seu setor. Por último, o autor realiza calibração de equipamentos de UST em 7 parâmetros (ERA, relação de não uniformidade do feixe (RNF), potência,

intensidade efetiva, tempo de modulação, tempo de terapia e frequência de trabalho), encontrando falhas grosseiras inclusive em equipamentos novos. É recomendada a calibração dos equipamentos de UST a cada seis meses, e que os equipamentos sejam vendidos com certificado de calibração.

Kollmann (2005) concluiu que a efetividade do tratamento diminuiu pelo fato de o valor de potência emitida não ser confiável. No pior dos casos, dano ou irritação da pele é possível e são necessárias unidades de controle de aumento de temperatura para prevenir possíveis injúrias térmicas.

Straub (2008) testou 66 transdutores de fisioterapia de 6 marcas diferentes e concluiu que a potência total estava dentro das especificações da *Food and Drugs Administration* (FDA), porém havia entre eles uma notável variação na ERA, causando variação na intensidade entre 43% e 61%. Tal variação pode ser significativa na terapia, e não será esperada pelo terapeuta, podendo causar imprevistos desagradáveis tanto para o terapeuta como para o paciente.

Artho (2002) avaliou 83 equipamentos que estavam em uso em clínicas dos EUA em dois parâmetros: potência de saída e temporizador. Após a coleta, os dados foram confrontados com a Norma IEC 61689 (2013) para avaliação da conformidade, e mais uma vez os resultados são preocupantes: mais de um terço dos equipamentos testados estavam fora da tolerância da referida norma para potência de saída, bem como aproximadamente um quarto dos temporizadores. O autor argumenta que são necessárias melhorias na exatidão dos equipamentos de calibração dos EUA, e que a calibração deve ser feita sistematicamente em intervalos não muito longos de tempo.

Corroborando com os artigos supracitados, pesquisadores brasileiros encontraram resultados similares ao realizarem pesquisas de calibração de equipamentos de UST no Brasil. Ishikawa (2002) analisou o desempenho de 33 equipamentos de UST em uso no Estado do Rio de Janeiro nos seguintes parâmetros: intensidade, ERA, frequência, relação de não uniformidade do feixe, intensidade máxima, tipo do feixe (contínuo ou pulsado) e forma da onda para modo pulsátil. Em todos os parâmetros foram encontrados equipamentos fora da tolerância, sendo que o pior índice foi de intensidade máxima pulsátil (83% dos equipamentos fora da tolerância). A autora recomendou a calibração a cada seis meses.

Ao mensurar todas as faixas de potência de saída disponíveis de equipamentos de UST com até 5 anos de uso, Lima (2012) encontrou não conformidades em 80% dos

equipamentos testados, os quais emitiam potência acima do tolerado pela norma IEC 61689 (2013) em pelo menos uma faixa de potência. Verificou-se também que apenas um dos equipamentos estava de acordo com a referida norma, assim este foi submetido também ao teste de repetibilidade. Foi realizado o mesmo teste de potência anteriormente citado por cinco dias consecutivos, para avaliar se a potência emitida poderia variar entre dias. A variação captada foi considerada aceitável pelos critérios da norma IEC 61689 (2013). Casos como esse são raros, e vale lembrar que o autor avaliou apenas a potência emitida.

Guirro (1997) avaliou que o fato de a intensidade exibida no display dos equipamentos não ser confiável ocorre em função da não regulamentação das normas técnicas de produção dos equipamentos, do próprio desgaste do equipamento pelo uso e pela não adoção de procedimentos metrológicos de rotina por parte do fisioterapeuta. Segundo o autor, outro importante fator a ser destacado é o material utilizado para o acoplamento do transdutor ultrassônico, pois evidenciou-se que alguns dos meios utilizados propiciam a atenuação da energia irradiada.

Sobre a forma como os fisioterapeutas realizam a terapia ultrassônica, Sá (2006) fez uma análise crítica dos parâmetros usados na rotina clínica da terapia por ultrassom, verificando o embasamento científico dos mesmos, o que se tornou uma tarefa complexa, pois não existem protocolos definidos para utilização do ultrassom na literatura, e a maioria dos fisioterapeutas se baseia em protocolos embutidos nos aparelhos de UST, em que parâmetros essenciais, como intensidade e tempo, já vem programados (desconsiderando a variabilidade biológica de cada indivíduo, bem como de cada patologia/situação a ser tratada) e sem explicações de como o fabricante obteve tais valores. A análise crítica foi feita com base nos seguintes parâmetros: efeitos fisiológicos, fundamentos físicos, doses e protocolos. Concluiu-se que nenhum protocolo possui evidências irrefutáveis que autorizem seu uso.

É notável a necessidade de atenção à calibração por parte dos fabricantes e terapeutas, estes últimos devem fazê-lo regularmente a fim de garantir a eficácia da terapia ultrassônica, e isso não é percebido apenas pelos resultados negativos na literatura, mas também em que todos os autores chamam atenção para isso em suas conclusões, alguns chegando a recomendar atenção redobrada para a verificação do funcionamento do equipamento de UST, sugerindo que se faça um novo procedimento de calibração

regularmente. (PYE 1996; GUIRRO 1997; ISHIKAWA 2002, ARTHO 2002; KOLLMANN 2005, SHAW 2008, STRAUB 2008; LIMA 2012)

Apesar de tantas constatações negativas, a pior delas é que os artigos mais recentes (STRAUB 2008; SHAW 2008; LIMA 2012), corroboram com os mais antigos: equipamentos vêm de fábrica descalibrados, uma rápida avaliação mostra que o processo de decisão da maioria dos terapeutas para escolha da intensidade, tempo de tratamento e até mesmo se a terapia ultrassônica deve ou não ser realizada naquele caso passa por pouca ou nenhuma base científica; os equipamentos utilizados para tratamento em raríssimos casos foram calibrados, e conseqüentemente encontram-se fora os padrões estabelecidos pela norma NBR IEC 61689 (2013).

2.3 TÉCNICAS INDIRETAS NA TERAPIA ULTRASSÔNICA.

Embora o contato direto seja preconizado como ideal para terapia ultrassônica, alguns autores buscam formas de adaptá-la, para amenizar um empecilho encontrado na prática clínica: dependendo da região a ser tratada pode ser difícil acoplar o transdutor à pele do paciente por se tratar de uma região anatomicamente pequena em relação à face do transdutor (dedos por exemplo); irregular (tornozelo e cotovelo); ou pequena e irregular (cabeça dos metacarpos). Nesses casos forma-se um espaço entre o transdutor e a pele que será naturalmente preenchido com ar, meio que possui como característica acústica alta absorção da onda ultrassônica, além de causar também grande reflexão pela diferença de densidade dos meios envolvidos. Com essas características, torna-se importante eliminar o ar do espaço onde a onda ultrassônica será transmitida para assegurar a eficácia da terapia.

Os métodos empregados para tal são chamados de terapia indireta, pois há a necessidade de usar mais de um meio entre o transdutor e a pele do paciente para garantir um bom acoplamento entre eles, podem ser classificadas em dois grupos: Submerso, onde ficam submersas em um meio condutor de ultrassom (geralmente água) a região a ser tratada e a face do transdutor; e bolsa com água, onde se usa um envólucro maleável para aprisionar um meio com alta transmissividade de UST (geralmente água ou gel ultrassônico), para que este arranjo faça o acoplamento sem grande perda da energia irradiada. Os arranjos mais comumente utilizados de bolsa com água são: luva de látex

ou preservativo como envólucro preenchidos com água ou gel ultrassônico como meio de transmissão.

A literatura se mostra escassa nesse assunto, demonstrando que há ainda muito a ser estudado neste sentido, e mesmo as evidências da literatura não são de todo coerentes. Casarotto (2004) testou os agentes de acoplamento mais usados na técnica contato direto (gel ultrassônico, óleo mineral, água e vaselina branca). A vaselina branca apresentou alto coeficiente de absorção, transformando energia mecânica em calor superficial, constituindo-se assim um meio não recomendável para transmissão de UST. Gel ultrassônico e água possuem respectivamente as melhores transmissividades, enquanto o óleo mineral possui um coeficiente de absorção moderado, isto é, entre a água e a vaselina. Porém, o autor acredita que só há influência considerável do material na terapia se houverem mais de um meio de transmissão, ou se for usada uma camada espessa de material (mais de 0,5mm).

