Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

2020

Efeitos dos parâmetros dosimétricos do ultrassom terapêutico na transmissividade e temperatura de phantoms mimetizadores de tecidos e Desenvolvimento do aplicativo D_{UST} para estimar a dose

Damião Miranda Ngonga Alfredo

Orientador: Prof. Dr. Rinaldo Roberto
de Jesus Guirro

TESE DE DOUTORADO

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO

DAMIÃO MIRANDA NGONGA ALFREDO

Efeitos dos parâmetros dosimétricos do ultrassom terapêutico na transmissividade e temperatura de phantoms mimetizadores de tecidos e Desenvolvimento do aplicativo DUST para estimar a dose

Ribeirão Preto - SP
2020

DAMIÃO MIRANDA NGONGA ALFREDO

Efeitos dos parâmetros dosimétricos do ultrassom terapêutico na transmissividade e temperatura de phantoms mimetizadores de tecidos e Desenvolvimento do aplicativo **D_{UST}** para estimar a dose

“VERSÃO CORRIGIDA”

Tese apresentada ao programa de Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do Título de Doutor em Ciências.

Área de concentração: Fisioterapia

Orientador: Prof. Doutor Rinaldo Roberto de Jesus Guirro

Ribeirão Preto - SP
2020

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Catálogo da Publicação

Serviço de Documentação da Faculdade de Medicina

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo

Damião Miranda Ngonga Alfredo

Efeitos dos parâmetros dosimétricos do ultrassom terapêutico na transmissividade e temperatura de phantoms mimetizadores de tecidos e Desenvolvimento do aplicativo **D_{UST}** para estimar a dose.

Pág. 89

Orientador: Prof. Doutor Rinaldo Roberto de Jesus Guirro

Tese (Doutorado) – Programa de Pós-graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto.

1. Dosimetria 2. Ultrassom terapêutico 3. Fisioterapia 4. Tecidos moles. 5. Android

Nome: Damião Miranda Ngonga Alfredo

Título: Efeitos dos parâmetros dosimétricos do ultrassom terapêutico na transmissividade e temperatura de phantoms mimetizadores de tecidos e Desenvolvimento do aplicativo **D_{UST}** para estimar a dose.

Tese apresentada ao programa de Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do Título de Doutor em Ciências.

Área de concentração: Fisioterapia

Orientador: Prof. Doutor Rinaldo Roberto de Jesus Guirro

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Instituição: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Instituição: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Instituição: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Instituição: _____

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À Deus, o Criador de todas de todas as coisas visíveis e invisíveis, pelo dom da vida, proteção, saúde e paz e por me ter feito cruzar com pessoas maravilhosas em minha vida!

Agradeço imensamente ao meu Orientador, Professor Doutor Rinaldo Roberto de Jesus Guirro, por toda atenção, carinho, dedicação e a incansável entrega que demonstrou desde a minha chegada ao Brasil. São imensas as palavras que gostaria de descrever a seu respeito, “GRANDE MESTRE” e ser humano excepcional... Entretanto, todas elas se traduzem nesse sentimento imenso de gratidão por tudo que fizeste, fazes e continuarás fazendo na minha vida. Obrigado por sempre emprestar a sua prestimosa sabedoria, para me tornar um homem com sede de aprender a aprender. “Nunca esquecerei que da meia noite às 6h é horário de trabalho do pesquisador também” ... “Nga Sakidila Messene iame” (Obrigado Professor)!

Agradeço à professora Doutora Elaine Guirro, por todo carinho de mãe que sempre demonstrou junto do Professor Rinaldo desde a minha chegada na USP. Obrigado por todos os ensinamentos... Por causa das suas saudáveis e ricas provocações em congressos e eventos de alto relevo, aprendi a refletir que “a falta de evidências, não significa ausência de resultados”. É claro que, não esqueceria aquele carinho de mãe que sempre me deste, ao preparar em todos os encontros de laboratório o melhor catupiry do Brasil. Sinta imensamente a minha gratidão por tudo...

Agradeço no fundo do meu coração ao Professor Luciano Júlio Chingui, que de forma muito sábia soube me ensinar que conhecimento gera conhecimento e que o conhecimento que não se partilha não serve para mais nada. Professor, obrigado por todos os ensinamentos no Programa de Iniciação Científica da Universidade Metodista de Angola, e por teres sido um elo entre Professores Angolanos e Brasileiros. Sempre serás uma indubitável inspiração para mim.

Agradeço igualmente o professor Doutor Éder João de Arruda, que me fez pisar os primeiros palcos de congressos internacionais. Sou imensamente grato, por me ensinares a nunca parar de voar, mesmo que as asas se quebrem. Obrigado por teres aceitado o desafio de sair na sua zona de conforto e se juntar a causa da formação de quadros Angolanos, num país com realidade extremamente diferente do Brasil. Nga Sakidila Ngana!

Agradeço grandemente à minha Noiva Kiula Celestina João, amiga e companheira de longa data por ter aceitado o sacrifício da minha ausência por todo esse tempo longe de Angola. Meu amor, eu sou e serei eternamente grato por toda atenção, amor e carinho. Esse percurso foi possível com o teu incondicional apoio. Amo-te muito!

Agradeço especialmente o Exmo. General José Pereira Teixeira e sua esposa Exma. Sra. Embaixadora da Cuba Cândida Pereira Teixeira, por todo carinho, atenção, acompanhamento e, por terem acreditado em mim desde a época da graduação na Universidade Metodista de Angola. Aprendi com vossas excelências que pessoas simples tem brilho celestial. Sou e serei eternamente grato por me terem ajudado a ser um homem capaz de ajudar o próximo a ser uma pessoa melhor.

Às minhas irmãs Eva Ngonga Alfredo, Josefa Ngonga Alfredo e Esperança Manuel por todo carinho amor companheirismo. Obrigado por terem aceitado parar de estudar devido as condições econômicas dos nossos pais e priorizarem o meu avançar. Nunca conseguirei pagar o que fizeram para mim, manas. Hoje sinto vocês aqui onde estou, pois, essa vitória é de todos nós! Muito obrigado por tudo.

AGRADECIMENTOS GERAIS

Agradeço imensamente a Cristina Faustino Cuviena, amiga, colega e companheira desde o curso de graduação. Sou grato por todo carinho e atenção. Tu foste uma bênção na minha vida e peço à Deus que continue te abençoando rica e poderosamente! Muitíssimo obrigado.

Agradeço imensamente o meu amigo, irmão e colega de luta André Timóteo Sapalo, pelo companheirismo, carinho e força. Tu és aquele irmão de mãe diferentes, que nunca quero perder na vida. Obrigado por todos os nossos momentos de angústias longe das nossas famílias, onde cada um foi um ombro de apoio para o outro. Obrigado por me ensinares a ser forte quando o fracasso tomou conta de mim, naqueles momentos em que nos sentimos estrangeiros. Muito grato por tudo, mano!

Ao Doutor Tenyson Will de Lemos, físico médico, pelo apoio no desenvolvimento do aplicativo DUST. Obrigado pela paciência, atenção e pelas grandiosas contribuições.

Ao Samuel Filipini, Secretário do Programa de Pós-graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, por todo apoio, paciência carinho e todo acompanhamento, desde o meu ingresso até a conclusão do curso. Esses agradecimentos são extensivos aos demais funcionários administrativos que me apoiaram grandemente neste processo.

Meus sinceros e especiais agradecimentos a Gabriela de Carvalho, pessoa incrível, que permitiu que parte do seu projeto de Mestrado fosse usado como parte do meu projeto para ingresso no Mestrado da USP. Agradeço, Gabi, por todo aprendizado contigo e todas as lutas juntos na fase do Mestrado e no Programa de Aperfeiçoamento de Ensino. Deus te abençoe sempre.

Meus agradecimentos ao Carlos Eduardo Girasol, excepcional colega, grande amigo e irmão de luta. Gira, tu foste uma peça fundamental no meu processo de aprendizagem na USP,

durante todas as nossas pesquisas juntos. Gostaria que soubesses que me inspiras a ser um pesquisador disciplinado, assíduo e muito criativo. Obrigado mesmo por todo apoio, irmão!

Estendo igualmente dos meus agradecimentos à Doutora Carla Perez, uma colega muito especial e que deu muito de si para que o estudo experimental com materiais mimetizadores de tecidos fosse um facto. Obrigado por todos os nossos encontros de confraternização de laboratórios juntos.

Agradeço aos demais colegas do Laboratório de Recursos Fisioterapêuticos (LARF) e Laboratório de Avaliação e Intervenção em Dermato-Funcional (LAIDEF) da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, nomeadamente a Nathália Borges, Filipe Ramos Carlos, Flavia de Assunção, Alessandra Kelly e Aline Gobi, Ana Paula Ferro, Amanda Apolinário, Roberta Moretti Marçal, por todo apoio. Vocês se tornaram minha família no Brasil durante toda minha estadia.

Um agradecimento profundo aos alunos de Iniciação científica do Doutorando Carlos Eduardo Girasol, nomeadamente José Miguel e Luís Caseiro pelo carinho, companheirismo e muito aprendizado. Obrigado por serem pessoas muito maravilhosas.

Agradeço grandemente Departamento de Física, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto (FFCLRP), Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil, em particular ao Professor Doutor Antônio Adilton Oliveira Carneiro e ao Doutorando Felipe Grillo, por toda parceria, desde o fabrico dos materiais que imitam tecidos adiposo e muscular, até a redação do manuscrito.

Agradeço aos meus alunos orientandos do curso de Cardiopneumologia, Fisioterapia, Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade Metodista de Angola, nomeadamente Lucrécia Soeiro, Dina Stela André, Jerônimo Nicodemos, Mario Alberto, Azenaida Alberto, Paulo Neto, Kiula João, Paulina de Castro, Lelua tempo e Nádia Franco por todo apoio e, por aceitarem o sacrifício de serem orientados a distância. Amo todos vocês!

Agradeço ao conselho da Administração da Universidade Metodista de Angola, por me terem dispensado em todo esse tempo para a minha formação. Sou grato pela confiança que me foi depositada e pelo grande projeto de formação de professores da instituição.

Especial agradecimento ao Instituto Nacional de Bolsas de Estudo de Angola, por me ter contemplado com a Bolsa de Mestrado durante a minha estadia na República Federativa do Brasil.

Meus agradecimentos a FAPESP – Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo e a CAPES - Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior pelo apoio financeiro, que tornou possível a realização das pesquisas realizadas na presente Tese.

Finalmente, Agradeço a todos que de forma direta e indireta, apoiaram-me durante todo processo de formação. Vocês fazem o meu mundo ter sentido!

DEDICATÓRIA

Com muito amor e carinho, ao meu Pai Miranda Domingos Alfredo (In memory), pelo amor, carinho, motivação, inspiração e, por ter sofrido para mim, na esperança de ter um filho Doutor! Sei que descansaste em paz meu Pai, ao saber que seu filho estava frequentando o Doutorado, tal como sempre sonhaste...

Com muito amor e carinho à minha Mãe Marta Ngonga Alfredo, por todo amor e carinho, desde o ventre até hoje. Minha gratidão é eterna, Mãe!

Aos meus filhos, Miraldina Miguel Alfredo e Carlos Miguel Alfredo, por me darem o prazer de ser um pai de verdade, apesar da distância que nos separou durante todo esse momento de formação!

Feliz o homem que acha sabedoria, e o homem que adquire conhecimento. Porque melhor é o lucro que ela dá do que o da prata, e melhor é a sua renda do que o ouro mais fino (Provérbios- 3:13-14).

RESUMO

Alfredo, D.M.N, Efeitos dos parâmetros dosimétricos do ultrassom terapêutico na transmissividade e temperatura de phantoms mimetizadores de tecidos e Desenvolvimento do aplicativo **D_{UST}** para estimar a dose. 2020.88.f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2020.

Introdução: Os profissionais que utilizam o ultrassom como recurso terapêutico ainda apresentam conceitos equivocados quando relacionam a temperatura tecidual com os regimes de pulso, envolvendo os diferentes tecidos irradiados. Além disso, a disponibilidade de metodologias digitais para calcular a dose do ultrassom terapêutico (UST) é bastante restrita.

Objetivos: Avaliar os efeitos das variáveis físicas do ultrassom terapêutico, na transmissividade e aquecimento de phantoms mimetizadores de tecidos (PMT) muscular e adiposo, bem como a criação do aplicativo **D_{UST}** para simular as respostas dos tecidos biológicos.

Materiais e Métodos: No estudo I foram utilizados 36 PMT divididos em adiposo e muscular, nas espessuras de 0.5; 1.0 e 1.5 cm. Para avaliação da temperatura e transmissividade, foram utilizadas frequências de 1 e 3 MHz, com a intensidade média espacial e média temporal (I_{SATA}) de 0.40 W/cm² nos regimes contínuo e pulsado (1:1 e 1:4) e I_{SATA} de 0.5; 1.0; 1.5 e 2.0 W/cm², no regime contínuo. A análise estatística foi realizada no software Graphpad Prism ($p < 0.05$). No estudo II o aplicativo **D_{UST}** foi desenvolvido no software Android Studio, com os kits de desenvolvimento de software SDK min 19 e Target SDK 29 e testado na versão operacional Android 8.1 – Oreo. O modelo matemático foi construído com base nas propriedades viscoelásticas, acústicas e termofísicas envolvidas na transmissividade e bioaquecimento dos tecidos biológicos, válidos para o campo próximo do UST de uma onda plana. **Resultados:** O estudo I mostrou que a temperatura não foi influenciada pelo regime do pulso quando utilizadas as mesmas I_{SATA} e frequências. No entanto, a elevação da I_{SATA} e da frequência promoveu aumento da temperatura, com maiores valores na área central do PMT, com diminuição média de 50 % a 1.0 cm do ponto central. No estudo II, por meio dos dados de espessura do tecido, frequência terapêutica, área de radiação efetiva, área de aplicação e regime de pulso, o aplicativo foi capaz de simular a intensidade e a temperatura no tecido alvo, a energia total por área de radiação efetiva e anergia atenuada por ERA. **Conclusão:** Conclui-se que o aumento da temperatura é dependente da I_{SATA} e da frequência do UST, e que a área de aquecimento está restrita a área de radiação efetiva do transdutor. Além disso, o aplicativo **D_{UST}** se mostrou eficiente em todas as estimativas calculadas para os diferentes tecidos

biológicos, podendo se tornar um instrumento eficaz no auxílio ao fisioterapeuta para a seleção e aplicação dos parâmetros físicos do ultrassom terapêutico, possibilitando a visualização de parâmetros mais realistas.

Palavras-chaves: Dosimetria, ultrassom terapêutico, fisioterapia, tecidos moles.