Klucinec (2000) avaliou a transmissividade dos meios utilizados para aplicação de UST. Para isso, usou o método transmissão-recepção (usa-se dois transdutores, cada um com a face de frente para a face do outro, onde um transmitirá a onda ultrassônica e o outro apenas receberá a onda irradiada, e assim é possível saber quanto da energia ultrassônica foi perdida ao atravessar um meio comparando a energia recebida com e sem o material) obteve os seguintes resultados: gel pad (um aparato desenvolvido para a aplicação da técnica bolsa com água, não disponível no Brasil) foi o melhor condutor da onda ultrassônica, seguido por gel ultrassônico, luva com água degaseificada, luva com água comum, luva com gel, submerso com água degaseificada, submerso com água comum e preservativo com gel, respectivamente. As três últimas técnicas citadas apresentaram transmissão muito abaixo das outras técnicas, e o autor não encontrou na literatura evidências incontestáveis da efetividade da técnica imersão com relação à transmissão de energia ultrassônica, seja com água degaseificada ou de uso comum, o que parece contra intuitivo, pois a água possui coeficiente de absorção quase nulo, além de não causar atraso significativo na transmissão da energia ultrassônica irradiada, e é utilizada como meio de transmissão também na técnica bolsa com água, onde é efetiva. Apesar disso, o autor continua a apresentar a técnica de imersão como uma alternativa de tratamento indireto apropriada.

Poltawski (2007) avaliou a transmissão relativa dos géis mais usados para UST no Reino Unido. Foi utilizada uma balança de força de radiação (BFR) para avaliar a

transmissão de cada gel presos em um filme de PVC que foi amarrado no transdutor por uma banda elástica. Os dados foram coletados por terapeutas do Reino Unido com potência e frequência para terapia de baixa intensidade. Como resultado, a variação na transmissão ficou entre 95-108% do nominal. A balança e o aparelho foram pré-calibrados antes do início do estudo. Para efeitos ultrassônicos não foram encontradas diferenças significativas entre os géis testados.

O autor avaliou o coeficiente de reflexão causado pelo PVC usando o método transmissão-recepção e a diferença de transmissão encontrada foi de $\pm 1\%$, sendo considerado desprezível. A influência da temperatura do meio de acoplamento/transmissão se mostrou estatisticamente relevante: cerca de 1% de variação por grau Celsius, mais a incerteza da capacidade de flutuar do cone refletor da BFR, que é densidade-dependente e por isso sofrerá influência da temperatura do meio em que estiver.

Guirro (2001) verificou a efetividade dos colimadores cônico e cilíndrico, da balão de borracha e da luva de látex na transmissão da energia ultrassônica. Para tanto, foram utilizados uma balança de força de radiação (UPM- DT-10 OHMINIC - Instruments) e um aparelho de UST (Sonomaster - KW) previamente calibrados. O acoplamento dos meios ao transdutor foi realizado por meio de gel ultrassônico. Os resultados mostraram uma transmissividade média de 21% para a luva, 18% para o balão e 20% para o colimador cilíndrico, em comparação com a água. No que se refere ao colimador cônico, a transmissão diferiu ($p < 0,05$) conforme a quantidade de gel utilizada, 21%, (1,5ml) e 33%, (2,5ml), independente das fixações. Na ausência do gel, em ambos os colimadores, não houve transmissão da onda ultrassônica. Os resultados permitem concluir que nenhum dos meios testados deve ser utilizado com meio intermediário entre o transdutor e a área a ser irradiada.

Lima (2014) analisou a técnica bolsa com água de aplicação de ultrassom terapêutico para comparação com a técnica contato direto. Para isso foi usada uma BFR refletora, luva de látex preenchida com água destilada e luva com altura fixa (distância entre as duas membranas da luva) em 12,8 mm preenchida com água destilada, para ver se a altura da luva interfere na obtenção dos efeitos terapêuticos. Foi realizado o experimento com o arranjo usado na clínica (luva de latex preenchida com água e com a “boca” amarrada.) para melhor reproduzir a terapia como realizada na prática. O resultado apontou que não há diferença estatisticamente relevante entre o uso da luva com altura

fixa e sem a altura fixa, mas há uma sutil diferença entre usar a luva e não usa-la (usa-la causa uma perda de potência efetiva de até 15%). Mas para que haja a maior transmissão da onda ultrassônica possível é necessário garantir a ausência de bolhas de ar no interior da luva, pois estas causam grande absorção e reflexão na onda ultrassônica, minimizando a energia incidente na região alvo. O mesmo autor em 2016 testou o aquecimento gerado pela técnica bolsa com água em um *phantom* (corpo de prova que mimetiza certas características do tecido biológico) de média dos tecidos moles (IEC 60601-2-37) utilizando uma câmera infravermelha para registro da temperatura em Celsius antes e depois de cada irradiação. A temperatura ambiente foi monitorada ao longo de todo o experimento, e as fotos térmicas foram adquiridas na superfície superior do *phantom*. A intensidade efetiva irradiada foi de 1 W/cm^2 por dois minutos, na frequência de 1MHz em modo contínuo com o transdutor parado em duas situações: contato direto e com bolsa preenchida com água, para comparação. Os resultados mostram um aquecimento três vezes maior quando usada a técnica contato direto (aumento médio de $12,6^\circ\text{C}$ sem luva contra $4,6^\circ\text{C}$ com luva), evidenciando resultados mais expressivos da técnica contato direto. O autor não discutiu as possíveis causas com clareza, mas mesmo assim não desincentivou o uso da técnica bolsa com água, pois o aquecimento gerado com a luva é considerado suficiente pela literatura para a obtenção dos efeitos terapêuticos.

Oshikoya (2000) avaliou a influência da temperatura do meio de acoplamento (gel hidrossolúvel) na transmissão da onda ultrassônica. Os equipamentos foram calibrados antes da realização do estudo. A temperatura do gel foi observada ao longo de todo o tempo de irradiação através de um termômetro de mercúrio. O incremento de temperatura intramuscular foi medido por termistores tipo agulha inseridos nos músculos a uma profundidade de 5cm. Como resultado, não houve variação significativa no incremento de temperatura intramuscular, concluindo que a temperatura do gel não influencia na terapia ultrassônica, contrastando com Poltawsky (2006).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Esta seção será subdividida, apresentando a verificação da potência efetiva; comparação do padrão térmico das técnicas bolsa com água e contato direto e avaliação da profundidade da terapia ultrassônica pela técnica bolsa com água.

3.1 VERIFICAÇÃO DA POTÊNCIA EFETIVA.

Foi realizada a medição da potência acústica de saída do equipamento de UST em balança de força de radiação (BFR), para averiguação da potência real emitida pelo transdutor. Não foi possível obter a ERA deste equipamento de UST, pois o mesmo apresentou ruído elétrico muito intenso, mascarando o sinal demasiadamente. Em seguida foi mensurada a potência acústica com corpos de prova entre o transdutor e o cone refletor da BFR. Quatro corpos de prova foram usados, todos preenchidos com água destilada: luva de látex preenchida com água; luva de nitrila preenchida com água; luva de látex com limitador de altura preenchida com água e luva de nitrila com limitador de altura preenchida com água.

O Fixador de altura da luva consiste em três anéis: um com diâmetro menor ($\varnothing = 44,15$ mm) que ficará dentro dos outros; um com o diâmetro interno 0,5 mm maior que o diâmetro externo do anterior para não haver folga no encaixe, e o terceiro com o mesmo diâmetro interno do segundo, porém mais comprido para acoplar o transdutor à luva sem folgas no encaixe, vedando a água dentro da luva e garantindo um bom contato entre a luva e o transdutor.

Os Equipamentos utilizados foram: balança de força de radiação com resolução do display de 2 mW (UPM-DT 1AV; Ohmic Instruments Co., St. Charles, Mo, USA), equipamento de ultrassom fisioterapêutico com transdutor de 1 MHz e ERA nominal de 3,8 cm² (ProSeven997 Quark Medical Products, Piracicaba, SP, Brasil); luvas de látex tamanho M (Lagrotta Azzurra, São Paulo, SP, Brasil), luvas de nitrila tamanho M (Lagrotta Azzurra, São Paulo, SP, Brasil); água destilada (Purelab option-Q, Elga); e anéis de PVC confeccionados na oficina mecânica do Programa de Engenharia Biomédica (PEB-UFRJ) para fixar a distância entre as duas faces das luvas. Na Figura 1 estão destacados os dois tipos de luva e os anéis que mantêm a espessura das luvas fixa. Os equipamentos usados neste experimento se encontram na Figura 2.



Figura 1: a) aspecto das luvas de látex e de nitrila preenchidas com água; b) Luva de látex no limitador da altura; c) luva de nitrila no limitador de altura.



Figura 2: Elementos usados no experimento descrito na sessão 3.1.

Protocolo de medição:

Primeiro passo: medição da potência do equipamento de UST na BFR sem a presença da luva, o resultado servirá como dado de maior fidedignidade para ser usado no estudo como referência.

Segundo passo: medição da potência com luvas de látex e de nitrila preenchidas com água destilada e degaseificada, sem distância fixa entre as faces da luva, conforme usado em rotina clínica.

Terceiro passo: medições com ambos os tipos de luva preenchidas com água destilada e degaseificada, com a distância entre as faces da luva fixa por anéis de PVC (distância = 12,8 mm).

Todas as medições foram realizadas com o equipamento de UST configurado para emitir em modo contínuo por 3 minutos, com transdutor de 1 MHz em todas as faixas de potência disponíveis (0,5, 1,0; 2,0; 3,0; 4,0; 5,0; 6,0; 7,0 W). Cada uma das medições foi realizada cinco vezes. Os dados foram comparados e analisados estatisticamente.

3.2 COMPARAÇÃO DO PADRÃO TÉRMICO DAS TÉCNICAS BOLSA COM ÁGUA E CONTATO DIRETO.

Foi feita a irradiação ultrassônica com e sem as luvas preenchidas com água sobre um *phantom* de média dos tecidos moles (IEC 60601-2-37 (2007)). Este *phantom* à base de ágar foi confeccionado em forma cilíndrica com as seguintes medidas: altura: 22 mm; diâmetro: 65 mm. O objetivo foi verificar se a técnica bolsa com água aquece os tecidos o suficiente para obtenção dos efeitos terapêuticos desejados.

Para esta etapa foram utilizados: Luva de latex e luva de nitrila tamanho M (Lagrotta Azzurra, São Paulo, SP, Brasil), preenchidas com água destilada (Purelaboption-Q, Elga); e degaseificada (Bomba de vácuo Suryha, 7CFM); *phantom* de média dos tecidos moles (IEC 60601-2-37 (2007)); uma placa absorvedora de ultrassom (APT Flex); um equipamento de ultrassom terapêutico calibrado (Avatar III, KLD Biosistemas, São Paulo, Brasil); uma câmera térmica infravermelha com resolução de 0,1 °C (Flir, Serie E6); um tripé para fixar a altura da câmera em relação ao *phantom* e uma haste para fixar o transdutor sobre a luva, impedindo que o mesmo se movimente. Os materiais citados neste parágrafo foram utilizados num arranjo experimental conforme mostra a Figura 3.

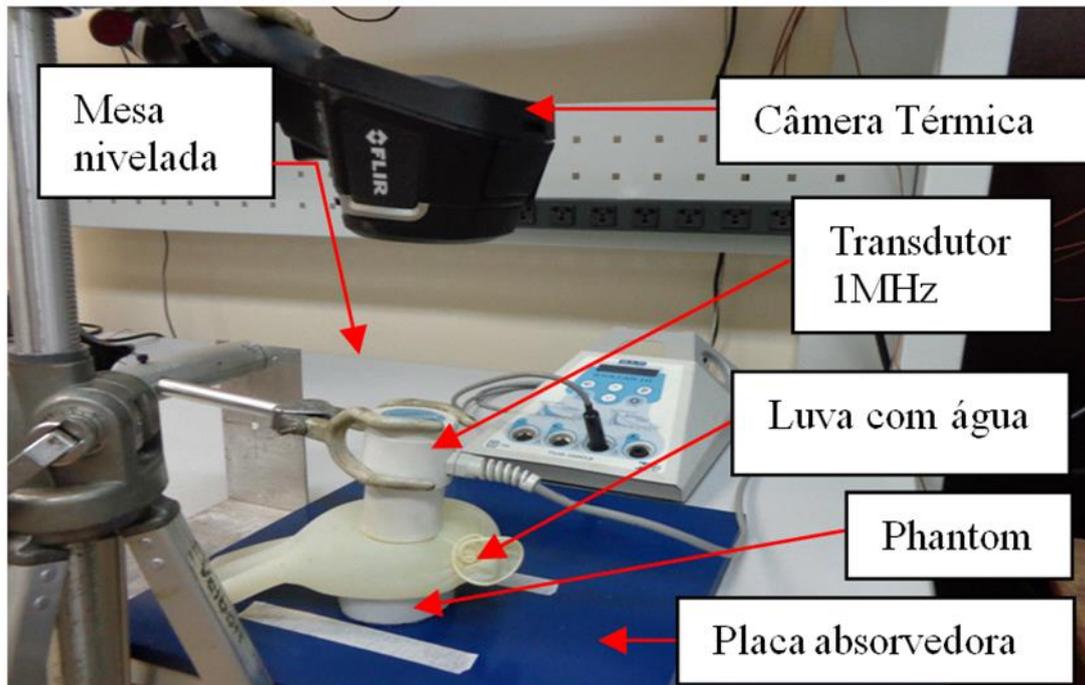


Figura 3: Arranjo experimental usado para verificação do aquecimento da técnica bolsa com água. Retirado do trabalho intitulado “Comparação entre as técnicas bolsa com água e contato direto de aplicação de ultrassom terapêutico” dos Anais do XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.

Foi usado gel ultrassônico para acoplamento entre o *phantom* e a luva e entre a luva e o transdutor. A câmera infravermelha ficou suspensa e estável em um pedestal a 18 cm da face superior do *phantom*, programada para fotografar em modo MSX e programado para detectar o ponto mais quente da imagem, onde quer que esteja. A placa de APT Flex foi utilizada sob o *phantom*, para absorver a onda ultrassônica, a fim de que a mesma não retorne ao *phantom*, superaquecendo a face do mesmo pela diferença de impedância entre o *phantom* e a mesa.

Protocolo de medição:

O estudo se deu em duas situações: sem a luva, simulando a técnica contato direto (controle) e com a luva, simulando a técnica bolsa com água (intervenção).

A luva de latex foi preenchida com 282,00 g de água medida em balança de resolução 0,001g (Ohaus Adventurer, Toledo Modelo ARA520). A mesma foi lavada antes de ser preenchida com água para retirar o talco, pois o mesmo pode ser um dos responsáveis pela formação de bolhas no interior da luva, além de ser um possível gerador de espalhamento.

O equipamento de UST foi previamente calibrado. A ERA medida em tanque acústico foi de $3,36 \text{ cm}^2$, contrastando com os 5 cm^2 informados pelo fabricante, já a potência estava dentro das especificações da Norma IEC 61689 (2013). Verificou-se desta forma que a intensidade emitida era maior que a nominal. Assim, para que a intensidade emitida fosse de $1,0 \text{ W/cm}^2$, a intensidade nominal foi ajustada para $0,7 \text{ W/cm}^2$ e todas as medições foram realizadas com esta potência nominal.

A água destilada foi degaseificada em câmara de vácuo, submetida a -760 mmHg por dez minutos, para retirar os gases dissolvidos.

Por se tratar de um experimento térmico, a temperatura ambiente foi medida ao longo de todo o estudo, com um termômetro digital de resolução $0,1 \text{ }^\circ\text{C}$.

Após cada irradiação, a luva e o gel hidrossolúvel eram imediatamente retirados com uma espátula em equilíbrio térmico com o meio para fotografar a superfície superior do *phantom* e assim registrar o aquecimento nele com o mínimo de influência sobre a temperatura. Após a obtenção da foto, as superfícies da luva e do *phantom* foram resfriadas, garantindo maior controle e confiabilidade do estudo.

A intensidade real de $1,0 \text{ W/cm}^2$ foi irradiada por dois minutos em modo contínuo sem movimentação do transdutor, em duas situações: sem a luva (controle) e com luva (intervenção), com dez repetições para cada situação. Além disso, para fins de comparação, uma foto térmica foi adquirida imediatamente antes e depois da irradiação, para evitar perda de calor após a irradiação.

A câmera térmica foi programada da seguinte forma: escala de temperatura: fixa ($19 - 29 \text{ }^\circ\text{C}$); escala de cores: arco-íris; Medição: ponto quente (busca e exibe o maior valor de temperatura, mesmo que não esteja no centro da imagem); tipo da imagem: MSX (sobreposição das imagens térmica e digital, preservando os contornos da imagem digital).

3.3 AVALIANDO A PROFUNDIDADE DA TERAPIA ULTRASSÔNICA PELA TÉCNICA BOLSA COM ÁGUA

Na terceira etapa foi irradiado o feixe de UST em um *phantom* de silicone com quatro termopares equidistantes dentro do *phantom* para registrar a temperatura ao longo

da irradiação ultrassônica, usando gel condutor como meio de acoplamento, primeiro irradiando sem a luva e depois com a luva.

Os elementos do experimento foram: *phantom* de silicone (RTV A 90% + RTV B 10%); cinco termopares tipo J; um microcomputador; luva de látex (Lemgruber, tamanho G); leitor de sinais de temperatura (Agilent 34972A), equipamento de ultrassom terapêutico de 1 MHz (Avatar III, KLD Biosistemas, Piracicaba, São Paulo, Brasil); gel condutor para ultrassom (MultiGel, Silvianópolis, MG, Brasil); programa desenvolvido em ambiente MATLAB® para processamento dos dados.