ABSTRACT

Alfredo, D.M.N, Effects of dosimetric parameters of therapeutic ultrasound on the transmissivity and temperature of phantoms mimicking-tissues and Development of the **D_{UST}** application to estimate the dose. 2020.88.f **Thesis (Doctorate) - Faculty of Medicine of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, 2020.**

Introduction: Professionals who use ultrasound as a therapeutic resource still have misconceptions when relating tissue temperature to pulse regimes, involving different irradiated tissues. Also, digital methodologies' availability to calculate the dose of therapeutic ultrasound (UST) is quite restricted. Objectives: To evaluate the effects of physical variables of therapeutic ultrasound on the transmissivity and heating of muscle and adipose tissue-mimicking phantoms (PMT), as well as the creation of the **D_{UST}** application to simulate the responses of biological tissues. Materials and Methods: In the first study 36 PMT was used, divided into fat and muscle, in thicknesses of 0.5, 1.0, and 1.5 cm. For the evaluation of temperature and transmissivity, frequencies of 1 and 3 MHz were used, with mean spatial and temporal mean intensity (I_{SATA}) of 0.40 W/cm² in continuous and pulsed regimes (1: 1 and 1: 4) and I_{SATA} of 0.5; 1.0; 1.5 and 2.0 W /cm², in the continuous regimen. The statistical analysis was performed using the Graphpad Prism software ($p < 0.05$). In study II, the **D_{UST}** application was developed on the Android Studio software, with the SDK min 19 and Target SDK 29 software development kits and tested on the Android 8.1 - Oreo operating version. The mathematical model was built based on the acoustic and thermophysical properties involved in the transmissivity and bio heating of biological tissues, valid for the field near the UST of a plane wave. Results: Study I showed that the temperature was not influenced by the pulse regime when using the same I_{SATA} and frequencies. However, the increase in I_{SATA} and frequency promoted a temperature rise, with higher values in the PMT's central area, with an average decrease of 50% at 1.0 cm from the central point. In study II, using data on tissue thickness, therapeutic frequency, effective radiation area, application area, and pulse regime, the application was able to simulate the intensity and temperature in the target tissue, the total energy per area of effective radiation, and energy attenuated by ERA. Conclusion: It is concluded that the increase in temperature depends on I_{SATA} and the frequency of the UST. The heating area is restricted to the effective radiation area of the transducer. Also, the **D_{UST}** application proved to be efficient in all estimates calculated for different biological tissues. It can become a useful tool in assisting the

physiotherapist in selecting and applying the physical parameters of the therapeutic ultrasound, allowing the visualization of more realistic parameters.

Keywords: Dosimetry, therapeutic ultrasound, physiotherapy, soft tissues, Android.

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

UST – Ultrassom terapêutico

PMT - Phantom mimetizador de tecido

SDK – kit de desenvolvimento de software

API- Application Programming Interface

ARE/ERA – área de radiação efetiva

TZP - Titanato Zirconato de Chumbo

dB- Decibéis

BNR- Razão de Não uniformidade

UPM – Ultrasound Power Meter

I_{SATA} - Intensidade média espacial e média temporal

ANOVA- Análise de variância.

AVE- acidente vascular cerebral

TENS – Estimulação nervosa transcutânea

MHz- Mega hertz

ρ – densidade do meio

α – coeficiente de atenuação

μs – Microssegundos

mm – milímetros

cm – centímetros

cm^2 – Centímetros quadrados

k – Compressibilidade

K- condutividade térmica

v – velocidade de propagação

c - calor específico

λ – Comprimento de onda

f – Frequência

$m.s^{-1}$ - Metro por segundo

z – impedância acústica

W- Potência

I – Intensidade

$^{\circ}C$ – graus celsius

x – Espessura

I_0 - Intensidade inicial

e - Base neperiana

ΔI – Variação da intensidade

Δx – Variação da espessura

θ_0 - Temperatura inicial

g – grama

θ_f – Temperatura final

RI – Reflexão interna

b - Expoente da frequência

% - Porcentagem

< - menor

$\pm$ - mais ou menos

Min – minuto

J – Joule

Hz – Hertz

USP – Universidade de São Paulo

UMA – Universidade Metodista de Angola

FAPESP – Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo

CAPES- Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Influência da concentração média de colágeno no espalhamento da onda ultrassônica	32
---	----

Tabela 2. Valores de referência das propriedades acústicas e térmicas dos tecidos	36
---	----

Estudo I

Tabela 1. Transmissividade da potência do ultrassom terapêutico nos PMTs para mesma I_{SATA} , nas frequências de 1 e 3 MHz para os regimes de pulso contínuo e pulsado (1:1 e 1:4)	53
---	----

Tabela 2. Temperatura dos phantoms que mimetizam tecidos para mesma I_{SATA} , nas frequências de 1 e 3 MHz para os regimes de pulso contínuo e pulsado (1:1 e 1:4).	54
--	----

Tabela 3. Temperatura dos phantoms que mimetizam tecidos para diferentes I_{SATA} , nas frequências de 1 e 3 MHz para o regime contínuo.	55
--	----

Estudo II

Tabela 1. Propriedades acústicas e térmicas dos tecidos biológicos	68
---	----

Tabela 2. Resultado das simulações.	74
--	----

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Representação da frequência e amplitude de uma onda mecânica..	30
Figura 2. Espalhamento da onda acústica em meios com diferentes densidades..	34
Figura 3. Representação de um transdutor de ultrassom terapêutico e a área de radiação efetiva (ARE).	38
Figura 4. Representação da zona de Fresnel (campo próximo) e a zona de Fraunhofer (campo distante)..	38
Figura 5. Representação da emissão da onda contínua (A) e pulsada (B) - (ciclo de trabalho de 50 % e frequência de 100 Hz) do ultrassom.	40

Estudo I

Figura 1. Phantoms mimetizadores de tecido adiposo.....	49
Figura 2. Phantoms mimetizadores de tecido muscular.....	50
Figura 3. Avaliação da temperatura do phantoms mimetizadores de tecidos por meio da câmara termográfica.....	51
Figura 4. Distribuição da temperatura no PMT.....	52
Figura 3. Distribuição da temperatura do UST em phantoms mimetizadores de tecidos adiposo e muscular, na frequência de 1 e 3 MHz em diferentes espessuras e ISATA.....	56

Estudo II

Figura 1. Estrutura do aplicativo..	70
Figura 2. Interface do aplicativo.....	73

ÍNDICE DE EQUAÇÕES

Equação 1. Frequência.....	29
Equação 2. Velocidade de propagação.....	30
Equação 3. Comprimento da onda.....	31
Equação 4. Impedância acústica.....	31
Equação 5. Reflexão da intensidade.....	33
Equação 6. Transmissão da intensidade..	33
Equação 7. Coeficiente de atenuação..	34
Equação 8. Atenuação da intensidade..	35
Equação 9. Intensidade média do ultrassom terapêutico.....	40

Estudo II

Equação 1. Equação da atenuação da amplitude.....	67
Equação 2. Variação da intensidade ..	67
Equação 3. Equação unidimensional biotérmica.....	67
Equação 4. Reflexão da intensidade.....	68
Equação 5. Transmissão da intensidade.....	68

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	24
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	28
2.1. Frequência	29
2.2. Velocidade de propagação	30
2.3 Comprimento de onda	31
2.4. Impedância acústica	31
2.5. Espalhamento da onda acústica	31
2.5.1. Reflexão e transmissão	32
2.5.2. Refração	33
2.5. 3. Absorção	34
2.6. Atenuação	34
2.7 Parâmetros dos equipamentos de ultrassom terapêutico	36
2.7.1 Intensidade e regime de pulso	39
2.7.2. Efeitos térmicos e não térmicos do ultrassom terapêutico	41
3. OBJETIVOS	44
3.1. Geral	44
3.2. Específicos	44
4. ESTUDOS DESENVOLVIDOS	45
4.1. ESTUDO I	46
RESUMO	47
INTRODUÇÃO	48
MATERIAL E MÉTODOS	49
Phantoms mimetizadores de tecidos	49
Ultrassom terapêutico	50
Avaliação da transmissividade	50
Avaliação termográfica	51
Análise estatística	52
RESULTADOS	52
DISCUSSÃO	56
CONCLUSÃO	59
REFERÊNCIAS	60
4.2. ESTUDO II	63
RESUMO	64
INTRODUÇÃO	65
MATERIAIS E MÉTODOS	66

Fase de Modelo Computacional	66
Fase de Modelagem Matemática e Física.....	67
Estrutura do aplicativo.....	69
Instruções de uso do DUST	71
Teste de funcionalidade do aplicativo	71
RESULTADOS	71
DISCUSSÃO.....	75
CONCLUSÃO.....	78
REFERÊNCIAS	78
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS.	82
6. REFERÊNCIAS	83

1. INTRODUÇÃO

Nas ciências da saúde, o estudo e a eventual eleição do melhor recurso terapêutico à determinada condição patológica é determinante para a intervenção clínica, pois, permite a recuperação do paciente em um menor tempo de tratamento. Dentre os recursos terapêuticos eletrofísicos disponíveis na área da fisioterapia para o tratamento de lesões dos tecidos moles e osso, pode-se destacar o ultrassom terapêutico (UST).

O ultrassom é um recurso que vem sendo utilizado para fins terapêuticos por várias décadas, sendo que inúmeras pesquisas apontam seus efeitos potencializadores na redução da dor e melhora funcional de pacientes com osteoartrite do joelho (Rutjes et al., 2010; Wu et al., 2019), cicatrização de lesões por pressão (Karsli et al., 2017), regeneração óssea (Claes e Willie, 2006), além de promover alterações importantes nas características biomecânicas da pele (Catapani et al., 2016).

Além disso, o ultrassom terapêutico ocasiona melhora fisiológica importante no metabolismo, induzindo a proliferação celular *in vitro*, melhora a síntese proteica, estimula a produção de citosinas, produção de fibroblastos, osteoblastos e monócitos (Uhlemann, Heinig e Wollina, 2003), assim como a ativação de células satélites musculares, aumento de fatores de crescimento semelhante a insulina e fator básico de crescimento de fibroblastos (Matsumoto et al., 2014).

Apesar das respostas encontradas nos estudos experimentais, estudos com metanálise relatam reduzida qualidade metodológica e baixo nível de evidências em ensaios clínicos. Uma recente revisão sistemática com metanálise realizada por Ebadi et al. (2020), em que pesquisaram os efeitos do ultrassom terapêutico na dor lombar crônica, concluíram que apesar

de existirem pequenos efeitos na redução da dor e melhora funcional, existem incertezas quanto aos reais efeitos que sustentam a utilização do referido recurso nessa condição específica.

Na mesma linha, o estudo de Beckeron et al. (2011), em que analisaram 5 ensaios clínicos controlados por meio de uma revisão com metanálise sobre os efeitos do ultrassom terapêutico no entorse de tornozelo, demonstraram que tais efeitos parecem ser geralmente pequenos, com consequente importância clínica limitada, embora as evidências disponíveis apresentem-se insuficientes para descartar a possibilidade de que exista uma faixa de dosagem terapêutica que possa ser ideal.

A improbabilidade do ultrassom terapêutico ser benéfico, justificada pela ausência de evidências sobre efeitos biofísicos que reforçam seu uso no tratamento da dor e em lesões de tecidos moles foi relatada no estudo de Baker, Robertson e Duck (2001). Entretanto, essa discrepância nos resultados apresentada em estudos clínicos, parece estar relacionada à inadequação das dosagens oferecidas aos tecidos biológicos durante o tratamento, além da falta de monitoração da potência de saída dos equipamentos geradores de ultrassom (Guirro et al., 1997, Ferrari et al., 2010).

Para dar respaldo a essas discrepâncias nas respostas clínicas, Guirro e Santos (2002) sugerem que a segurança e eficácia da terapia por ultrassom podem ser comprometidas se a intensidade emitida pelo transdutor diferir consideravelmente ao valor programado no painel do equipamento. Isso se traduz pela necessidade dos clínicos realizarem a monitoração dos equipamentos, com uma manutenção preventiva, antes de iniciar um protocolo de tratamento ou procedimentos de pesquisa.

Considerando que as ondas ultrassônicas interagem com os tecidos biológicos, o conhecimento e a compreensão dos parâmetros dosimétricos como a intensidade média espacial

e média temporal, a frequência da onda, o regime do pulso e o tempo de aplicação sobre o tecido é de suma importância, pois determinam os efeitos biofísicos da terapia por ultrassom terapêutico de baixa intensidade na prática clínica (Ziskin, 1989; Itakura et al., 2012).

Sabe-se, no entanto, que o aquecimento e a transmissividade do ultrassom terapêutico dependem da frequência do ultrassom, sendo que frequências de 1 MHz tem sido associado a maior penetração e aquecimento dos tecidos profundos, ao passo que a frequência de 3 MHz é responsável em aquecer tecidos superficiais (Itakura et al., 2012). Além disso, a interação da onda mecânica com os tecidos biológicos varia conforme os coeficientes de atenuação, impedância acústica e a sua velocidade de propagação, além das variáveis térmicas como a condutividade térmica, capacidade térmica e o calor específico desses tecidos (Duck, 1990; Maggi et al., 2008).

Porém, quando se consideram os regimes contínuo e pulsado do ultrassom, vários clínicos ainda apresentam pouco entendimento sobre esses parâmetros, relacionando o aquecimento dos tecidos biológicos a essas formas de emissão de onda, provavelmente porque a literatura aponta que o ultrassom aplicado no modo contínuo é responsável por gerar aquecimento sobre o tecido devido aos efeitos térmicos (Omena et al., 2012), ao passo que o regime pulsado é responsável em gerar efeitos mecânico ou atérmico sobre os tecidos (Daleki, 2004).

Embora existam estudos que favorecem os efeitos do ultrassom terapêutico com foco para o regime do pulso (Bertolini et al., 2012; Carlos et al., 2012) o conceito de que o ultrassom contínuo aquece mais do que o pulsado parece equivocada por parte de muitos profissionais clínicos, por não considerarem se a intensidade selecionada no painel do equipamento no regime pulsado é a média ou instantânea. Considerando essa questão, ainda não foram encontrados estudos que agruparam diferentes parâmetros do ultrassom terapêutico na

avaliação da transmissividade e temperatura em phantoms ou tecidos biológicos, o que motivou a realização do Estudo I - Efeito do regime de pulso, frequência e intensidade do ultrassom terapêutico em phantoms mimetizadores de tecidos.

Outro problema frequente que envolve o ultrassom terapêutico tem sido a falta de padronização e de cálculos dosimétricos, envolvendo as propriedades acústicas e térmicas dos tecidos – cutâneo, adiposo, muscular, tendíneo e ósseo, bem como os parâmetros físicos envolvidos na sua aplicação, tendo como referências a área de radiação efetiva (ARE), tempo de irradiação, profundidade da lesão, regime de pulso, frequência do ultrassom e área da lesão. Considerando que as respostas clínicas são dose dependentes, onde maiores doses têm demonstrado melhores resultados (Shaw et al., 2015), há necessidade de considerar a energia aplicada no local da lesão para as diferentes disfunções músculo-esqueléticas, bem como para os diferentes biótipos de pacientes que fazem uso desse recurso terapêutico. Buscando sanar essa lacuna da literatura realizou-se o Estudo II - Desenvolvimento do aplicativo **DUST** para estimar a dosagem e o aquecimento do ultrassom terapêutico em tecidos biológicos.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nesta secção, serão abordados conceitos básicos relacionados as propriedades acústicas das ondas do ultrassom terapêutico, que apresentam relação direta com o comportamento dos tecidos biológicos, tendo como desfechos a transmissividade e aquecimento dos tecidos biológicos. Essa abordagem visa o nivelamento do conhecimento relacionado as Ciências Exatas para os profissionais das Ciências da Saúde, em especial aos fisioterapeutas que utilizam o ultrassom como recurso terapêutico.