A mistura de silicone foi colocada em um cilindro de alumínio ($\text{Øe} = 50,75 \text{ mm}$; $\text{Øi} = 44,40 \text{ mm}$; $h = 43,65 \text{ mm}$.) com cuidado para não aprisionar bolhas de ar no interior e foram introduzidos quatro termopares tipo J, centralizados axialmente ao corpo de prova. O primeiro foi colocado a 1cm do topo do *phantom*, e os outros foram posicionados a 1cm de distância dos outros, como mostra a Figura 4.

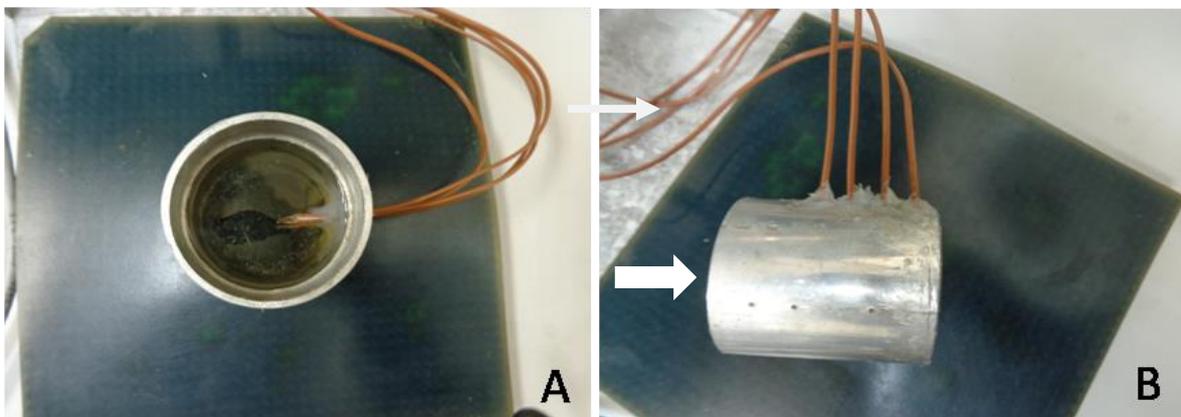


Figura 4: A) Vista inferior. Extremidades sensíveis centralizadas e alinhadas axialmente; B) Vista de perfil. Primeiro termopar a 1cm da base do *phantom* e os outros a 1cm um do outro. A seta branca indica a superfície inferior do *phantom*.

As informações transmitidas pelo sistema de medição de temperatura foram lidas e enviadas para um microcomputador para processamento das mesmas pelo MATLAB®, onde foi gerado um gráfico com os resultados experimentais para melhor visualização e interpretação dos dados. Foi colocado gel ultrassônico nas interfaces entre luva e *phantom* e entre *phantom* e transdutor para melhorar o acoplamento.

No arranjo experimental o *phantom* foi apoiado sobre a placa absorvedora, com uma camada de gel ultrassônico nas superfícies do *phantom* para casamento das impedâncias e o transdutor foi colocado com cuidado para não aprisionar bolhas de ar no gel. O quinto termopar foi colocado entre o *phantom* e a placa absorvedora para registrar

a temperatura ambiente, que foi medida entre a base do *phantom* e a placa absorvedora. Este termopar foi envolto com gel ultrassônico como mostra a Figura 5.

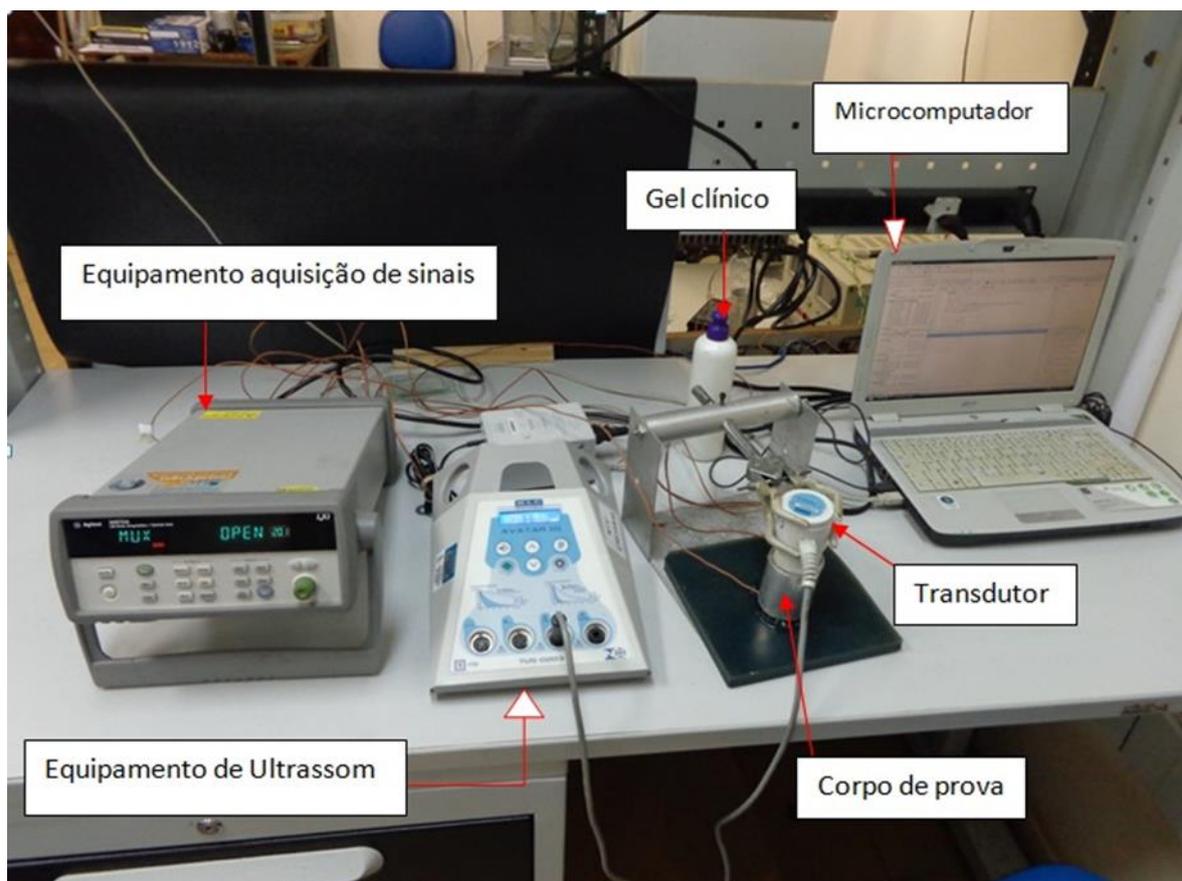


Figura 5: Arranjo experimental do procedimento descrito nesta sessão.

O equipamento de UST foi programado para irradiar por dois minutos, tempo escolhido por se tratar de irradiação sem movimentação do cabeçote. Já o software de medição foi programado para coletar os dados com um período de amostragem de dois segundos durante cinco minutos: o primeiro minuto para obtenção dos dados antes da irradiação, a fim de ser parâmetro para o aquecimento ultrassônico; os próximos dois minutos sincronizados com a irradiação de UST para coletar a irradiação em si; e os dois minutos restantes para captar resfriamento.

Protocolo de medição:

Em cada ciclo de medição foi irradiada a intensidade nominal de $0,7 \text{ W/cm}^2$ pelo transdutor de 1 MHz em modo contínuo durante dois minutos. O software desenvolvido em MATLAB foi programado para receber dados por cinco minutos: No primeiro minuto houve captação de dados sem irradiação, usando um cronometro para iniciar a irradiação

após esse tempo. Após inicia-se a irradiação, que durou dois minutos, pois o transdutor ficaria estático durante a irradiação, podendo queimar o *phantom* se irradiado pelo tempo normal de terapia; e por fim, os últimos dois minutos são de captação do resfriamento.

Este protocolo foi repetido cinco vezes usando a luva com água como meio de acoplamento e transmissão de US, e cinco vezes usando apenas o gel ultrassônico, para simular a técnica contato direto. Após, o *phantom* foi deixado sem irradiação pelo tempo necessário para que os valores de temperatura coincidisse com o valor de temperatura do termopar de referência.

Ao final, foi feito um gráfico de linha em MATLAB para cada repetição do protocolo para melhor analisar os dados.

4 RESULTADOS

Os resultados de média e desvios padrão de potência acústica exibidos em Figura 6 foram obtidos a partir da medição da potência em BFR conforme metodologia descrita na sessão 3.1 do capítulo anterior, sempre pelo mesmo operador, a temperatura ambiente durante os experimentos foi de $25 \pm 2^\circ\text{C}$.