O ultrassom é uma onda de pressão acústica cujo espectro de frequência se encontra acima da faixa normal da audição humana, considerando que as faixas de som audível do ouvido humano se situam entre 20 e 20.000 Hz (Dobie et al.2004). Partindo da ideia de que o som não pode ser propagado no vácuo como as ondas eletromagnéticas, as ondas de ultrassom dependem de meios materiais líquido, sólido ou gasoso para a sua propagação (Stewart e Stratmeyer, 1982; El-Byali et al., 2018).

Quando o som interage com a matéria, apresenta áreas de alta pressão ou altas densidades - compressão e, áreas de baixa pressão ou baixa densidade - rarefação, durante a sua propagação. Assim, considerando o sentido da força aplicada na geração da onda, estas podem ser de deslocamento longitudinal ou transversal (White, Clement, Hynynen, 2006). As ondas longitudinais são aquelas que se deslocam paralelamente na direção da força aplicada para a sua propagação e pode ser observada em tecidos moles. Por outro lado, ondas transversas se deslocam perpendicularmente a direção da vibração e pode ser observada no osso (Shriki, 2014).

O uso do ultrassom e sua interação com o tecido biológico já está estabelecido há várias décadas, podendo atualmente ser usado tanto para fins de diagnóstico por imagem (Strasser et

al., 2013), quanto para o uso terapêutico (Dani e Patel, 2018; Balci et al., 2018), e pode ser classificado como de baixa e alta intensidade e alta e baixa frequência, dependendo da sua aplicação. O ultrassom utilizado pela fisioterapia com fins terapêuticos envolve as baixas frequências na faixa de 1 e 3 MHz as quais estão associadas a profundidade da onda no tecido biológico, e intensidades na faixa de 0,01 a 3 W/cm² as quais se relacionam com transmissividade e aquecimento dos tecidos biológicos, que é o principal foco do presente estudo.

Dentre os vários parâmetros físicos descritos pela literatura científica para explicar a relação entre as ondas acústicas e os tecidos biológicos, pode-se destacar a frequência, amplitude da onda, velocidade de propagação, comprimento de onda, impedância acústica, espalhamento, absorção, além da atenuação (Hoskin, 2019). Em adição, outros parâmetros térmicos como a capacidade térmica e condutividade térmica são igualmente considerados quando se relaciona o aquecimento do tecido biológico com ultrassom.

2.1. Frequência

A frequência da onda representa o número de vezes que um ciclo se repete em um segundo e é medida em Hertz (Hz), como representado na equação 1. Por outro lado, o período é o tempo necessário para que determinado ciclo seja completado, isto é, o tempo total do início e o fim de um ciclo (Figura 1) (Shriki, 2014).

$f = \frac{1}{p}$	<p>Onde: f - frequência da onda (Hz); p - período (s).</p>	Equação (1)
-------------------	--	-------------

Figura 1. Representação da frequência e amplitude de uma onda longitudinal. Fonte: adaptado de Shriki, (2014).

A frequência da onda e sua consequente amplitude são as principais variáveis que caracterizam as ondas acústicas, bem como a sua finalidade terapêutica. Geralmente, frequências que se situam entre 1 e 3 MHz, são usadas para propósitos terapêuticos (Fabrizio et al., 1996; Lioce et al., 2014), ao passo que frequências entre 2,5 e 25 MHz têm sido utilizadas para fins de diagnóstico por imagem ou para destruição de câncer (Hoskin, 2019).

2.2. Velocidade de propagação

A velocidade de propagação de uma onda acústica longitudinal é dependente da compressibilidade do meio e da densidade do material (Repacholi, Gandolfo e Rindi, 2012), como demonstrado na Equação (2). A compressibilidade é definida como a capacidade de um fluido variar o seu volume em função das pressões por ela impostas.

$v = \sqrt{\frac{k}{\rho}}$	<p>Onde:</p> <p>v é a velocidade de propagação;</p> <p>k é a compressibilidade;</p> <p>ρ é a densidade do material (m).</p>
-----------------------------	---

Equação (2)

2.3 Comprimento de onda

A equação 3 refere-se ao comprimento da onda, é inversamente proporcional ao quociente entre a velocidade de propagação e a frequência (Stawart, 1982), mensurado em milímetro (mm), de tal modo que quanto maior a frequência, menor o seu comprimento da onda.

$\lambda = \frac{v}{f}$	Onde: λ é o comprimento de onda (mm); v é a velocidade de propagação (m.s-1); f é a frequência (Hz).
-------------------------	---

Equação (3)

2.4. Impedância acústica

A impedância acústica de um material é dada pelo produto da compressibilidade do tecido pelo qual a onda se propaga em uma determinada velocidade e pela densidade do meio (Hendee WR. Ritenour, 2003; Hoskin, 2019) (Equação 4).

$Z = \rho \cdot v$	Onde: z é a impedância acústica; ρ é a densidade do meio; v é a velocidade de propagação.
--------------------	---

Equação (4)

2.5. Espalhamento da onda acústica

Chivers (1997) define o espalhamento como sendo a mudança da amplitude, frequência, velocidade da fase ou da direção da propagação da onda acústica, como consequência da não uniformidade temporal ou espacial do meio de propagação. Para tal, o espalhamento pode se dar em tecidos moles, tendão e osso e variar conforme a concentração do percentual de colágeno em tecidos biológicos. Em 1981, Pohlhammer e O'Brien correlacionaram o percentual de colágeno nos tecidos de órgãos como cérebro, fígado, coração, rim e tendão, tendo observado

que o coeficiente de espalhamento foi maior no tendão, por apresentar maior concentração de colágeno (Tabela 1).

Em tecidos vascularizados, além das propriedades particulares desses tecidos, uma das causas evidentes do espalhamento pode se dar devido a presença das células sanguíneas em movimento como os glóbulos vermelhos, que alteram a direção do ângulo de incidência das ondas quando estas são atingidas, fenômeno descrito pela física como espalhamento de *Rayleigh* (Shraki, 2014).

Tabela 1. Influência da concentração média de colágeno no espalhamento da onda ultrassônica

Tecidos	Concentração de colágeno	Coeficiente de espalhamento (cm ⁻¹)				
		0,07 MHz	1.0 MHz	3.0 MHz	4.0 MHz	7.0 MHz
Cérebro	0.19	0.033	0.041	0.15	0.22	0.41
Fígado	0.64	0.035	0.057	0.20	0.26	0.51
Coração	1.5	0.068	0.097	0.32	0.44	0.79
Rim	0.93	0.053	0.067	0.25	0.36	0.67
Tendão	30.8	0.26	0.45	0.77	0.85	1.1

Fonte: Adaptado de Pohlhammer e O'Brien (1981)

2.5.1. Reflexão e transmissão

A reflexão pode ser entendida como o retorno do feixe da onda de som na direção negativa de origem após incidir com o meio e, é fortemente dependente da variação da impedância acústica do tecido pelo qual a onda ultrassônica é irradiada e pelas suas interfaces (figura 2). Em 1982, Stawart sublinhou que quando se trata de uma onda plana, a razão das impedâncias entre dois meios caracteriza a magnitude do coeficiente de reflexão na interface e

no decurso do retorno da onda, a velocidade de propagação mantém-se nas proporções que a onda incidente. Além, do exposto, quando um campo acústico de ultrassom é irradiado sobre o tecido biológico, parte da onda não refletida continua o seu percurso em uma direção positiva, porém, com uma velocidade de propagação condizente com a impedância do segundo meio. Outrossim, conforme representado na equações abaixo, a intensidade com que a onda acústica se desloca pode ser refletida ou transmitida, dependendo das impedâncias acústicas dos tecidos biológicos. As equações 5 e 6 representam as razões das intensidades refletida e transmitida, para ângulos de incidência iguais a zero.

$R = \frac{I_r}{I_i} = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2}$	<p>Onde, I_r e I_i são intensidades refletida e incidente respectivamente; Z_1 e Z_2 são impedâncias acústicas dos meios 1 e 2 respetivamente.</p>	Equação (5)
$T = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$	<p>Onde, I_t e I_i são intensidades transmitida e incidente respectivamente; Z_1 e Z_2 são impedâncias acústicas dos meios 1 e 2 respetivamente.</p>	

Em tecidos com larga variação da impedância acústica, a reflexão tende a ser maior do que em meios cuja impedância acústica é menor. Em adição, a reflexão pode variar conforme a variação dos tecidos onde, tecidos com alto teor protético e elevada composição de colágeno, tendem a refletir mais do que aqueles com baixo teor protético e reduzida concentração de colágeno (Pohlhammer e O'Brien, 1981; Hoskin, 2019).

2.5.2. Refração

A refração é definida como a alteração da velocidade da onda acústica, causada pela diferença na impedância entre dois ou mais tecidos biológicos e geralmente pode ser observada

quando o ângulo incidente sofre alteração em relação a primeira interface, perdendo a sua real direção (Laugier e Haiat, 2011).

2.5. 3. Absorção

A absorção é o fenômeno pelo qual parte da energia transmitida no tecido biológico é convertida em calor. Assim, a absorção é altamente dependente da frequência da onda ultrassônica, da composição e estrutura do tecido ou meio material pelo qual o ultrassom é irradiado (Hoskin, 2019).

Figura 2. Reflexão e transmissão da onda acústica em meios com diferentes densidades. ρ_1 e v_1 , representam a densidade e a velocidade de propagação do meio 1. ρ_2 e v_2 , representam a densidade e a velocidade de propagação do meio 2. θ_i , θ_r e θ_t , representam os ângulos de incidência, reflexão e transmissão respectivamente. **Fonte:** Adaptado de Stawart (1982).

2.6. Atenuação

A atenuação é a perda progressiva e gradual da energia associada a onda acústica, de modos que a intensidade é perdida conforme a distância percorrida. Além de fatores como a reflexão, refração e outros componentes do espalhamento, em tecidos moles a atenuação

acontece principalmente pela absorção, uma vez que a energia irradiada sobre o tecido é convertida grande parte em calor. Não obstante a isso, a atenuação aumenta com a frequência, ou seja, quanto maior a frequência, maior a atenuação da onda ultrassônica pelos tecidos (Gross, Frizzel e Dun, 1979) e isso faz com que o coeficiente de atenuação não seja constante, sendo dependente do expoente da frequência, como expresso na equação (7).

$\alpha = \alpha_0 f^n$	<p>Onde: α é o coeficiente de atenuação em dB/Np/cm², α_0 é o coeficiente de atenuação a 1MHz dado em dB/cm.MHzⁿ ou Np/cm.MHzⁿ, f é a frequência e n é o expoente da frequência.</p>	Equação (7)
-------------------------	--	-------------

A literatura aponta que em tecidos biológicos, a atenuação assume um padrão exponencial de decaimento, de tal forma que a taxa de diminuição é mais rápida no início, porém, à medida que a intensidade da onda reduz, torna-se mais gradual (Hoskin, 2019). Por outro lado, Stawart (1982) afirmou que durante a atenuação ultrassônica, a intensidade é reduzida por outros meios geométricos em função da distância, no decurso da propagação da onda através de um meio. Com base nisso, os autores postularam ainda que a intensidade acústica é proporcional ao quadrado da pressão acústica e, quando se considera uma onda plana linear, a atenuação pode ser expressa em amplitude conforme a equação (8).

$I_x = I_0 e^{-2\alpha x}$	<p>Onde: I_x é a intensidade na distância x em mm, I_0 é a intensidade inicial, e é a base do logaritmo natural, α é o coeficiente de atenuação da intensidade e x é a distância.</p>	Equação (8)
----------------------------	---	-------------

Muitos estudos estimaram os valores de referência das propriedades acústicas dos tecidos biológicos humanos, os quais estão representados na Tabela 2.

Tabela 2. Valores de referência das propriedades acústicas e térmicas dos tecidos

Tecidos	Z (MRayl)	α (dB/cm.MHz ^b)		ρ (g.cm ⁻³)	c (J/g.°C)	K (W/cm.°C)
		α	b			
Pele	1,795	0.264	1.69	1,20	3,59	0,0023
Gordura	1,352	0.48	1.0	0,95	2,67	0,0019
Tendão	2,097	4.864	0.763	1,20	3.432	0.0047
Musculo	1,645	1.09	1.0	1,04	3,64	0,0055
Osso	7,661	3.54	1.0	1,38-1,80	1,25	0,0230
Referência	Duck, (1990)	Moran et al. (2014) Goss, et al. (1979) Szabo (2014) Berger, et al. (1987) Mast et al. 2014		Maggi, et al. (2008) Hasgall, et al. (2018)	Maggi, et al. (2008) Hasgall, et al. (2018)	Maggi, et al. (2008) Hasgall, et al. (2018)

α - Coeficiente de atenuação; b- expoente de frequência; Z – impedância acústica; ρ densidade do meio; v- velocidade de propagação, c- calor específico; K- condutividade térmica.

2.7 Parâmetros dos equipamentos de ultrassom terapêutico

Os parâmetros físicos disponíveis nos equipamentos do ultrassom terapêutico devem ser conhecidos pelos fisioterapeutas que utilizam esse agente eletrofísico como um recurso terapêutico. Nesta secção, serão abordados os principais parâmetros físicos do ultrassom terapêutico, bem como sua relação com as respostas biológicas.

Durante alguns anos, o uso terapêutico do ultrassom teve como principal finalidade, promover aquecimento tecidual (Lehmann, 1953; Binder et al. 1985; Marmor, Pounds e Hahn, 1982). Com o avanço da eletrônica e a inclusão do regime de pulsado possibilitou ampliar o espectro de atuação, o qual vem sendo utilizado há mais de duas décadas para promover efeitos biofísicos e fisiológicos plausíveis à restauração da integridade tecidual (Katzap et al. 2018; Dani e Patel, 2018; Alfredo et al., 2020).

A emissão das ondas do ultrassom depende de um gerador de corrente elétrica de alta frequência e um transdutor que converte a energia elétrica em energia mecânica de baixa

intensidade, sendo esse processo chamado de transdução. O transdutor usualmente utilizado nos equipamentos de ultrassom terapêutico é constituído por uma cerâmica circular e plana composta de Titanato Zirconato de Chumbo (TZP) de diâmetro e espessura variável, que quando se deforma por consequência do estímulo elétrico, gera ondas mecânicas. Este fenômeno é conhecido como efeito piezoelétrico, que pode ser indireto, quando uma corrente alternada é aplicada à cerâmica levando a sua deformação, ou direto quando a deformação da cerâmica gera uma tensão elétrica (Zhu et al. 2014; Itaboray et al. 2017).

Valentini et al. (2006) ponderaram que embora a cerâmica seja parte da área da radiação efetiva, nem sempre o seu diâmetro corresponde exatamente a ARE por causa do efeito da borda. O efeito da borda é definido como a vibração de materiais adjacentes induzida pela vibração da cerâmica, emitindo ondas acústicas.

Ferrari et al. (2010) ressaltaram que a face metálica do transdutor sempre será maior que a área de radiação efetiva, indicando que o diâmetro da área de radiação efetiva dos equipamentos nacionais, variam entre 3,5 e 5,0 cm² e que os equipamentos em uso nas clínicas e consultórios podem apresentar grandes variações - 1,15 e 7,64 cm², indicando a necessidade da manutenção periódica.

Considerando que a potência é o produto da intensidade pela área de radiação efetiva e a energia é o produto da potência pelo tempo de aplicação, transdutores com áreas menores necessitam de maiores tempos de irradiação considerando a energia a ser aplicada (ABNT NBR IEC 60601-2-5:2012).