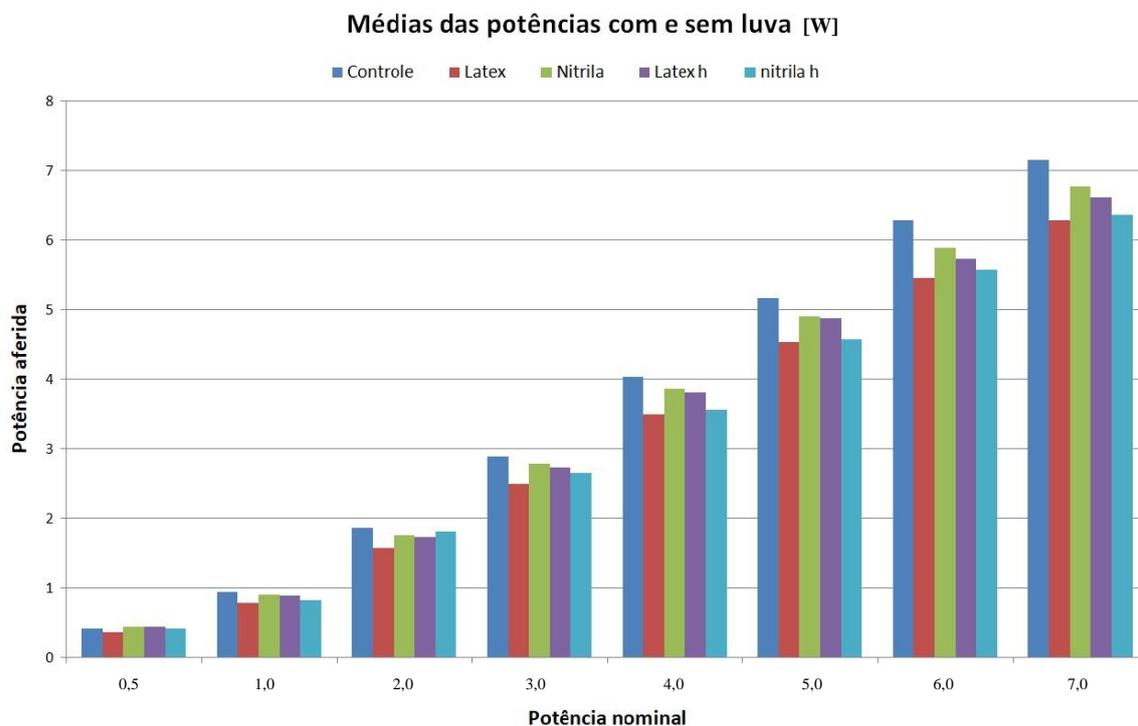


Figura 6: Potências nominal e média das potências aferidas \pm desvio padrão. “Latex h” é luva de latex com espessura fixa; “nitrila h” é luva de nitrila com espessura fixa (12,8mm). Todos os dados estão em [W].

Para o teste estatístico realizado (ANOVA), com o nível de significância escolhido ($p < 0,01$), foi rejeitada a hipótese nula para avaliar os resultados obtidos durante 5 dias em todas as potências. Porém apenas duas hipóteses nulas (H_0) foram rejeitadas quando a avaliação foi feita dentro do mesmo grupo (dia), sendo elas para as potências de 6 e 7 W.

O resultado mais favorável do teste estatístico (ANOVA) foi para a potência de 0,5 W. A Figura 7 mostra o resultado da comparação entre grupos, a Tabela 1 exibe o resultado da Estatística do teste (E) e o valor p dos testes de Kruskal-Wallis e ANOVA (negrito) aplicados aos valores da potência medida em função das 3 técnicas de aplicação.

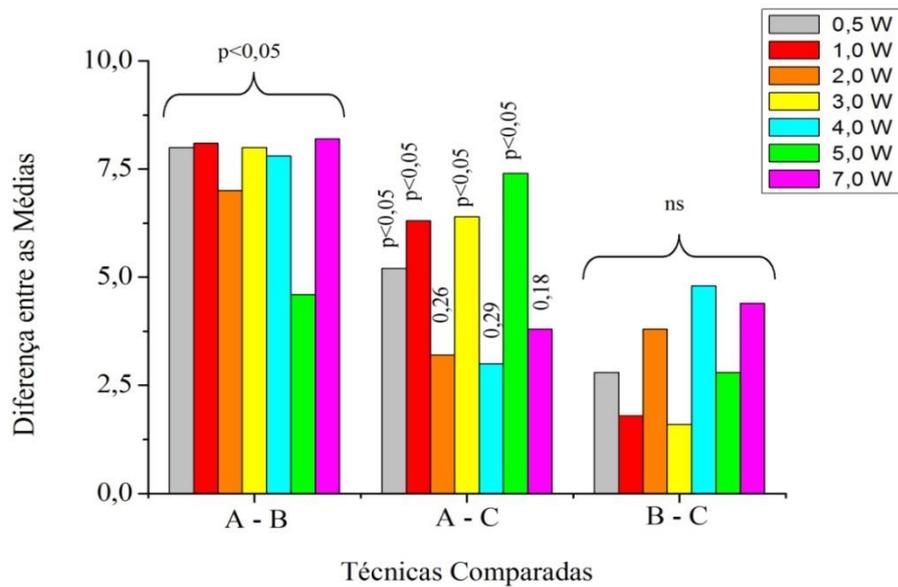


Figura 7: O gráfico a seguir apresenta o resultado do teste de comparação múltipla de Student-Newman-Keuls para identificar os pares de técnicas que apresentam diferença significativa. Gráfico retirado do trabalho intitulado “Avaliação da aplicação do ultrassom por meio da técnica bolsa de água” dos Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.

Tabela 1: Estatística do teste (E) e o valor p dos testes de Kruskal-Wallis e ANOVA (negrito) aplicados aos valores da potência medida em função das 3 técnicas de aplicação. Retirado do trabalho intitulado “Avaliação da aplicação do ultrassom por meio da técnica bolsa de água” dos Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.

Pot. Nominal [W]	Estatística	Pot. Média [W]
0,5	E	8,25
	p valor	<0,05
1,0	E	9,06
	p valor	<0,05
2,0	E	6,14
	p valor	<0,05
3,0	E	8,96
	p valor	<0,05
4,0	E	7,74
	p valor	<0,05
5,0	E	6,99
	p valor	<0,05
6,0	E	1,75
	p valor	0,21
7,0	E	8,43
	p valor	<0,05

A Tabela 2 mostra a média e o desvio padrão do aumento da temperatura na superfície superior do *phantom* aferidos por câmera infravermelha, bem como a temperatura ambiente em cada experimento, e se refere ao experimento descrito na sessão 3.2.

Tabela 2: Média e desvio-padrão dos resultados experimentais com a câmera térmica e a temperatura ambiente em graus Celsius

Experimento	Média \pm desvio-padrão (°C)	Temperatura ambiente (°C)
Com Luva	4,6 \pm 0,83	22,5 \pm 2
Sem Luva	12,63 \pm 1,41	22,4 \pm 2

A Figura 8 apresenta o gráfico com o incremento de temperatura em cada irradiação, comparando-o entre técnicas (sem luva e com luva), e refere-se ao experimento da sessão 3.2

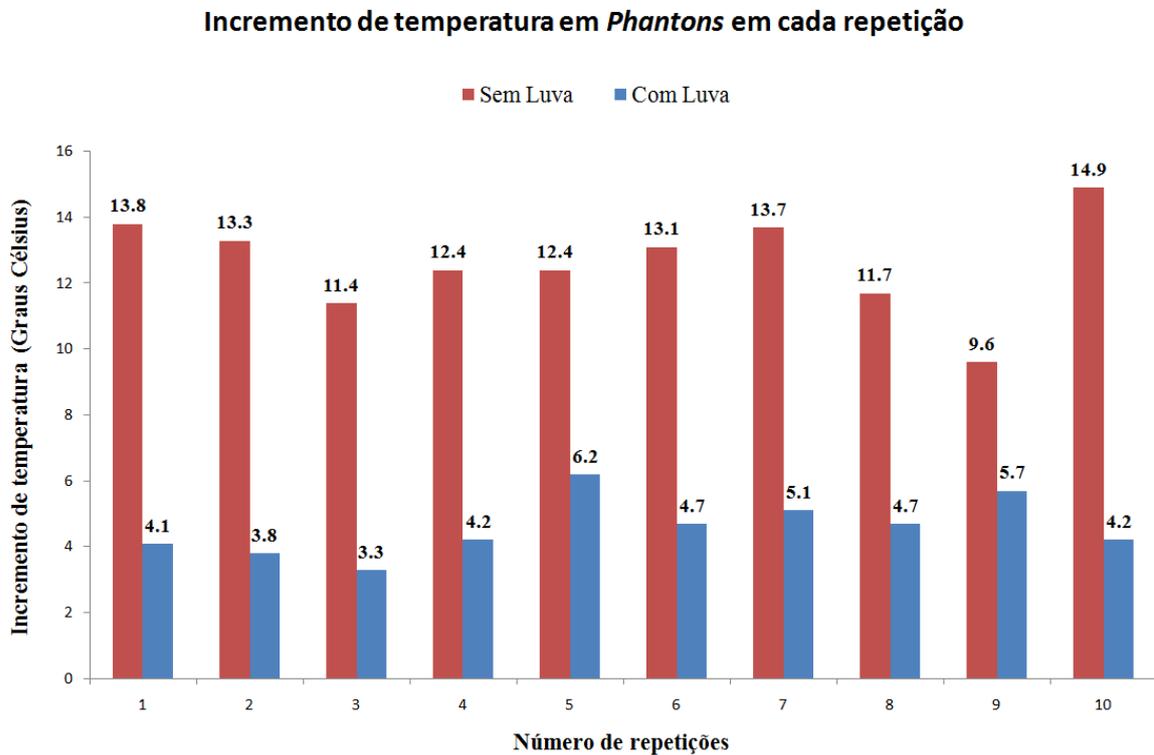


Figura 8: Gráfico mostrando o aquecimento superficial do *phantom* em cada uma das dez repetições, comparando o aquecimento com luva e sem luva. Retirado do trabalho intitulado “Comparação entre as técnicas bolsa com água e contato direto de aplicação de ultrassom terapêutico” dos Anais do XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.

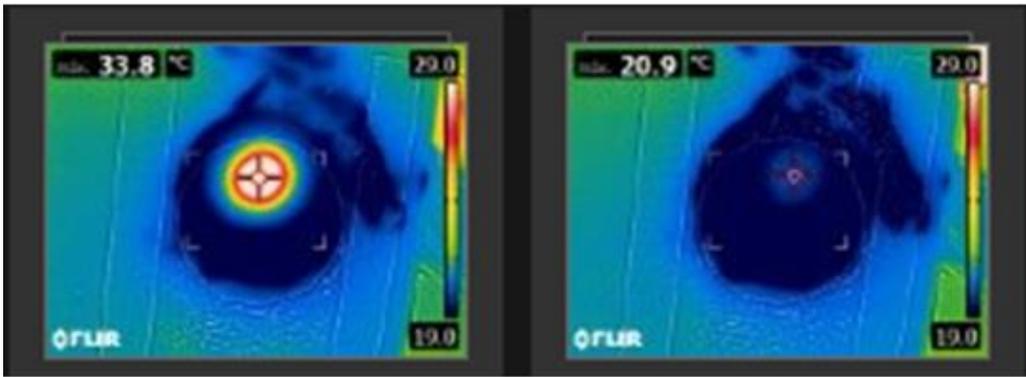


Figura 9: exemplo de imagens térmicas adquiridas neste estudo, sendo a da esquerda imediatamente após a irradiação e a da direita após o resfriamento do *phantom*. Retirado do trabalho intitulado “Comparação entre as técnicas bolsa com água e contato direto de aplicação de ultrassom terapêutico” dos Anais do XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.

A Figura 9 mostra o resultado de um dos experimentos realizado sem a presença da luva relatado na sessão 3.3, e a Figura 10 mostra o resultado de um dos experimentos realizado com a luva, também descrito na sessão 3.3, ambos para servir de exemplo.

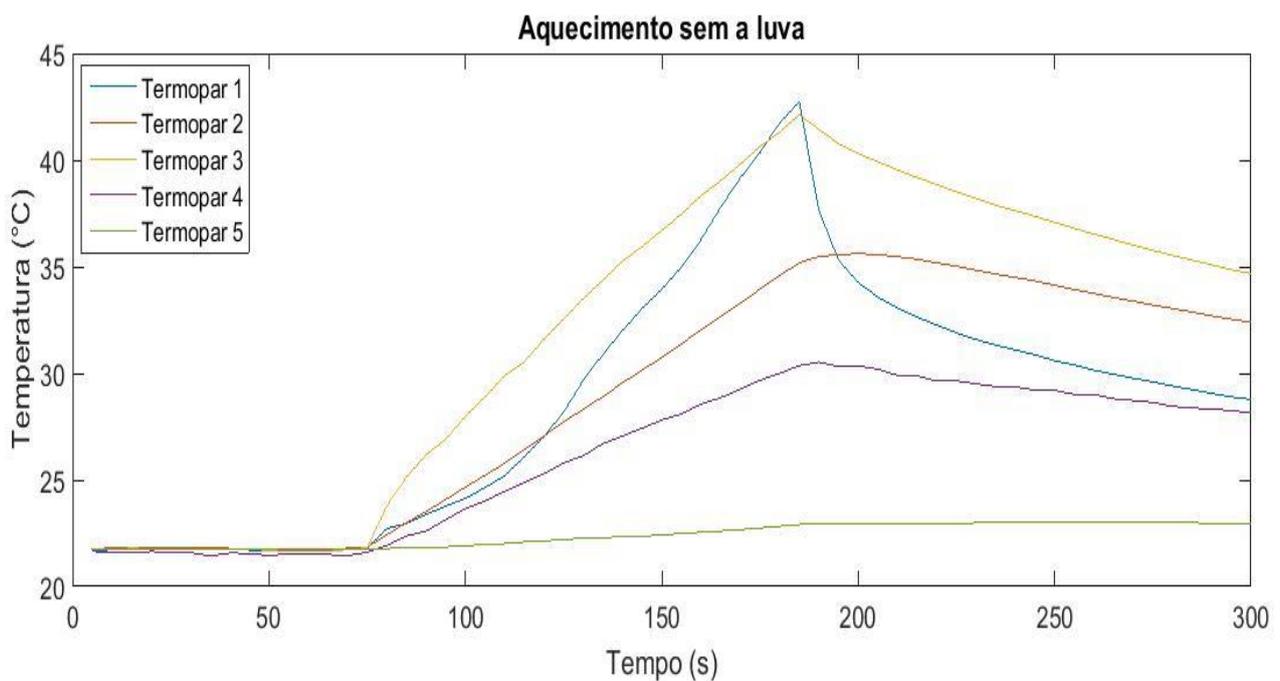


Figura 9: Gráfico do experimento de aquecimento profundo sem a presença da luva.

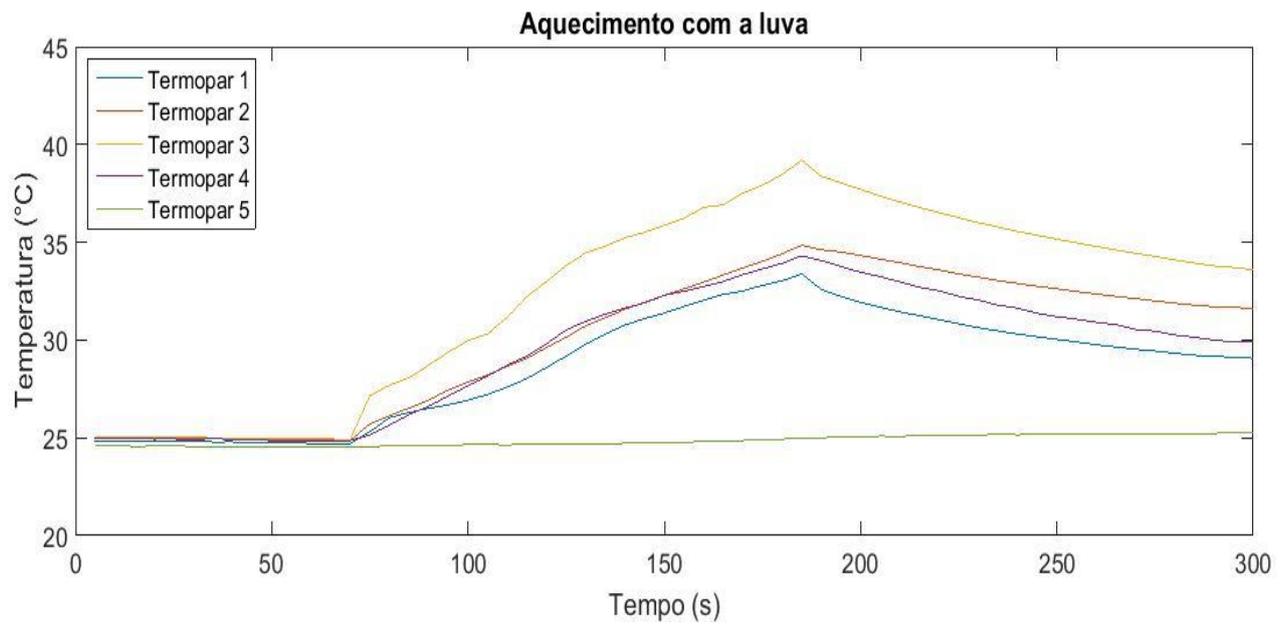


Figura 10: Gráfico do experimento de aquecimento profundo com a presença da luva.