Figura 3. Representação de um transdutor de ultrassom terapêutico e a área de radiação efetiva (ERA). Fonte: o próprio autor.

O diâmetro do transdutor define o quão divergente ou colimado pode ser o feixe de som, ou seja, quanto maior o transdutor, mais colimado é o feixe. Além do exposto, nas proximidades do transdutor, também denominada de campo próximo ou zona de Fresnel, a onda tende a ser mais divergente. Na região mais distal da onda em relação ao transdutor, também denominado de campo distante ou zona de Fraunhofer, o ângulo de divergência é reduzido com a distância, levando a uniformidade e ou colimação dos feixes ultrassônicos (Valentini, Maciel e Parizotto, 2006; Shriki, 2014; Prentice, 2013).

Figura 4. Representação da zona de Fresnel (campo próximo) e a zona de Fraunhofer (campo distante). Fonte: Valentini et al. (2006).

2.7.1 Intensidade e regime de pulso

A seleção da intensidade a ser aplicada parece ser o problema mais comum entre os profissionais em fisioterapia. Em geral, os efeitos produzidos pelo ultrassom terapêutico nos tecidos biológicos, dependem da intensidade pela qual a energia é gerada, e isso faz com que seja considerado o parâmetro mais importante para a determinação das terapias por ultrassom (Guirro e Santos, 1997). Assim, a intensidade que define o ultrassom terapêutico se situa entre 0,01 a 3,0 W/cm² (Guirro et al., 1997), e, pode ser classificada conforme o comportamento do pico de pressão da potência e da área de radiação efetiva ao longo da propagação da onda. A intensidade média espacial e média temporal (*Intensity spacial average and temporal average* - I_{SATA}) é a comumente abordada nas pesquisas clínicas, no entanto, alguns artigos erroneamente não indicam se os valores se referem a I_{SATA} ou a intensidade pico espacial e pico temporal (*Intensity spacial peak and temporal peak* - I_{SPTP}), o que para a prática clínica gera diferentes valores de energia, no caso dos regimes pulsados. Além disso, as normas técnicas indicam que o valor da intensidade apresentado no painel do equipamento deve ser pico temporal (ABNT NBR IEC 60601-2-5:2012).

Os termos I_{SATA}, intensidade espacial média ou simplesmente intensidade média são utilizados como sinônimos na prática clínica, sendo definido como o quociente da potência (watt) pela área de radiação efetiva (cm²) (Equação 9).

Quando a emissão da onda pelo gerador do ultrassom não é interrompida, e amplitude dessa onda ou sua intensidade se mantem constante a 100% ao longo da sua emissão do gerador de ultrassom até a sua saída da face metálica do transdutor, é caracterizada como onda contínua ou ultrassom contínuo (Prentice, 2013). Nesse caso específico, a intensidade emitida é dependente principalmente da potência e da área de radiação efetiva, também denominada intensidade média espacial, conforme a equação que se segue:

$I_{me} = \frac{P}{ARE}$	<p>Onde:</p> <p>I_{me} é a intensidade média espacial (W/cm²);</p> <p>P é a potência (W);</p> <p>ARE é a área de radiação efetiva (cm²).</p>	Equação (9)
--------------------------	---	-------------

Porém, se a emissão da onda for interrompida em curtos períodos durante a sua propagação, induzindo mudanças de pressão no meio irradiado, a onda é caracterizada como pulsada ou ultrassom pulsado e é dependente da intensidade média temporal considerando-se seus ciclo de trabalho. Os ciclos de trabalho mais comumente usados em fisioterapia são os de 50% ou relação 1:1, 20% ou relação 1:4 e 10% ou relação 1:9 (Guirro e Santos, 2002; Galo et al., 2004).

Figura 5. Representação da emissão da onda contínua (A) e pulsada (B) - (ciclo de trabalho de 50 % e frequência de 100 Hz) do ultrassom.

A frequência de 1 ou 3 MHz caracteriza o ultrassom terapêutico de uso clínico. Para os tecidos mais superficiais, a frequência de 3 MHz tem sido indicada. O comprimento de onda de 0,5 mm faz com que a onda não atinja tecidos mais profundos. Por outro lado, a frequência de 1 MHz é usada para tecidos profundos, por possuir um comprimento de onda de 1,5 mm (Shriki, 2014). Esses valores são estimados, assumindo a concepção de que em tecidos moles a velocidade de propagação é de aproximadamente 1.540 m/s. Por outro lado, se a frequência

ultrassônica for menor, a probabilidade de as ondas serem divergentes é maior, se comprarmos a frequências maiores.

2.7.2. Efeitos térmicos e não térmicos do ultrassom terapêutico

O aquecimento do ultrassom terapêutico é provocado pela absorção da energia mecânica durante a sua propagação sobre os tecidos biológicos. Esse aquecimento é dependente da frequência da onda, intensidade, condutividade térmica, área de radiação efetiva e do tempo de exposição do tecido irradiado (Demmink, 2003). Porém, conclusões do estudo de Demmink (2003) que avaliaram a profundidade do aquecimento induzido pelo ultrassom terapêutico, questionam a possibilidade de a frequência ser um parâmetro que define os limites de profundidade dos feixes e a consequente elevação da temperatura.

Itaikura et al. (2012) afirmaram que quando os tecidos como músculo em diferentes profundidade, tendão patelar e nervo ulnar são expostos sobre uma irradiação ultrassônica, frequências maiores como a de 3 MHz apresentam maior elevação da temperatura em menores profundidades na faixa de 2,6°C, ao passo que nas maiores espessuras temperatura é elevada em torno 1,7°C, quando irradiados a frequência de 1 MHz, além do fato de que diferentes intensidades proporcionam diferentes faixas de temperatura tecidual.

Uma vez que o aquecimento tecidual depende da absorção da energia acústica, estudo de Ruano e Duarte (2014) evidenciou que a absorção e a consequente variação da temperatura dependem do tipo e a natureza do tecido biológico, a presença ou não da vascularização, bem como natureza da frequência dos feixes ultrassônicos. Em seus achados observaram que phantoms mimetizadores de tecidos perfundidos com as artérias hepática e carótida apresentaram maior taxa de redução da temperatura, em torno de 60 e 50 % respectivamente, quando comparado aos phantoms sem perfusão arterial. Junto a isso, vários modelos matemáticos têm sugerido que a distribuição da temperatura em tecidos biológicos e a

consequente dissipação, depende de fatores como a taxa de perfusão sanguínea, velocidade média de sangue no tecido, a porosidade dos vasos sanguíneos e a condutividade térmica (Shih et al., 2002; Browmik et al., 2013).

Para Backer et al. (2001) a conceito de que os efeitos térmicos se devem ao ultrassom contínuo e os efeitos não térmicos ao ultrassom pulsado é errada, pois não existem estudos que demonstraram na prática essa teoria. Estudo conduzido por Lioce et al. (2014), avaliou os efeitos térmicos e não térmicos do ultrassom terapêutico comparando os regimes pulsados e contínuo e foi observado que a temperatura do ultrassom no regime contínuo foi superior ao regime pulsado para todas as profundidades de phantoms que simularam uma articulação, porém não ficou claro se foram comparadas intensidades médias iguais ou instantâneas.

Os mecanismos dos efeitos não térmicos do ultrassom terapêutico, podem ser explicados por duas teorias em que envolvem fenômenos físico-químico, tais como a teoria do microfluxo e a cavitação.

O microfluxo acústico está relacionado a ação das forças e tensões das ondas que deslocam moléculas e íons, na medida em que a energia mecânica se propaga sobre as células, em baixas frequências e intensidades (Niborg, 1982), e tem igualmente relação com a dissipação de calor e fluxo sanguíneo. Por outro lado, a teoria da cavitação se refere a formação de bolha gasosas em fluidos devido a compressão e rarefação, aumentando a pressão interna quando as ondas se propagam em meio líquido, causando micro explosões dessas bolhas (Ziskin 1993; Johns, 2002). Esses eventos podem causar modificação no ambiente intra e extracelular, alterando a concentração de organelas ao redor da membrana celular, e alterando também os conteúdos de cálcio e potássio quando as células são expostas a um campo acústico (Haar et al., 1999).

Entretanto, apesar desses dois efeitos serem explicados em teoria de forma separada em inúmeras pesquisas, na prática não é possível separá-los ou identificá-los de forma individual durante a irradiação sobre os tecidos biológicos.

Assim, esse estudo foi estruturado em dois subprojetos para analisar a contribuição dos parâmetros físicos do ultrassom terapêutico na transmissividade e aquecimento de phantoms mimetizadores de tecidos adiposo e muscular, bem como na simulação dessas respostas nos tecidos cutâneo, adiposo, muscular e ósseo, por meio do desenvolvimento e testes de um aplicativo.

3. OBJETIVOS

3.1. Geral

Avaliar os efeitos de diferentes parâmetros dosimétricos do ultrassom terapêutico, na transmissividade e aquecimento de phantoms mimetizadores de tecidos muscular e adiposo, bem como desenvolvimento de um aplicativo para estimar a dose depositada no tecido alvo.

3.2. Específicos

- Avaliar diferentes protocolos de intensidade e regimes de pulso na transmissão e aquecimento de phantoms mimetizadores de tecidos;
- Avaliar os efeitos da frequência e da intensidade na transmissão e aquecimento de phantoms mimetizadores de tecidos;
- Avaliar a distribuição da temperatura de phantoms mimetizadores de tecidos sob influência da área de radiação efetiva do transdutor.
- Simular no aplicativo **D_{UST}** a dose e a temperatura aplicada em diferentes profundidades dos tecidos cutâneo, adiposo, muscular, tendíneo e ósseo, considerando as combinações das variáveis físicas disponíveis nos equipamentos do ultrassom terapêutico.

4. ESTUDOS DESENVOLVIDOS

Os textos referentes aos materiais e métodos, resultados e discussão serão apresentados nos respectivos manuscritos incorporados na tese.

Na presente tese foram desenvolvidos dois estudos:

I - Efeito do regime de pulso, frequência e intensidade do ultrassom terapêutico em phantoms mimetizadores de tecidos.

II - Desenvolvimento do aplicativo D_{UST} para estimar a dosagem e o aquecimento do ultrassom terapêutico em tecidos biológicos.

O estudo I foi submetido para publicação no periódico *Ultrasonics Journal*, com o factor de impacto de 3.065 e o estudo II no *Journal of Medical Systems*, com o fator de impacto 3.058.

4.1. ESTUDO I

Efeitos do regime do pulso, frequência e intensidade do ultrassom terapêutico em Phantoms que mimetizam tecidos

Autores:

Damião Miranda Ngonga Alfredo^{1,2}, Carlos Eduardo Girasol², André Timóteo Sapalo², Felipe Grillo³, António Adilton Oliveira Carneiro³, Carla Silva Perez², Elaine Caldeira de Oliveira Guirro², Rinaldo Roberto de Jesus Guirro².

¹ Faculdade de Ciências da Saúde e do Desporto, Universidade Metodista de Angola (UMA), Luanda, Angola.

² Programa de Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional, Departamento de Ciências da Saúde, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil.

³ Departamento de Física, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto (FFCLRP), Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil.

*** Autor correspondente**

Rinaldo Roberto de Jesus Guirro - Email: rguirro@fmrp.usp.br
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo
Avenida Bandeirantes, 3900 - Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil, CEP 14049-900
Departamento de Ciências da Saúde - Telefone: +55 (16) 33154584

Agradecimentos:

Este estudo foi parcialmente financiado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código Financeiro 001. Bolsista do Instituto Nacional de Gestão de Bolsas de Estudo (INAGBE), Angola; Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), processo no 2018 / 14955-6, São Paulo, Brasil; CNPq (Processo 305610 / 2017-1; 303843 / 2018-7).

Contribuição dos Autores:

Cada um dos autores indicados acima contribuiu com o desenvolvimento do projeto, coleta e processamento dos dados, leitura e aprovação deste manuscrito.

RESUMO

Os profissionais que utilizam o ultrassom como recurso terapêutico ainda apresentam conceitos equivocados quando relacionam a temperatura tecidual com os regimes de pulso, envolvendo os diferentes tecidos irradiados. O objetivo deste estudo foi avaliar a transmissividade da potência e a temperatura de phantoms mimetizadores de tecido (PMT) adiposo e muscular, após aplicação de ultrassom terapêutico (UST) contínuo e pulsado. Foram utilizadas 36 amostras divididas entre PMT adiposo e muscular, nas espessuras de 0.5; 1.0 e 1.5 cm. Para avaliação da temperatura e transmissividade, foram utilizadas frequências de 1 e 3 MHz, em dois protocolos de intensidade, com a intensidade média espacial e média temporal (I_{SATA}) de 0.40 W/cm² nos regimes contínuo e pulsado (1:1 e 1:4) e I_{SATA} de 0.5; 1.0; 1.5 e 2.0 W/cm², no regime contínuo. A análise estatística foi realizada no software Graphpad Prism ($p < 0.05$). Os resultados mostraram que a temperatura não foi influenciada pelo regime do pulso quando utilizadas as mesmas I_{SATA} e frequências. No entanto, observa-se que a elevação da I_{SATA} e da frequência promoveu aumento da temperatura, com maiores valores na área central dos PMT, com diminuição média de 50 % a 1.0 cm do ponto central. Conclui-se que o aumento da temperatura é dependente da I_{SATA} e da frequência do UST, e que a área de aquecimento está restrita a área de radiação efetiva do transdutor.

Palavras-chaves: Atenuação; Termografia; Ultrassom terapêutico; Dosimetria; Fisioterapia

INTRODUÇÃO

O ultrassom terapêutico (UST) tem sido amplamente utilizado na prática clínica há várias décadas [1,2,3], produziu efeitos térmicos e não térmicos, físicos e biológicos nos tecidos. Porém, ainda, os profissionais que utilizam o ultrassom como recurso terapêutico apresentam conceitos equivocados quando relacionam a temperatura tecidual com o regime contínuo.

A intensidade terapêutica é a variável mais utilizada para compor a energia a ser aplicada nas mais diferentes disfunções dos tecidos biológicos, a qual deve estar associada ao regime de pulso [4,5]. Tem sido apontado que o regime contínuo do UST é responsável em gerar efeito térmico e o modo pulsado aos efeitos mecânicos/não térmicos, embora tais efeitos não ocorram de forma isolada [6]. Há uma confusão considerável na terapia de ultrassom entre a dependência do regime de pulso e as respostas mecânicas e térmicas.

Quando se consideram os tecidos biológicos, propriedades como o espalhamento, reflexão, refração, absorção, bem como coeficiente de atenuação, têm sido amplamente analisadas durante a aplicação do UST, para se definir as dosagens que resultarão em efeitos terapêuticos [7]. A absorção do ultrassom resulta na conversão da energia ultrassônica em calor. O aumento da temperatura induzida por ultrassom depende de vários fatores, incluindo propriedades do tecido, parâmetros de exposição, e configurações de feixe, e assim, a geração de calor nos tecidos pode ser controlada [8].

As frequências de 1 e 3 MHz da onda ultrassônica utilizada para fins terapêuticos, são indicadas para lesões dos tecidos profundos e superficiais, respectivamente [2], gerando diferentes graus de aquecimento [9,10]. Na medida em que o ultrassom se propaga nos tecidos biológicos, sofre atenuação, podendo gerar aquecimento em função da frequência pela qual a energia é depositada. A atenuação e a temperatura, são dependentes da frequência do ultrassom [11].