5 DISCUSSÃO

Ambos os equipamentos de UST utilizados neste estudo tiveram suas potências aferidas em balança de força de radiação (BFR). A ERA foi obtida em outra dissertação (COELHO, 2017) em tanque acústico com hidrofone tipo agulha (0.5-mm *diameter needle*, Precision Acoustics), apenas para um dos equipamentos (AVATAR III, KLD Biosistemas). O equipamento de UST que não teve sua ERA aferida (ProSeven 977, Quark produtos médicos) apresentou grande ruído elétrico junto ao sinal ultrassônico, dificultando a leitura do sinal. Algumas tentativas de ajustes foram feitas nos parâmetros para resolução de possíveis causadores deste problema (necessidade de melhor aterramento elétrico, por exemplo), porém todas sem sucesso.

No primeiro experimento com a balança, a idéia original era realizar a medição com o protocolo já descrito usando o arranjo experimental das clínicas (água da torneira e luvas sem retirar o talco), porém viu-se que esta forma de preparar a luva permite que bolhas de ar se formem no interior da luva, atenuando consideravelmente a energia ultrassônica, pois o ar possui alta impedância acústica. Além disso, foi possível notar que, ao longo da irradiação, microbolhas iam se formando no interior da luva, o que poderia dificultar a propagação do feixe ultrassônico pelo interior da luva. Com essas bolhas, ao se emitir 3,0 W de potência a balança registrava 1,7 W, pouco mais da metade da potência irradiada. A Figura 11 mostra as bolhas aprisionadas dentro da luva, a foto foi tirada assim que o experimento foi realizado.

Assim, os experimentos iniciais já permitiram que algumas ações fossem tomadas para a adequação do protocolo de medição. As luvas passaram a ser lavadas antes do uso, isso porque se verificou que o talco da luva de látex contribui para formação de bolhas antes mesmo da emissão da onda ultrassônica, o que atenua muito a energia irradiada, além de ser um potencial causador de espalhamento. Para evitar a cavitação a partir dos gases dissolvidos na água de uso comum (água da torneira), utilizou-se água destilada mesmo sabendo que esta não é a realidade das clínicas e hospitais, pois serve de referência: se houver a formação de bolhas de ar na água destilada, então é possível supor que o mesmo ocorrerá quando for usada água de uso comum, e com maior intensidade. As luvas foram preenchidas e amarradas dentro de um recipiente com água para evitar o aprisionamento de bolhas de ar dentro da luva.

O material da luva também poderia atenuar o ultrassom, porém, por ser a luva muito fina (0,1 mm), considererou-se que a mesma pode ser desprezada. Por haver duas membranas paralelas, pode ser também que haja reverberação, causando aprisionamento da onda e atraso de parte do UST irradiado.

Outro fator que poderia diminuir a intensidade real de tratamento é a distância entre o transdutor e o tecido alvo, por isso foi feita a medição da altura da luva com água destilada ($h=31$ mm) e do cilindro usado para controlar a altura ($h=12,8$ mm), porém, não foi encontrada diferença significativa entre elas.

Mesmo com tantas hipóteses sobre possíveis causas de atenuação, nota-se que a mesma em todos os casos foi considerada baixa, pois a variação máxima foi de 16,1% entre os grupos controle e intervenção. Isso provavelmente se deve ao fato de se ter usado água destilada e degaseificada. Seu alto grau de pureza dificulta a ocorrência de cavitação, o que causaria grande perda da onda ultrassônica, por promover aumento substancial da atenuação. Por esse motivo é possível que a terapia feita com bolsa de água nas clínicas e hospitais seja ineficaz, pois geralmente não se tem o cuidado de garantir a ausência de bolhas de ar ao amarrar a luva e nem a possibilidade de se usar água destilada e degaseificada. Assim, ao se usar água da torneira, a cavitação ocorre a ponto de ser nítida a formação de bolhas (Figura 11), fazendo a potência efetiva diminuir consideravelmente.

Com relação à diferença de altura das luvas, não foi encontrado diferença significativa entre os resultados da luva com a altura fixa e sem esse recurso, o que leva a concluir que o fator de interferência na terapia é a luva em si, e não a distância entre o transdutor e a pele (a capacidade máxima de distensão da luva seria menor do que o necessário para interferir significativamente na potência que será entregue na área de tratamento).



Figura 11: Luva preenchida com água da torneira. Destaque para as bolhas em seu interior, indicadas pela seta preta, formadas a partir da radiação ultrassônica. As imagens foram obtidas após irradiação de 3 W/cm^2 de intensidade por um minuto.

Sobre o experimento com câmera infravermelha, o aquecimento medido no *phantom* foi três vezes menor quando irradiado com a luva. Pensou-se que o *phantom* pode ter tido parte do seu aquecimento “roubado” pela água da luva, que tem alta capacidade térmica, “roubando” e dissipando calor da superfície do *phantom*. Isso justificaria a perda de aquecimento mesmo sabendo que a potência efetiva é muito similar à irradiada sem luva e permite supor que o uso da técnica bolsa com água pode ser inadequado para irradiações superficiais, como tratamento estético, por exemplo, onde a região-alvo é a pele.

Neste experimento foi utilizada apenas uma faixa de intensidade real (1 W/cm^2) pois é a mais usada na clínica, além disso, por ter sido realizada irradiação sem movimento do transdutor, intensidades maiores estavam queimando o *phantom*, e assim optou-se por utilizar apenas essa intensidade.

É possível também que pela diferença de impedância entre a luva e o *phantom* parte da onda ultrassônica seja aprisionada dentro da luva por sucessivas reflexões antes de conseguir sair da mesma, ou em direção ao *phantom*, ou em direção ao transdutor, aquecendo o meio para onde for. Como o coeficiente de absorção da água é baixíssimo, acredita-se que isso só causaria um “atraso” na “entrega” da onda, o aquecimento da água e a perda de energia seriam desprezíveis.

Notou-se que o *phantom* continua aquecendo após a irradiação por cerca de 40 segundos, elevando a temperatura de 2 a 4 °C. Isso pode ser devido o fluxo de calor do interior do *phantom* para a superfície (o interior aqueceria mais pelo foco natural e após a irradiação o calor se espalharia pelo material por condução térmica). De qualquer forma, sabe-se que o calor advindo da face do transdutor não afeta a temperatura do *phantom* quando se usa a técnica bolsa com água, pois a água no interior da luva dissipa o calor da face do transdutor, fazendo com que o calor transmitido para a o *phantom* seja desprezível.

Neste experimento foi mensurada apenas a temperatura na superfície superior do *phantom*, dificultando a análise do aquecimento profundo e da influência do distanciamento do transdutor sobre a região-alvo, constituindo assim uma limitação do mesmo.

Sobre o experimento de aquecimento profundo, os termopares serão citados aqui de acordo com a profundidade em que se encontram: termopar 1 estava a 10 mm de profundidade; termopar 2 a 20 mm; termopar 3 a 30 mm; termopar 4 a 40 mm e termopar 5 foi usado para captar a temperatura ambiente. Analisando-se as curvas de aquecimento no experimento com *phantoms* de silicone, no caso sem a luva, percebe-se que inicialmente a temperatura do *phantom* está em equilíbrio com a temperatura do ambiente. Em seguida, nota-se que o aquecimento se dá praticamente linearmente, com os picos de cada temperatura sendo para os termopares 1, 3, 2 e 4 (43,1 °C; 42,9 °C; 36,1 °C; 30,8 °C, respectivamente). Já com a presença da luva, a sequência de picos ocorre para os termopares 3, 2, 4 e 1 (32 °C; 29,1 °C; 28,7 °C e 27,9 °C, respectivamente). Importante notar que a sequência de curvas mudou completamente, quando se comparam as curvas com e sem luva. Uma possível explicação seria o fato de se estar no campo próximo do transdutor e, ao se afastar a face do transdutor em relação ao *phantom*, os máximos e mínimos do campo próximo se deslocam, gerando outro padrão de aquecimento. Assim, por exemplo, à profundidade 2 pode estar um máximo do campo, elevando significativamente sua temperatura frente aos demais. Por outro lado, nota-se que a curva do termopar 1 (azul) parece a que sofreu maior influência dessa variação do campo, pois é a única que tem interseção com as outras.

Os valores de pico registrados sem luva são maiores quando comparados com o experimento com luva, evidenciando que a técnica contato direto é mais eficaz para promover aquecimento.

Vale ressaltar que todos os experimentos foram feitos com o transdutor parado, o que constitui uma limitação deste estudo. Durante a prática clínica é provável que os resultados de aquecimento sejam mais discretos, haja vista que é recomendado aplicar o ultrassom fazendo movimentos com o transdutor, além de a circulação sanguínea ser um fator de dissipação de calor do tecido insonado, já que o mesmo é composto majoritariamente por água.

Por fim, o quinto termopar registrou uma discreta variação de temperatura que não influenciou significativamente nos resultados.

6 CONCLUSÃO

Os resultados demonstram a efetividade do ultrassom terapêutico para promover aquecimento, independente da técnica utilizada, permitindo deduzir que aquecerá também os tecidos biológicos. Comparando as técnicas contato direto e bolsa com água, os resultados de potência e aquecimento da técnica indireta foram sempre menores, mostrando que a terapia é impactada quando se usa uma bolsa com água, especialmente nos testes de aquecimento.

Mesmo assim, o aquecimento obtido com a técnica bolsa com água neste estudo foi suficiente para atingir os objetivos terapêuticos de acordo com a literatura.

Quando se trata do calor profundo, o uso da luva diminuiu os incrementos de temperatura, porém ainda em níveis aplicáveis à terapia, portanto a luva não comprometeria o uso ultrassônico do UST, tendo-se o cuidado, entretanto, de ajustar o tempo de aplicação para que a dose desejada seja obtida.

O maior alerta indicado pelos resultados foi o fato de ser necessário usar água degaseificada para que a terapia seja eficaz, fato esse que não é observado nas clínicas atuais e, portanto, seria importante divulgar este conhecimento no meio profissional, para que as terapias possam ser de fato, efetivas.

Estudos futuros são necessários para complementar a questão iniciada aqui, com cálculo da dose quando da luva com água, a realização da técnica bolsa com água em banho-maria a 36°C para simular a temperatura fisiológica humana, experimento *in vivo* e a simulação computacional para estudar os efeitos da técnica bolsa com água no campo acústico, por exemplo.

7 BIBLIOGRAFIA

Artho P.A., Thyne J.G., Warring B.P., Willis C.D., Brismée J.M., Latman N.S., “A calibration study of therapeutic ultrasound units”, **Physical Therapy**v.82, n.3: pp.257-63. PubMed: PMID 11869154.2002.

Baker K.G., Robertson V.J., Duck F.A., “A review of therapeutic ultrasound: biophysical effects”. **Physical Therapy**v.81, n.7,pp.1351-1358. PubMed: PMID 11444998. 2001.

Cameron M.H., **Agentes físicos na reabilitação, da pesquisa a prática**. 3ª edição, editora Elsevier, 2012.

Casarotto R.A., Adamowski J.C., Fallopa F., Bacanelli F., “Coupling agents in therapeutic ultrasound: acoustic and thermal behavior”. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**.v.85, n.1, pp.162-5. PMid:14970985. 2004.

Coelho, K. A. **Corpo de Prova Termocromático para Área de Radiação Eficaz em Ultrassom Fisioterapêutico**. 65 f. Dissertação, Programa de Engenharia Biomédica, UFRJ, Rio de Janeiro, 2017.

Guirro, R., Cancelieri, A.S., Sant' Anna, I.L., “Avaliação dos meios intermediários utilizados na aplicação do ultra-som terapêutico.”**Rev. bras. fisioter.** v. 5 n. 2, pp.49-52. 2001.

Guirro R., dos Santos S.C.B., “A realidade da potência acústica emitida pelos equipamentos de ultra-som terapêutico: uma revisão.”**Rev. Fisioter. Univ.São Paulo**, v.4, n.2, pp.76-82. dez, 1997.

Guirro R., Guirro E.C.O., Breitschwerdt C., Elias D., Ferrari M., Ratto R., “As variáveis físicas do ultra-som terapêutico: uma revisão”.**Rev.Cienc.Tecnol.**, v.4, n.9, pp.31-41. 1996.

IEC 60601-2- 37 - Medical electrical equipment – Part 2-37: **Particular requirements for the basic safety and essential performance of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment**. 2007.

IEC 61689 (2013), “**Ultrasonics – Physiotherapy systems – Field specifications and methods of measurement in the frequency range 0,5 MHz to 5 MHz**”. 2013.

Ishikawa N.M., Alvarenga A.V., Paes L.F.C., Pereira W.C.A., Machado J.C., “Avaliação do desempenho de equipamentos de ultra-som para fisioterapia segundo a Norma

NBRIEC 1689 da Associação Brasileira de Normas Técnicas”, In: **Anais do XVII Congresso de Engenharia Biomédica**, v. 1, p. 326-330, 2000.

Kenyon K, Kenyon J. **Fisioterapia essencial**. 2ª edição, editora Elsevier, 2011.

Klucinec B., Scheidler M., Denegar C., Domholdt E, Burgess S., “Transmissivity of Coupling Agents Used to Deliver Ultrasound Through Indirect Methods.” **Journal of Orthopaedic & Sports physical Therapy**, v. 30, n. 5, pp. 263-269.2000.

Kollmann C., Vacariu G., Schuhfried O., Fialka-Moser V., Bergmann H., “Variations in the output power and surface heating effects of transducers in therapeutic ultrasound”. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 86 n. 7, pp. 1318-1324. PubMed: PMID 16003657.2005

Lima L.S., Coelho K.A., Omena T.P., von Krüger M.A., Pereira W.C.A., “**Comparação Entre as Técnicas Bolsa com Água e Contato Direto de Aplicação de Ultrassom Terapêutico**” in: **Anais do XXV Congresso de Engenharia Biomédica**, vol.1,2016.

Lima L.S., Costa Júnior J.F.S., Costa R.M., Omena T.P., von Krüger M.A., e Pereira W.C.A., “Exatidão da potência acústica de equipamentos comerciais de ultrassom fisioterapêutico”. In: **Anais do XXIII Congresso de Engenharia Biomédica**, vol.1, pp. 2443-2447, 2012.

Lima L.S., Oliveira D.P., Pinto P.A., Fagundes B.L.S., Moraes A.P.M., Costa Júnior J.F.S., Omena T.P., von Krugger M.A., Pereira W.C.A., “Avaliação da Aplicação do Ultrassom Por Meio da Técnica Bolsa Com Água”. In: **Anais do XXIV Congresso de Engenharia Biomédica**, vol.1, 2014.

Nanda B.K., **Electrotherapy Simplified**, 1st ed. New Delhi: Jaypee Brothers Medical; 2008.

Oshikoya C.A., et al. **Effect of coupling medium temperature on rate of intramuscular temperature rise using continuous ultrasound**. *Journal of Athletic Training* 2000; 35(4);417-421

Poltawsky L., Watson T., “Relative transmissivity of ultrasound coupling agents commonly used by therapists in the UK”, **Ultrassound in Med. & Biol.**, v. 33, n.1, pp. 120-128. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2006.07.026. 2007.

Prentice W.E., **Therapeutic modalities in rehabilitation**, 3rd ed. Nova York: McGraw-Hill Medical; 2005.

Pye S. "Ultrasound Therapy Equipment - Does it Perform?" **Physiotherapy.**; v. 82, n. 1, pp. 39-44.1996.

Robertson V., Ward A., Low J., Reed A.,**Electrotherapy Explained: Principles and Practice**, 4th ed. Oxford: Butterworth-Heinemann Elsevier; 2006.

Robertson V., Ward A.R., "Limited Interchangeability of Methods of Applying 1MHz Ultrasound", **Arch Phys.Med. Rehabil.** V. 77, pp. 379-384. Abril 1996.

Sá J.N.B.; Bunn P.S.; Pereira W.C.A., "Análise dos fundamentos das dosagens indicadas para a aplicação do ultra-som em fisioterapia", in: Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, São Pedro, SP, 2006.

Shaw A., Hodnett M., "Calibration and measurement issues for therapeutic ultrasound. Ultrasonics", v. 48, n. 4, pp. 234-52. doi: 10.1016/j.ultras.2007.10.010. Jan 2008.

Shung K.K.,**Diagnostic Ultrasound: Imaging and Blood Flow Measurements**, 1st ed. Boca Raton: CRC Press; 2006.

Snow C.J. "Ultrasound therapy units in Manitoba and Northwestern Ontario: performance evaluation" **Physiother Can.** ; v. 34, n. 4, pp. 185-189. Agosto 1982 .

ter Harr G., "Basics physics of therapeutic ultrasound." **Physiotherapy** v. 73, n. 3, pp. 110-113.1987.

Watson T.,**Electrotherapy: Evidence-based practice**, 12th ed. Philadelphia: Churchill livingstone Elsevier; 2008.