Com o intuito de evitar procedimentos experimentais invasivos em animais ou em seres humanos, o uso de PMT para avaliar as respostas frente a aplicação do UST tem sido indicado [12], por favorecer criação de parâmetros plausíveis na aplicação clínica, considerando os diferentes tecidos [13,14]. Os PMTs têm mostrado um destaque importante e com ampla confiança no campo de pesquisa, pois sua produção obedece a parâmetros termofísicos e mecânicos relacionados aos tecidos a serem investigados, como a velocidade de propagação dos feixes, coeficiente de atenuação, bem como a condutividade térmica [13].

Contudo, ainda há necessidade de trabalhos que compilam em um mesmo protocolo diferentes intensidades, regimes de pulso e frequências, para avaliar a transmissividade e a temperatura do ultrassom terapêutico, quando aplicados sobre phantoms que mimetizam tecidos adiposo e muscular.

O objetivo do estudo foi avaliar dois protocolos de intensidade do UST em phantoms mimetizadores de tecidos adiposo e muscular nas espessuras de 0,5, 1,0 e 1,5 cm, utilizando frequências de 1 e 3 MHz e regimes de pulso contínuo e pulsado (1:1 e 1:4), tendo como desfecho principal a temperatura.

MATERIAL E MÉTODOS

Phantoms mimetizadores de tecidos

Os phantoms mimetizadores de tecidos (PMTs) foram confeccionados com parafina gel de baixa densidade – tecido adiposo e parafina gel de alta densidade – tecido muscular [15]. As propriedades acústicas foram controladas em temperatura controlada ($22 \pm 2^\circ\text{C}$), sendo o coeficiente de atenuação e a velocidade de propagação de 0.36 ± 0.03 dB/cm e 1433.3 ± 1.1 m/s para o músculo e de 0.19 ± 0.03 dB/cm e de 1423.5 ± 1.1 m/s para a gordura, respectivamente.

Foram utilizadas 36 amostras circulares (diâmetro de 65 mm), sendo 18 de tecido adiposo e 18 muscular, distribuídas em três grupos de diferentes espessuras ($n = 6$): 0,5, 1,0 e 1,5 cm. Assim, os grupos foram caracterizados de F-0.5, F-1.0 e F-1.5 para PMT adiposo e M-0.5, M-1.0 e M-1.5 para PMT muscular.

Figura 1. Phantoms mimetizadores de tecido adiposo: A- espessura de 0.5 cm; B- espessura de 1.0 cm; C- espessura de 1.5 cm.

Figura 2. Phantoms mimetizadores de tecido muscular: A- espessura de 0.5 cm; B- espessura de 1.0 cm; C- espessura de 1.5 cm.

Ultrassom terapêutico

Para emissão do ultrassom, foi utilizado o equipamento Sonopulse (IBRAMED, Amparo, São Paulo, Brasil) com taxa de não uniformidade do feixe (BNR) < 8:1, área de radiação efetiva (ARE) de 3.5 cm², nos regimes contínuo e pulsado (1:1 e 1:4) e frequências de 1 MHz e 3 MHz.

O UST foi aferido em tanque acústico com base na norma IEC 61689, nos seguintes parâmetros: Potência de saída declarada; área de radiação efetiva (ARE); intensidade acústica efetiva; frequência acústica de trabalho; razão de não uniformidade (BNR); intensidade máxima do feixe; tipo de feixe; duração do pulso, período de repetição do pulso e forma de onda para cada fator de modulação (20 % e 50 %) foram avaliados [16].

Avaliação da transmissividade

A potência ultrassônica transmitida foi avaliada por meio de uma balança de força de radiação *Ultrassound Power Meter* UPM-DT-10 (Ohmic instrument Company Easton, MD, Mariland). As amostras de PMT foram posicionadas imersas interpostas entre o alvo da balança e o transdutor do UST, acoplado pela água miliQ.

A transmissividade foi avaliada nos PMT adiposo e muscular, divididos em 3 grupos (n=6), com espessuras de 0.5; 1.0 e 1.5 cm. Foram utilizadas frequências de 1 e 3 MHz nos regimes contínuo e pulsado (1:1 e 1:4), com intensidade média espacial temporal (I_{SATA}) de 0.4 W/cm², durante 120 segundos. Cada PMT foi avaliado 3 vezes, e a média da mensuração entre eles foram posteriormente analisados.

A temperatura da água foi controlada ($22 \pm 3^\circ\text{C}$), com o transdutor e o PMT imersos por 3 minutos, antes das análises, para estabilização térmica do sistema.

Avaliação termográfica

A termometria por imagem infravermelha foi efetuada por meio da câmera termográfica T450 (FLIR® Systems, Danderyd, Suécia). Antes do início da captação da temperatura, os PMT permaneceram por 20 minutos em ambiente com temperatura controlada ($22 \pm 2^\circ\text{C}$) para estabilização térmica do sistema [17], com iluminação fluorescente, sem irradiação da luz solar direta ou presença de equipamentos geradores de calor no ambiente de mensuração.

A temperatura foi avaliada nos PMT adiposo e muscular, divididos em 3 grupos ($n=6$) com espessuras de 0.5; 1.0 e 1.5 cm. A irradiação foi realizada nas frequências de 1 e 3 MHz, em dois protocolos de intensidade, com a I_{SATA} de 0.40 W/cm^2 (regimes de pulso contínuo e pulsado – 1:1 e 1:4) e I_{SATA} de 0.5; 1.0; 1.5 e 2.0 W/cm^2 , no regime contínuo durante 120 segundos.

Durante a captação das imagens, os PMT foram acoplados ao transdutor ultrassônico com 3 mL de gel hidrossolúvel e mantidos à uma distância de 50 cm da câmera termográfica. A imagem infravermelha foi captada da face do PIT oposta ao transdutor, sendo observada a temperatura após ultrapassar 0.5, 1.0 ou 1.5 cm do PMT (Figura 1). Para cada PMT foram coletadas 3 imagens e as médias dos picos de temperatura foram posteriormente analisadas.

Figura 3. Avaliação da temperatura dos phantoms mimetizadores de tecidos por meio da imagem infravermelha: UST- ultrassom terapêutico; EVA- etileno acetato de vinila.

A temperatura do PMT foi processada no software QuickReport, versão 1.2 (FLIR® Systems). Foram realizados dois processamentos: 1) valor de pico do PMT independente do

local e 2) o valor em cada um dos sete pontos distribuídos a cada 0.5 cm de distância, partindo do ponto central em direção a borda, bilateralmente, sobre uma linha que correspondia ao diâmetro da circunferência. Para delimitar o PMT na imagem termográfica, um isolante térmico foi posicionado ao seu redor (Figura 4).

Figura 4. Distribuição da temperatura no PMT – círculo branco e ($\leftrightarrow$) isolante térmico. A) os marcadores indicam distâncias de 0.5 cm a partir do ponto central e B) a distribuição da temperatura ao longo dos marcadores.

Análise estatística

Foi utilizado teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov para se verificar a distribuição dos dados. Para análise dos desfechos intra ou intergrupos aplicou-se o teste de one-way ANOVA *com post hoc* Tukey, exceto para a análise da transmissão entre as mesmas espessuras e diferentes frequências onde foi utilizado teste de Mann-Whitney. O processamento dos dados foi realizado no software *GraphPad Prism* (GraphPad Software) versão 7.0, com nível de significância de 5 %.

RESULTADOS

A tabela 1 apresenta a comparação intragrupo da transmissividade para as três espessuras de ambos os tecidos simulados. A transmissividade, expressa em porcentagem, não sofreu influência do regime do pulso para o valor aplicado de I_{SATA} . Além disso, pode se observar que a transmissividade sofreu influência da espessura e do tipo de tecido.

Tabela 1. Transmissividade da potência do ultrassom terapêutico nos PMTs para mesma I_{SATA} , nas frequências de 1 e 3 MHz para os regimes de pulso contínuo e pulsado (1:1 e 1:4).

Amostra de tecidos	Intensidade (W/cm ²)	Porcentagem da transmissividade			
		Controle	0.5 cm	1.0 cm	1.5 cm
PMT de gordura (1 MHz)	Contínuo 0.4	100%	92.15% *	92,22% *	88.89% *
	Pulsado 0.4 (1:1)	100%	92.47% *	91.59% *	88.64% *
	Pulsado 0.4 (1:4)	100%	92.50% *	91.55% *	85.40% *
PMT de gordura (3 MHz)	Contínuo 0.4	100%	92.79% *	83.79% *a	76.69% *ab
	Pulsado 0.4 (1:1)	100%	93.20% *	83.29% *a	77.93% *ab
	Pulsado 0.4 (1:4)	100%	92.72% *	83.43% *a	77.65% *ab
PMT de músculo (1 MHz)	Contínuo 0.4	100%	89.66% *c	78.02% *ac	66.67% *abc
	Pulsado 0.4 (1:1)	100%	90.12% *c	77.40% *ac	67.90% *abc
	Pulsado 0.4 (1:4)	100%	90.58% *c	79.03% *ac	71.60% *abc
PMT de músculo (3 MHz)	Contínuo 0.4	100%	86.38% *c	78.73% *ac	67.50% *abc
	Pulsado 0.4 (1:1)	100%	85.40% *c	76.73% *ac	68.78% *abc
	Pulsado 0.4 (1:4)	100%	85.59% *c	77.69% *ac	67.47% *abc

* Versus controle, a- versus 0,5 cm (na mesma intensidade), b-versus 1,0 cm (na mesma intensidade), c- gordura versus Músculo (na mesma frequência e intensidade). PMT: Phantom mimetizador de tecidos, I_{SATA} : intensidade média especial e média temporal.

Para as mesmas intensidades médias (tabela 2) houve aumento significativo da temperatura para todos os regimes de pulsos quando comparado ao controle em todas as espessuras, sem, no entanto, haver diferença entre os regimes de pulso. Esse padrão foi mantido para as frequências de 1 e 3 MHz, e para os PMT adiposo e muscular. Na comparação entre as frequências observa-se um maior aumento da temperatura para a frequência de 3 MHz.

A tabela 3 aponta aumento da temperatura com o incremento da intensidade I_{SATA} para todas as espessuras, mantendo o padrão de maior aquecimento para a maior frequência, para ambos os phantoms que mimetizam tecidos. Houve um decréscimo significativo da temperatura para os tecidos de 1.5 cm quando comparadas as espessuras de 0,5 e 1,0 cm.

Observou-se que a temperatura foi maior no ponto central dos PMT, com padrão de distribuição simétrico para as bordas, com os maiores valores relacionados as maiores intensidades e frequências (Figura 5).

Tabela 2. Temperatura do phantoms que mimetizam tecidos para mesma I_{SATA} , nas frequências de 1 e 3 MHz para os regimes de pulso contínuo e pulsado (1:1 e 1:4).

Amostra de tecidos	Intensidade (W/cm ²)	Média (DP)		
		0.5 cm	1.0 cm	1.5 cm
PMT de gordura (1 MHz)	Controle	25.92 (0.38)	25.22 (1.06)	25.45 (0.10)
	Contínuo 0.4	32.07 (1.77)*	29.55 (1.54)*	27.52 (0.63) [‡]
	Pulsado 0.4 (1:1)	31.50 (1.94)*	30.00 (1.62)*	28.50 (1.66)* [‡]
	Pulsado 0.4 (1:4)	29.66 (1.77)*	29.35 (1.06)*	28.43 (1.52)*
PMT de gordura (3 MHz)	Controle	24.62 (0.26)	24.45 (0.23)	24.40 (0.24)
	Contínuo 0.4	41.68 (2.95)*	39.53 (1.28)*	32.62 (4.61)* [‡] ×
	Pulsado 0.4 (1:1)	43.12 (2.40)*	38.92 (2.03)*	32.37 (3.46)* [‡]
	Pulsado 0.4 (1:4)	39.43 (2.36)*	36.93 (4.01)*	34.63 (2.89)* [‡]
PMT de músculo (1 MHz)	Controle	21.07 (0.14)	20.95 (0.31)	20.85 (0.31)
	Contínuo 0.4	28.63 (3.27)*	26.70 (1.23)*	23.23 (1.47) [‡] ×
	Pulsado 0.4 (1:1)	27.43 (1.26)*	24.90 (2.63)*	23.60 (1.85) [‡]
	Pulsado 0.4 (1:4)	24.95 (1.82)*	24.05 (2.51)*	23.28 (2.03)
PMT de músculo (3 MHz)	Controle	22.55 (0.92)	22.38 (0.45)	22.22 (0.45)
	Contínuo 0.4	33.03 (3.61)*	31.48 (2.14)*	30.27 (0.88)*
	Pulsado 0.4 (1:1)	34.00 (1.26)*	32.3 (0.91)*	31.77 (1.83)* [‡]
	Pulsado 0.4 (1:4)	35.82 (4.74)*	31.07 (2.20)*	29.75 (0.61)* [‡]
PMT de músculo (1 MHz vs 3 MHz)	Contínuo 0.4	p < 0.00	p < 0.00	p = 0.02
	Pulsado 0.4 (1:1)	p < 0.00	p < 0.00	p = 0.03
	Pulsado 0.4 (1:4)	p < 0.00	p = 0.00	p = 0.00
PMT de músculo (1 MHz vs 3 MHz)	Contínuo 0.4	p = 0.00	p = 0.00	p < 0.00
	Pulsado 0.4 (1:1)	p < 0.00	p < 0.00	p < 0.00
	Pulsado 0.4 (1:4)	p = 0.00	p = 0.00	p < 0.00

p ≤ 0,05 * versus controle, a-versus 0,4/controle (na mesma espessura), b-versus 0,4 / 1: 1 (na mesma espessura), [‡]-versus 0,5 cm (no mesmo regime de pulso), × versus 1,0 cm (no mesmo regime de pulso), I_{SATA} - intensidade media especial e média temporal, PMT - phantom mimetizador de tecidos.

Tabela 3. Temperatura de phantoms mimetizadores tecidos de para diferentes I_{SATA} , nas frequências de 1 e 3 MHz para o regime contínuo.

Amostras de tecidos	Intensidade (W/cm ²)	Média (DP)		
		0.5 cm	1.0 cm	1.5 cm
PMT de gordura (1 MHz)	Controle	23.47 (0.57)	23.23 (0.32)	23.37 (0.23)
	Contínuo 0.5	31.50 (0.77)*	30.77 (2.13)*	28.18 (2.37)* [‡]
	Contínuo 1.0	36.57 (1.70)* ^a	32.02 (2.24)* [‡]	30.72 (3.52)* [‡]
	Contínuo 1.5	40.80 (1.28)* ^{ab}	35.72 (2.90)* ^{a‡}	35.90 (2.88)* ^{ab‡}
	Contínuo 2.0	47.73 (3.05)* ^{abc}	42.03 (2.74)* ^{abc‡}	42.93 (2.81)* ^{abc‡}
PMT de gordura (3 MHz)	Controle	23.38 (0.32)	23.47 (0.34)	23.38 (0.27)
	Contínuo 0.5	41.18 (1.83)*	41.25 (2.45)	38.38 (3.02)*
	Contínuo 1.0	59.28 (5.59)* ^a	55.33 (6.21)*	40.40 (5.00)* ^{‡×}
	Contínuo 1.5	72.65 (1.72)* ^{ab}	66.83 (3.96)* ^{a‡}	52.60 (1.92)* ^{ab‡×}
	Contínuo 2.0	89.80 (5.49)* ^{abc}	73.90 (2.30)* [‡]	67.55 (2.51)* ^{abc‡}
PMT de músculo (1 MHz)	Controle	23.28 (0.56)	22.72 (0.63)	22.75 (0.74)
	Contínuo 0.5	30.80 (2.79)*	29.17 (1.78)*	25.58 (1.46)* ^{‡×}
	Contínuo 1.0	37.83 (3.74)* ^a	35.82 (4.77)* ^a	31.28 (4.35)* [‡]
	Contínuo 1.5	48.55 (4.95)* ^{ab}	44.45 (3.10)* ^{ab}	43.62 (4.12)* ^{ab}
	Contínuo 2.0	50.65 (4.46)* ^{ab}	49.67 (2.86)* ^{abc}	40.93 (4.77)* ^{ab‡×}
PMT de músculo (3 MHz)	Controle	23.77 (0.59)	23.08 (0.63)	23.23 (0.40)
	Contínuo 0.5	39.70 (2.03)*	36.52 (4.40)*	34.15 (1.73)* [‡]
	Contínuo 1.0	40.03 (5.64)*	38.53 (1.05)*	36.60 (6.96)*
	Contínuo 1.5	51.77 (6.19)* ^{ab}	50.97 (2.77)* ^{ab}	37.05 (5.88)* ^{‡×}
	Contínuo 2.0	72.03 (6.72)* ^{abc}	63.25 (2.63)* ^{abc}	57.30 (8.84)* ^{abc‡}
PMT gordura (1 MHz vs 3 MHz)	Contínuo 0.5	p < 0.00	p < 0.00	p < 0.00
	Contínuo 1.0	p < 0.00	p = 0.00	p = 0.00
	Contínuo 1.5	p < 0.00	p < 0.00	p < 0.00
	Contínuo 2.0	p < 0.00	p < 0.00	p < 0.00
PMT de músculo (1 MHz vs 3 MHz)	Contínuo 0.5	p < 0.00	p = 0.00	p < 0.00
	Contínuo 1.0	p = 0.44	p = 0.20	p = 0.14
	Contínuo 1.5	p = 0.94	p = 0.00	p = 0.05
	Contínuo 2.0	p < 0.00	p < 0.00	p = 0.00

p ≤ 0,05 * versus controle, ^a-versus 0,5 W/cm² (na mesma espessura), ^b-versus 1,0 W / cm² (na mesma espessura), ^c- versus 1,5 W/cm² (na mesma espessura), [‡] versus 0,5 cm (na mesma intensidade), [×] versus 1,0 cm (na mesma intensidade). PMT: phantom mimetizador de tecido, I_{SATA} : intensidade media especial e média temporal.

Figura 5. Distribuição da temperatura do UST em phantoms mimetizadores de tecidos adiposo e muscular, na frequência de 1 e 3 MHz em diferentes espessuras e I_{SATA} .

DISCUSSÃO

O presente estudo analisou a transmissividade e a temperatura do ultrassom terapêutico nas frequências de 1 MHz e 3 MHz sobre phantoms que mimetizam os tecidos adiposo e

muscular, visto que as aplicações terapêuticas do ultrassom dependem da interação direta do campo acústico com o tecido para produzir a resposta terapêutica desejada, tendo como variáveis os regimes de pulso, frequência e intensidade.

A quantidade de energia que atinge um local específico depende das características do ultrassom (frequência, intensidade, amplitude, uniformidade do feixe) e dos tecidos irradiados.

Analisando o tipo e a espessura dos tecidos, observou-se que nos phantoms mimetizadores de tecido (PMT) muscular ocorreu uma menor transmissividade da onda comparado aos phantoms mimetizadores de tecido (PMT) adiposo, assim como nas maiores espessuras, independente do tecido, o que indica que a transmissão dos feixes do ultrassom terapêutico (UST) tem relação com o tipo e a espessura do tecido, que absorve de forma diferente a energia aplicada. Segundo Ergun et al., [8], esses achados podem ser justificados pelo maior coeficiente de atenuação do músculo, permitindo menor transmissividade, quando comparado a gordura com menor coeficiente de atenuação.

A frequência é uma variável importante relacionada a transmissividade, onde frequências altas apresentam relação direta com a atenuação da onda, em função do seu comprimento de onda [18], tal como demonstrado no presente estudo.

Os regimes de pulso não alteraram a transmissividade, quando aplicada a mesma intensidade média espacial e média temporal (I_{SATA}), no entanto a literatura tem associado os efeitos térmicos do UST ao regime de pulso contínuo [19]. Por outro lado, Johns [2002] sugere que os efeitos não-térmicos do UST parecem estar associados ao fluxo acústico e a cavitação. Essa dicotomia de ações, vinculada aos regimes de pulso, só devem ser consideradas se a I_{SATA} for diferente entre para o contínuo e o pulsado, já que apresentarão picos de intensidade instantâneas diferentes.

Os resultados demonstram que não houve diferenças na temperatura dos phantoms mimetizadores de tecidos (PMT), quando foi aplicada a mesma I_{SATA} , considerando os regimes contínuo e pulsados (1:1 e 1:4), nas mesmas espessuras do tecido adiposo ou muscular. Como o tempo de aplicação foi o mesmo para os três regimes de pulso, a energia aplicada também foi a mesma, o que justifica a resposta observada. Já para Speed [21], o UST aplicado no modo contínuo tem um efeito térmico maior, no entanto o autor não discute se as intensidades são diferentes, quando comparado ao regime pulsado.

Aplicando I_{SATA} crescentes, houve aumento da temperatura à medida que foram utilizadas intensidades médias maiores, justificadas pelo aumento da energia depositada, considerando o mesmo tempo de irradiação, como também observado por Selleni et al. [14].

Quando consideramos a frequência de 1 MHz, observa-se que a distribuição da temperatura apresentou um padrão uniforme para os phantoms que mimetizam tecido (PMT) adiposo e muscular nas três espessuras, com grande elevação no ponto central e rápido decaimento em direção as bordas, atingindo temperaturas próximas ao controle nas distâncias de 1,5 cm, bilateralmente. Para a frequência de 3 MHz esse padrão não foi observado para o tecido muscular que apresentou uma área central de aquecimento maior.

Esse padrão de distribuição da temperatura demonstra que o aquecimento ficou restrito a área de radiação efetiva do transdutor ultrassônico, que apresenta um diâmetro de 2,12 cm, considerando a área de radiação efetiva de 3,5 cm². Para a frequência de 3 MHz, a temperatura foi reduzida em média, à metade nas distâncias de 1,0 cm, que corresponde ao raio da área de radiação efetiva. O aumento da temperatura em uma pequena área pode ser explicado em parte pelos resultados de Li et al. [22], que apresentam um modelo para simular o aquecimento nos tecidos biológicos, expresso em função da condutividade térmica da matriz de tecido sólido e sangue, onde demonstram que o fluxo sanguíneo desempenha um papel importante no aumento da condutividade térmica efetiva.

Apesar da temperatura ser minimizada pela circulação sanguínea, aplicação do ultrassom terapêutico de forma estacionária, com alta intensidade e tempo próximo de dois minutos, pode gerar pontos quentes nas aplicações clínicas, com desconforto térmico para o paciente, se esse padrão de aquecimento for mantido. Esses achados corroboram com os de Lioce et al. [12], onde ao avaliarem as formas de aplicação estacionárias e dinâmicas do ultrassom terapêutico observaram que independentemente do regime de pulso, o modo estacionário gerou maior aquecimento do que o dinâmico, o que pode justificar os resultados do presente estudo.

A dose terapêutica deve ser determinada pela quantidade de energia aplicada sobre o tecido considerando a I_{SATA} , e não o regime de pulso, pois a variável energia define o efeito térmico. No presente estudo, os PMTs foram irradiados durante 120 segundos por ser um tempo que se encontra dentro da faixa comumente usada por várias pesquisas e pelos clínicos, considerando uma área de radiação efetiva do transdutor do UST [23], totalizando uma energia de 912 J, para a intensidade de 2.0 W/cm².

Demmink et al. [19] avaliaram a profundidade de aquecimento do UST nas frequências de 0.86, 2.0 e 3.0 MHz utilizando quatro amostras de cadáveres suínos frescos de diversos locais da pata do animal. Concluíram que as frequências não afetam significativamente o limite máximo de profundidade para as diferentes faixas de temperatura, quando aplicado um

protocolo na forma estática ou dinâmica. Embora os métodos para a avaliação da temperatura foram diferentes, observamos diferentes níveis de temperatura em diferentes espessuras dos PMTs, considerando as frequências de 1.0 e 3.0 MHz.

Rahimian, Tavakkoli [24] destacam que o aumento da intensidade e o tempo de exposição do tecido na frequência de 3 MHz em espessuras menores, está relacionado ao fato da concentração superficial da energia, e pode causar lesões deletérias nos tecidos biológicos, como observado no estudo de Bem et al. (2010). Nessa mesma linha, Shaw et al. (2015) apontam a necessidade de evitar a extrapolação do tempo e a intensidade recomendada, pela possibilidade de promover lesões relacionadas ao aumento da temperatura.

Existe uma relação inversa entre a geração de calor e a profundidade da penetração da onda ultrassônica. Ohwatashi et al. [7] consideram que o tecido muscular apresenta maior impedância acústica para as ondas ultrassônicas quando comparado ao tecido adiposo. Essa característica promove menor transmissividade, com consequente maior aquecimento. No modelo utilizado para a coleta da temperatura, observa-se que os maiores valores ocorreram no tecido adiposo, na frequência de 3 MHz e nas menores espessuras. Esse resultado ocorreu pela maior quantidade de ultrassom que chegou na interface PMT-ar, uma vez que o tecido adiposo apresentou menor atenuação acústica que o músculo.

A translação dos resultados obtidos para a aplicação clínica é limitada, uma vez que nos tecidos biológicos deve-se considerar diferentes mecanismos de dissipação de energia.

CONCLUSÃO

A aplicação do ultrassom contínuo ou pulsado com a mesma intensidade média espacial e média temporal, não apresentam diferença na transmissividade ou no aquecimento de mimetizadores de tecido adiposo e muscular. O aumento da temperatura ocorreu em função do aumento da frequência e/ou da intensidade do ultrassom, com diferentes padrões para os phantoms mimetizadores de tecidos adiposo e muscular, sendo restrita a área de radiação efetiva do transdutor. A aplicação estacionária do transdutor pode gerar pontos quentes com temperatura excessiva para os tecidos irradiados.

Declarações

Financiamento - Este estudo foi parcialmente financiado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código Financeiro 001. Bolsista do Instituto Nacional de Gestão de Bolsas de Estudo (INAGBE), Angola; Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), processo no 2018 / 14955-6, São Paulo, Brasil; CNPq (Bolsa 305610 / 2017-1; 303843 / 2018-7).

Conflitos de interesse / Concorrência de interesses - Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

REFERÊNCIAS

1. Guirro R, Elias D, Serrão F, Bucalon AJ. Calibration of Therapeutic Ultrasound Equipment. *Physiotherapy* 83(8):419-422,1997. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)65725-2](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)65725-2).
2. Ilter L, Dilek B, Batmaz I, Ulu MA, Sariyildiz MA, Nas K, Cevik R.. Efficacy of Pulsed and Continuous Therapeutic Ultrasound in Myofascial Pain Syndrome: A Randomized Controlled Study. *Am J Phys Med Rehabil* 94(7):547-54, 2015. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000210>.
3. Ebadi S, Henschke N, Nakhostin Ansari N, Fallah E, van Tulder MW. Therapeutic ultrasound for chronic low-back pain. *Cochrane Database Syst Rev*. *Cochrane Database Syst Rev*. 14;(3):CD009169, 2014. <https://doi.org/10.1002/14651858>
4. Zeng, H. Li, T. Yang, Z.-h. Deng, Y. Yang, Y. Zhang, X. Ding, G.-h. Lei. Effectiveness of continuous and pulsed ultrasound for the management of knee osteoarthritis: a systematic review and network meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*. 22(8):1090-9, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2014.06.028>.
5. Xin Z, Lin G, Lei H, Lue TF, Guo Y. Clinical Applications of Low-Intensity Pulsed Ultrasound and Its Potential Role in Urology. *Transl Androl Urol*. 5(2):255-66, 2016. <https://doi.org/10.21037/tau.2016.02.04>.
6. Draper DO. Facts and misfits in ultrasound therapy: steps to improve your treatment outcomes. *Eur J Phys Rehabil Med* 50(2):209-16, 2014.
7. Ohwatashi A, Ikeda S, Harada K, Kamikawa Y, Yoshida A, Inoue K, Yanagida N, Fukudome K, Kiyama R, Ohshige T, Maeda T. Temperature changes caused by the difference in the distance between the ultrasound transducer and bone during 1 Mhz and 3 Mhz continuous ultrasound: a phantom study. *J Phys Ther Sci*. 27(1):205-8, 2015. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.205>.
8. Ergün AS. (2011). Analytical and numerical calculations of optimum design frequency for focused ultrasound therapy and acoustic radiation force. *Ultrasonics*. 51(7):786-794. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2011.03.006>.

9. Itakura DA, Viviane Magas V, Neves EB, Nohama P. Temperature changes in biological tissue due to the application of therapeutic ultrasound: a review. *Fisioter Mov.* 25(4):857-68, 2012. <https://doi.org/10.1590/S0103-51502012000400019>.
10. Omena TP, Costa RM, Pereira WCA e Krüger MA. Differential calorimeter for studying the heating pattern generated by therapeutic ultrasonic beams. *Braz. J. Biom. Eng.* 28(4): 355-363, 2012. <http://dx.doi.org/10.4322/rbeb.2012.035>.
11. Ziskin MC. *Fundamental Physics of Ultrasound and Its Propagation in Tissue.* RadioGraphics. 13:705-709, 1993.
12. Lioce EE, Novello M, Durando G, Bistolfi A, Actis MV, Massazza G, Magnetto C, Guiot C. Therapeutic ultrasound in physical medicine and rehabilitation: characterization and assessment of its physical effects on joint-mimicking phantoms. *Ultrasound Med Biol.* 40(11):2743-8, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2014.07.004>.
13. Cuccaro R, Musacchio C, Giuliano Albo PA, Tróia A, Lago S. Acoustical characterization of polysaccharide polymers tissue-mimicking materials. *Ultrasonics.* 56: 210–19, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2014.03.018>.
14. Sellani G, Fernandes D, Nahari A, Oliveira MF, Valois C, Pereira WCA, Machado CB. Assessing heating distribution by therapeutic ultrasound on bone phantoms and in vitro human samples using infrared thermography. *J Ther Ultrasound.* 4:13, 2016. <https://doi.org/10.1186/s40349-016-0058-7>
15. Vieira SL, Pavan TZ, Junior JE, Carneiro AA, Paraffin-gel tissue-mimicking material for ultrasound-guided needle biopsy phantom. *Ultrasound Med Biol* 39:2477-84, 2013. doi: 10.1016 / j. ultrasmedbio.2013.06.008.
16. Ferrari, CB, Andrade, MAB, Adamowski, JC, Guirro, RRJ. Evaluation of therapeutic ultrasound equipments performance. *Ultrasonics,* 50(7): 704-709, 2010. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2010.02.006>.
17. Dibai-Filho AV, Guirro RRJG. Evaluation of Myofascial Trigger Points Using Infrared Thermography: A Critical Review of the Literatura. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics.*38(1).86-92, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2014.10.010>.
18. Bhatta AK, Keyal U, Liu Y. Application of high frequency ultrasound in dermatology. *Discov Med.* 26(145):237-242, 2018. PMID: 30695672.
19. Demmink JH, Helders PJ, Hobaek H, Enwemeka C. The variation of heating depth with therapeutic ultrasound frequency in physiotherapy. *Ultrasound Med Biol.* 29(1):113-118, 2003. [https://doi.org/10.1016/s0301-5629\(02\)00691-9](https://doi.org/10.1016/s0301-5629(02)00691-9)
20. Johns LD. Non-thermal effects of therapeutic ultrasound: the frequency resonance hypothesis. *J Athl Train.* 37(3):293-9,2002. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/pmc164359/>
21. Speed CA. Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions. *Rheumatology (Oxford).* 40(12):1331-1336, 2001. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/40.12.1331>.
22. Li L, Liang ML, Yu B, Yang S. Analysis of thermal conductivity in living biological tissue with vascular network and convection. *International Journal of Thermal Sciences* 86: 219-226, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.ijthermalsci.2014.07.006>.

23. Catapani LB, Gonçalves AC, Candeloro NM, Rossi LA, Guirro ECO, Influence of therapeutic ultrasound on the biomechanical characteristics of the skin. *Journal of Therapeutic Ultrasound*; 4:21, 2016. <https://doi.org/10.1186/s40349-016-0065-8>.
24. Rahimian S, Tavakkoli J. Estimating dynamic changes of tissue attenuation coefficient during high-intensity focused ultrasound treatment. *J Ther Ultrasound* 1: 14, 2013. <https://doi.org/10.1186/2050-5736-1-14>.
25. Shaw A, ter Haar G, Haller J, Wilkens V. Towards a dosimetric framework for therapeutic ultrasound. *Int J Hyperthermia* 31(2):182-92, 2015. <https://doi.org/10.3109/02656736.2014.997311>.

4.2. ESTUDO II

Desenvolvimento do aplicativo DUST para estimar a dosagem e o aquecimento do ultrassom terapêutico em tecidos biológicos.

Damião Miranda Ngonga Alfredo^{1,2}, Tenysson Will de Lemos², Carlos Eduardo Girasol², Rinaldo Roberto de Jesus Guirro².

¹ Faculty of Health Sciences and Sport, Methodist University of Angola (UMA), Luanda, Angola.

² Postgraduate Program in Rehabilitation and Functional Performance, Department of Health Sciences, Ribeirão Preto Medical School, University of São Paulo (USP), Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil.

* Corresponding author

Rinaldo Roberto de Jesus Guirro – E-mail: rguirro@fmrp.usp.br

Ribeirão Preto Medical School, University of São Paulo

3900 Bandeirantes Avenue – Ribeirão Preto, São Paulo, Brazil, Zip Code: 14049-900

Department of Health Sciences - Phone number: +55(16) 33154584

Acknowledgments: This study was financed in part by the Coordination for the Improvement of Higher Education Personnel - Brazil (CAPES) – Financing Code 001; Scholarship from National Institute for Scholarship Management (INAGBE), Angola; São Paulo Research Foundation (FAPESP), grant #2018/14955-6, São Paulo, Brazil; CNPq (Grant 305610/2017-1; 303843/2018-7).

RESUMO

Introdução: Para se calcular a dose efetiva do ultrassom terapêutico (UST) inúmeros parâmetros devem ser considerados, como as propriedades acústicas e térmicas dos tecidos, além dos parâmetros físicos da onda. Com o avanço dos sistemas computacionais, novas ferramentas podem auxiliar o clínico no cálculo da dose efetiva aplicada e da temperatura que é atingida no tecido alvo, o que pode propiciar aplicações clínicas mais assertivas. **Objetivo:** Desenvolvimento de um aplicativo para auxiliar o cálculo da dose e aquecimento promovido pelo UST sobre os tecidos cutâneo, adiposo, muscular, tendíneo e ósseo. **Materiais e Métodos:** O aplicativo foi desenvolvido no software Android Studio, utilizando os kits de desenvolvimento de software (SDK) min 19 (Android 4.4-Kitkat) e Target SDK 29 (Android 10) e testado na versão operacional Android 8.1 – Oreo. Foram realizadas as compilações nas bibliotecas appcompat. O modelo matemático foi construído baseado nas propriedades, acústicas e termofísicas envolvidas na transmissividade e bioaquecimento dos tecidos biológicos. **Resultados:** Considerando os dados de entrada, o aplicativo foi capaz de estimar o tempo total da terapia, número de áreas de radiação efetiva (ARE), intensidade e temperatura média efetiva no tecido alvo, energia aplicada e energia atenuada por área de radiação efetiva. **Conclusão:** O aplicativo **DUST** se mostrou eficiente em todas as estimativas calculadas para os diferentes tecidos biológicos, podendo se tornar um instrumento eficaz no auxílio ao fisioterapeuta para a seleção e aplicação dos parâmetros físicos do ultrassom terapêutico, possibilitando a visualização de parâmetros mais realistas.

Palavras-chaves: Dosimetria, ultrassom terapêutico, propriedades acústicas, tecidos moles, Android.

INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de aplicativos na fisioterapia tem crescido com o avanço tecnológico e seu uso no ambiente clínico permite um melhor atendimento do paciente com uma redução na utilização de recursos, com consequente redução de custos de saúde [1]. Dentre os cenários de uso, temos a percepção e modificação de comportamentos de riscos de acidente vascular encefálico [2], contagem da frequência respiratória em crianças [3], avaliação e diagnóstico de imagens com ultrassom para alunos de graduação em ciências da saúde [4], monitoramento da relação entre fatores de riscos e tratamento da diabetes mellitus tipo I, bem como medir e registrar dinamicamente o movimento durante o exercício [5].

Na área da fisioterapia, o uso de aplicativos envolvendo os agentes eletrofísicos estão mais associados a estimulação elétrica, os quais têm sido ampliados nos últimos anos. Cheng, Lee e Cheng [6] projetaram um aplicativo móvel de estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS) e concluíram que, os usuários do aplicativo além de utilizar os aparelhos geradores de TENS em qualquer lugar, reduziriam a demanda em intervenções ambulatoriais. Chughtai et al. [1] desenvolveram um sistema de estimulação neuromuscular controlado por aplicativo para fortalecimento dos músculos quadríceps do joelho após artroplastia do joelho. Seus resultados demonstraram que o aplicativo permite melhoria do atendimento do paciente e a redução de custos.

Por sua vez, o ultrassom enquanto modalidade terapêutica, tem ganhado notoriedade quanto ao seu uso no ambiente clínico e de pesquisa, considerando seus bioefeitos em várias disfunções músculo esqueléticas, com destaque para modulação da dor e melhora funcional [7,8], redução de processos inflamatórios [9], regeneração de tecidos moles [10,11] e ósseo [12]. O ultrassom terapêutico (UST) é um recurso que utiliza a energia mecânica em baixas intensidades na faixa de 0,1 a 3 W/cm², frequências de 1 ou 3MHz e pode ser aplicado nos regimes contínuo ou pulsado, além de gerar efeitos térmicos e não térmicos simultaneamente, dependendo da quantidade de energia que é depositada sobre o tecido [13,14].

Quando se considera a dosagem do UST nas disfunções neuromusculares e esqueléticas, a literatura não apresenta um consenso da parametrização necessária para a eleger a melhor dose a ser aplicada. Nesse contexto, o profissional deve considerar a intensidade média espacial e média temporal (I_{SATA}), a área de radiação efetiva da cerâmica do transdutor (ARE), o tempo de terapia por ARE, área da lesão a ser tratada, a frequência do ultrassom, os regimes de pulso e seus respectivos ciclos de trabalho. Além disso, as propriedades mecânicas e termofísicas dos tecidos biológicos também devem ser consideradas [15,16].

Na maioria das aplicações do UST não há feedback do paciente quanto a irradiação ultrassônica, sendo imprescindível que o equipamento se apresente calibrado, principalmente no que se refere a intensidade [17-19].

Em 2008, Maggi et al. [20] desenvolveram um software didático de modelagem de aquecimento em tecidos irradiados com onda contínua na linguagem LabView® (National Instruments, Austin, Texas, EUA), que atualmente apresenta a limitação de não estar disponível para *smartphone*.

Assim, na intenção de permitir ao fisioterapeuta melhor dinamismo e eficiência no cálculo da dosagem do ultrassom durante a atuação clínica, o objetivo do presente estudo foi desenvolver um aplicativo de celular - **DUST (Dose de ultrassom terapêutico)** de fácil instalação e uso, com uma interface que possa estimar a dose e a temperatura no tecido alvo decorrente da aplicação do ultrassom terapêutico, baseando-se nas propriedades acústica e térmica dos tecidos cutâneo, adiposo, muscular, tendíneo e ósseo.

MATERIAIS E MÉTODOS

O desenvolvimento do aplicativo obedeceu a três fases principais, sendo a primeira a construção do modelo computacional do software compatível com os mais atuais modelos de desenvolvimento de aplicativos Android disponíveis na Google Play. A segunda fase refere-se a parte física, na qual foi estabelecido o modelo matemático, bem como as propriedades acústica e térmica dos tecidos cutâneo, adiposo, muscular, tendíneo e ósseo e, finalmente, na terceira fase foram realizados os testes de funcionalidade do aplicativo por meio de simulações de parâmetros dosimétricos pré-estabelecidos.

Fase de Modelo Computacional

O aplicativo foi idealizado para dispositivos móveis, desenvolvido para o sistema operacional Android na plataforma Android Studio. Para tal, o kit de desenvolvimento de software SDK min 19 (Android 4.4-KitKat) foi utilizado, sendo Target SDK 29 (Android 10) usado como a Application Programming Interface (API) e posteriormente testado na versão operacional Android 8.1 – Oreo. Para as compilações de conjuntos de funções foram utilizadas as bibliotecas appcompat 1.2.0, material 1.2.0, constraintlayout 1.1.3 e lifecycle-extensions 2.2.0.

Fase de Modelagem Matemática e Física

O modelo matemático utilizado no presente estudo foi o mesmo utilizado por Maggi et al (2008), que considera o conjunto de propriedades, acústicas e termofísicas envolvidas na transmissividade e bioaquecimento dos tecidos biológicos, válidos para o campo próximo de uma onda plana do ultrassom terapêutico. Para tal, os autores partiram do princípio de que a quantidade de energia responsável pelo aquecimento dos tecidos biológicos, apresenta relação direta com a intensidade ultrassônica $I(x)$ e a profundidade x (mm), conforme a equação (1). Por outro lado, com base na concepção de que parte da intensidade $\Delta I_{(x)}$ (W/cm²) que fica numa fração Δx (mm) da espessura do tecido é dada pela diferença entre a intensidade que chega e sai do tecido, os autores propuseram a equação (2), a qual foi igualmente usada no presente estudo.

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-2 \cdot \alpha \cdot f \cdot x} \quad (\text{Equação 1})$$

Onde I_0 é a intensidade inicial em Watt por centímetros quadrados (Watt.cm⁻²), e é a base neperiana, α é o coeficiente de atenuação da amplitude (Np.mm⁻¹), f é a frequência ultrassônica (MHz), x é a espessura do tecido (mm).

$$\Delta I_{(x)} = I_{(0)}(e^{-2 \cdot \alpha \cdot f \cdot (x + \Delta x)} - e^{-2 \cdot \alpha \cdot f \cdot x}) \quad (\text{Equação 2})$$

Onde $\Delta I_{(x)}$ é a variação da intensidade, $I_{(0)}$ é a intensidade inicial, e é a base neperiana, α é o coeficiente de atenuação (Np.mm⁻¹), f é a frequência ultrassônica (MHz), x é a espessura do tecido (mm), Δx é a variação da espessura do tecido.

Para estimar o aquecimento do tecido, foi considerada a equação (3), pela qual utilizou-se a equação unidimensional biotérmica simplificada, onde partiu-se do princípio de que a variação da temperatura por unidade de espaço é igual a variação da temperatura por unidade de tempo, sem considerar a perfusão tecidual (Maggi et al., 2008).

$$\theta_f = \frac{I_0 \cdot (e^{-2 \cdot \alpha \cdot f \cdot (x + \Delta x)} - e^{-2 \cdot \alpha \cdot f \cdot x}) \cdot t}{\rho \cdot c \cdot \Delta x^2 + k \cdot t} \Delta x + \theta_0 \quad (\text{Equação 3})$$

Onde, θ_f é a temperatura final, após t segundos de aquecimento, ρ é a densidade do tecido (g.cm^{-3}), c é o calor específico ($\text{J.g}^{-1}.\text{°C}^{-1}$), k é o coeficiente de condutividade térmica ($\text{W.cm}^{-1}.\text{°C}^{-1}$) e θ_0 é a temperatura inicial do corpo humano.

Como a medida em que a onda acústica se propaga parte da sua intensidade é transmitida e refletida, o aplicativo foi construído para calcular os índices de reflexão e transmissão do campo acústico ultrassônico utilizando as equações 4 e 5.

$$R_I = \left(\frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} \right)^2 \quad (\text{Equação 4})$$

Onde R_I é a reflexão da intensidade, z_1 é a impedância acústica do meio 1 e z_2 é a impedância acústica do meio 2.

$$T_I = \frac{4z_2z_1}{(z_2 + z_1)^2} \quad (\text{Equação 5})$$

Onde T_I é o coeficiente de transmissão da intensidade, z_1 é a impedância acústica do meio 1 e z_2 é a impedância acústica do meio 2.

As propriedades acústicas e térmicas utilizadas em todos os cálculos encontram-se na tabela 1.

Tabela 1. Propriedades acústicas e térmicas dos tecidos biológicos.

Tecidos	Z (MRayl)	α (dB/cm.MHz ^b)		ρ (g.cm ⁻³)	c (J/g.°C)	K (W/cm.°C)
		α	b			
Pele	1,795	0.264	1.69	1,20	3,59	0,0023
Gordura	1,352	0.48	1.0	0,95	2,67	0,0019
Tendão	2,097	4.864	0.763	1,20	3.432	0.0047
Musculo	1,645	1.09	1.0	1,04	3,64	0,0055
Osso	7,661	3.54	1.0	1,38-1,80	1,25	0,0230
Referência	Duck [21]	Moran et al. [22] Goss, et al. [23] Szabo [24]. Berger, et al. [25] Mast [26]		Maggi, et al. [20] Hasgall, et al. [27]	Maggi, et al. [20] Hasgall, et al. [27]	Maggi, et al. [20] Hasgall, et al. [27]

α - Coeficiente de atenuação; b - expoente de frequência; Z – impedância acústica; ρ - densidade do meio; v - velocidade de propagação, c - calor específico; K - condutividade térmica.

Estrutura do aplicativo

A interface gráfica do aplicativo contempla comandos de entrada e de saída (Figura 1). Para a construção dos comandos de entrada e saída, foram consideradas 4 telas, sendo que na primeira foram determinados os tipos de tecidos (pele, músculo, gordura, tendão e osso) com as respectivas espessuras em milímetros (mm), bem como a temperatura inicial do tecido em graus celsius ($^{\circ}\text{C}$). Para todos os tecidos, foram considerados os parâmetros da impedância acústica (Z), coeficiente de atenuação α com os seus respectivos expoentes de frequência (b), densidade do meio (ρ), calor específico (c) e condutividade térmica (k).

Na segunda tela de entrada foram definidos os parâmetros relacionados a área de aplicação em centímetros quadrados (cm^2), tempo médio de aplicação por área de radiação efetiva (ARE) em minutos (min), a área de radiação efetiva do transdutor e por último as frequências terapêuticas (1 MHz, 3 MHz e 5 MHz). Na terceira foram estabelecidos os regimes de pulso contínuo ou pulsado, acrescido dos ciclos de trabalho (1:1-50 %, 1:4-20 %, e 1:9-10 %) e das frequências (16, 48 e 100 Hz) para o regime pulsado, bem como a intensidade instantânea (W/cm^2) a ser aplicada.

A quarta tela corresponde aos valores calculados, relacionados aos parâmetros programados anteriormente nas telas 1, 2 e 3, tendo como resultados a intensidade média no local (W/cm^2), intensidade atenuada no local, temperatura tecidual no local ($^{\circ}\text{C}$), tempo total de terapia (min), número de AREs, energia no local por AREA (J) e, finalmente, a energia atenuada por ARE (J). Considerou-se como intensidade média no local, aquela propagada pelos tecido selecionados até o limite da espessura do tecido alvo. A energia atenuada corresponde a absorvida pelos tecidos selecionados sem ser propagada para a interface do próximo tecido, quando a onda é emitida perpendicularmente em relação ao tecido alvo.

Figura 1. Estrutura da aplicativo

Instruções de uso do DUST

O preenchimento dos campos deve seguir a ordem da esquerda à direita em relação a disposição das variáveis, começando pelos parâmetros relacionados a espessura, e posteriormente as variáveis físicas I e variáveis físicas II. Na primeira tela (tecidos), o usuário deverá selecionar a caixa referente a um tecido, indicando o alvo da irradiação. Se por exemplo, for indicada uma espessura da pele e a caixa da gordura estiver selecionada com a indicação de uma espessura, somente esses dois tecidos, com as respectivas espessuras, serão considerados. Assim, a não indicação da espessura para os demais tecidos indica que o ultrassom não irá atravessá-los e conseqüentemente não serão utilizados nos cálculos do aplicativo. Esse raciocínio é válido para os todos os tecidos. Caso o valor da temperatura tecidual não for preenchido, o aplicativo considerará o valor da temperatura corporal padrão de 36.5°C.

Para todos os campos preenchidos em todas as telas, é obrigatório clicar na barra “inserir” para que os dados sejam considerados e calculados.

O aplicativo está programado para alterar o idioma conforme a configuração do Android. Para tal, o usuário deve alterar o idioma do aplicativo, modificando o idioma do sistema operacional do *smartphone*.

Teste de funcionalidade do aplicativo

O aplicativo foi concebido para simular a dose ultrassônica a ser irradiada em um tecido específico em diferentes profundidades, considerando que as respostas acústicas e térmicas da onda ultrassônica podem sofrer alterações dependendo da natureza do tecido biológico e dos parâmetros previamente definidos no equipamento terapêutico.

Para os testes de funcionalidade todas as variáveis de entrada do aplicativo foram testadas com valores pré-estabelecidos para checar os valores da tela de saída - Resultados.

RESULTADOS

A interface do aplicativo apresenta quatro telas, sendo três de entrada de dados – Tecidos, Variáveis Físicas I e Variáveis Físicas II e uma de saída – Resultados (Figura 2). Os resultados das simulações realizadas durante os testes de funcionalidade são apresentados na Tabela 2. Observa-se que o aplicativo gerou os resultados esperados para todas as variáveis testadas – tipo e espessura dos tecidos, temperatura inicial do tecido alvo, área de aplicação,

tempo de aplicação por ARE, área de radiação efetiva, frequência do ultrassom, regime de pulso e intensidade instantânea.

Tabela 2. Resultado das simulações

Tecidos - Espessura (mm)	Temperatura inicial (°C)	Área de aplicação (cm²)	Tempo aplicação por ARE (min)	Área de radiação efetiva (cm²)	Frequência (MHz)	Regime de pulso e Ciclo de trabalho	Intensidade instantânea (W/cm²)	Resultados						
								1	2	3	4	5	6	7
* Pele - 2	36.5	10	2	4.0	1	Contínuo	1.0	0.95	0.07	37.53	5.00	2.50	455.31	33.25
Pele - 1	36.5	10	2	4.0	1	Contínuo	1.0	0.97	0.04	37.77	5.00	2.50	467.49	21.53
Gordura - 10	36.5	10	2	4.0	1	Contínuo	1.0	0.58	0.37	38.32	5.00	2.50	276.15	178,12
Músculo - 10	36.5	10	2	4.0	1	Contínuo	1.0	0.32	0.67	38.63	5.00	2.50	152.79	323.12
Músculo - 30	36.5	10	2	4.0	1	Contínuo	1.0	0.04	0.91	37.46	5.00	2.50	17.27	437.45
Tendão - 5	36.5	10	2	4.0	1	Contínuo	1.0	0.08	0.86	41.89	5.00	2.50	39.77	412.85
Osso - 2	36.6	10	2	4.0	1	Contínuo	1.0	0.58	0.58	41.77	5.00	2.50	280.10	880.10
Pele - 2	38.0	10	2	4.0	1	Contínuo	1.0	0.95	0.07	39.03	5.00	2.50	455.31	33.25
Pele - 2	36.5	30	2	4.0	1	Contínuo	1.0	0.95	0.07	37.53	15.00	7.50	455.31	33.25
Pele - 2	36.5	10	4	4.0	1	Contínuo	1.0	0.95	0.07	38.53	10.00	2.50	910.63	66.50
Pele - 2	36.5	10	2	2.0	1	Contínuo	1.0	0.95	0.07	37.53	10.00	5.00	227.66	16.63
Pele - 2	36.5	10	2	4.0	3	Contínuo	1.0	0.71	0.30	40.93	5.00	2.50	342.32	142.52
Pele - 2	36.5	10	2	4.0	5	Contínuo	1.0	0.45	0.56	44.79	5.00	2.50	215.36	266.56
Pele - 2	36.5	10	2	4.0	1	Pulsado 1:1	2.0	0.95	0.07	37.53	5.00	2.50	455.31	33.25
Pele - 2	36.5	10	2	4.0	1	Pulsado 1:1	1.0	0.47	0.03	37.48	5.00	2.50	227.66	16.63
Pele - 2	36.5	10	2	4.0	1	Pulsado 1:4	1.0	0.19	0.01	36.71	5.00	2.50	91.06	6.65
Pele - 2	36.5	10	2	4.0	1	Pulsado 1:9	1.0	0.09	0.01	36.60	5.00	2.50	45.53	3.33
Pele - 2	36.5	10	2	4.0	1	Contínuo	3.0	2.85	0.21	39.60	5.00	2.50	1365.94	99.75

*Valores de referência para as simulações com gordura, músculo, tendão e osso. ARE. Área de radiação efetiva. 1. Intensidade média no local (W/cm²), 2. Intensidade atenuada no local (W/cm²), 3. Temperatura no local (°C), 4. Tempo total de terapia (min), 5. Número de ARE, 6. Energia total (J), e 7. Energia atenuada por ARE (J).

DISCUSSÃO

O presente estudo desenvolveu um aplicativo para smartphone capaz de estimar os valores de importantes variáveis utilizadas na aplicação clínica do ultrassom terapêutico, como a intensidade, energia e a temperatura no tecido alvo, bem como tempo de aplicação e número de AREs a serem aplicadas, com o intuito de apresentar ao fisioterapeuta valores normalizados pelos diferentes tecidos e profundidades, geralmente negligenciados na prática clínica, o que pode levar a erros no planejamento de uma aplicação terapêutica.

Na prática clínica, quando se trata do ultrassom terapêutico, é difícil determinar com exatidão qual é a dose terapêutica ideal para uma determinada lesão, considerando que os tecidos apresentam parâmetros acústicos e termofísicos diferentes, além do fato de que a espessura do tecido influencia diretamente na transmissão e aquecimento, fazendo com que os parâmetros estabelecidos no tratamento de um paciente não possam ser utilizados para outro, impossibilitando a sua padronização.

A maioria da literatura disponível indica a intensidade do UST selecionada no painel do equipamento e não a depositada no local da lesão. Considerando que o ultrassom apresenta uma importante atenuação, principalmente nos tecidos tendíneo e muscular, é imprescindível considerar a absorção e o espalhamento do feixe. Assim, a criação do aplicativo além de permitir a minimização de erros e consequente eficiência nos resultados durante ou após o tratamento, permite maior agilidade e eficácia no atendimento dos pacientes [1].

Um dos parâmetros considerados no desenvolvimento do **DUST** foi a espessura dos tecidos biológicos, pois, pesquisas têm mostrado que a espessura do tecido tem relação com a transmissividade e aquecimento Omena et al. [15]. Os resultados das simulações observadas no software desenvolvido por Maggi et al. [20] demonstraram que a espessura do tecido influenciou na variação da temperatura.

Em convergência, no presente estudo constatou-se igualmente que a espessura de 10mm proporcionou maior transmissividade e aquecimento do que a espessura de 30mm para o músculo, o que mostra que o aplicativo se apresenta nos padrões esperados das estimativas. Esses resultados justificam-se pelo fato que durante a propagação da energia acústica pelo tecido a onda sofre atenuação da intensidade, com o aumento da frequência do ultrassom e/ou espessura do tecido [28-30], conceito conhecido na prática clínica como profundidade de meio valor.

Na prática clínica devemos considerar que se a lesão é a mesma – bursite subacromial subaguda por exemplo, deveria ser irradiada com a mesma energia. No entanto se ela ocorrer em pacientes com diferenças na espessura do músculo deltóide, devemos considerar que os valores selecionados no painel do equipamento devem necessariamente ser diferentes. Além disso, os tecidos também devem ser considerados quando se aplica o UST em diferentes faixas etárias, já que a idade apresenta relação com a espessura. Watanabe et al. [31] sugeriram que com o aumento da idade há uma alteração importante na geometria muscular em indivíduos idosos. Já Oriá et al. [32] ressaltaram que a espessura da pele pode sofrer redução nos idosos, quando comparado aos jovens.

No que se refere aos valores do coeficiente de atenuação dos tecidos biológicos a literatura ainda é controversa. Os diferentes valores estão relacionados aos métodos de avaliação, na maioria desenvolvidos e executados com tecnologia de várias décadas [32,34] e que podem variar de estudo para estudo [35,36].

Um fato importante que merece destaque é que, a energia é atenuada pelos tecidos biológicos sob dependência dos seus parâmetros acústicos, específicos para cada tecido [21-23], como se pode constatar na tabela 1. Assim, a tabela 2 mostra claramente que os valores da intensidade e energias atenuadas pelo tendão foram altos em relação aos demais tecidos, se considerarmos a espessura testada. Essa discrepância está diretamente relacionada ao fato de que a atenuação é a soma do espalhamento e absorção tecidual da energia ultrassônica, onde, um aumento na absorção ou espalhamento do tecido pode levar a maior atenuação [23]. Estudo de Pohlhammer e O'Brien [37] mostrou que o alto coeficiente de espalhamento do tendão foi devido à alta concentração de colágeno, quando comparado aos tecidos de órgãos como o fígado, coração e rim, o que pode explicar os resultados da simulação do presente estudo.

Sabe-se que a frequência ultrassônica juntamente com a velocidade de propagação da onda acústica, determinam o comprimento de onda [29] e consequentemente a sua profundidade de penetração. Neste sentido, o aplicativo permite alterar a frequência ultrassônica conforme a necessidade do usuário, mostrando-se apto para esse procedimento de cálculo. Assim, como esperado, durante a simulação observou-se que a frequência de 5 MHz, apresentou maior atenuação da intensidade em camadas iniciais, além de elevado aquecimento muscular quando comparada a frequência de 3 MHz e, esta, em relação a 1 MHz quando utilizada a mesma intensidade. Essas diferenças podem ser justificadas pela redução acentuada da intensidade na medida em que foi aumentada a frequência, assim, o ultrassom de 1 MHz aqueceu mais

profundamente, porque parte da energia das frequências maiores foi atenuada pelos tecidos cutâneo e adiposo, devido ao menor comprimento de onda.

Embora não haja muitos trabalhos discutindo a problemática do regime de pulso na literatura científica, o profissional tem a falsa ideia de que o ultrassom contínuo aquece mais do que o pulsado. Assim, no sentido de minimizar esse problema de interpretação, o aplicativo foi desenvolvido também para calcular a energia ultrassônica nos diferentes regimes de pulso, utilizando a intensidade instantânea e os ciclos de trabalho do modo pulsado, permitindo que a intensidade terapêutica seja dada em média espacial e média temporal (I_{SATA}).

As simulações baseadas no regime de pulso mostraram que as mesmas I_{SATA} promovem aquecimentos iguais para os três casos simulados e apresentando variações quando utilizadas I_{SATA} diferentes. Esses achados corroboram com os de Gallo et al. [38], que observaram aquecimento similar no músculo esquelético humano, quando aplicada a mesma intensidade média espacial e média temporal (I_{SATA}), em regimes contínuo ($0,5 \text{ W/cm}^2$) e pulsado (1 W/cm^2 , ciclo de trabalho de 50 %) durante 10 minutos, ambos na frequência de 3 MHz. Nesta seção discute-se inclusive o postulado por Guirro et al. [18], em que ao avaliarem a potência de saída do ultrassom terapêutico na balança de força de radiação, deixam claro que é importante se atentar na potência de saída do transdutor em relação a dose definida no painel do equipamento. O profissional deve se atentar se os valores que estão sendo selecionados no painel do equipamento referem-se as intensidades médias ou instantâneas. Dessa forma, o presente aplicativo poderá ser utilizado como um instrumento coadjuvante de monitoramento da intensidade de saída do transdutor, após os feixes ultrassônicos chegarem no tecido biológico.

Quando se considera a quantidade de energia depositada sobre tecidos biológicos, estudos mostram que o tempo de exposição é um parâmetro indispensável na definição da dose terapêutica. Isto porque a energia ultrassônica é o produto da potência média pelo tempo de aplicação. A literatura traz que o tempo de terapia do ultrassom terapêutico pode variar entre 120 a 240 segundos por ARE [15,39]. Assim, a modulação do tempo pode promover redução ou aumento da energia aplicada sobre o tecido, dependendo da necessidade terapêutica. Como o tempo total de irradiação depende da ARE, do tempo de aplicação por ARE e da área de aplicação, o aplicativo foi desenvolvido para calcular o número de ARE e o tempo total da terapia, tornando os resultados mais reais na prática clínica.

O modelo matemático de todo procedimento de cálculo usado nesse aplicativo, foi realizado assumindo-se tratar de uma onda plana na interface de todas as camadas de tecidos (cutâneo, adiposo, tendíneo, muscular e ósseo) no campo próximo do transdutor. Além disso,

foi considerado como sendo materiais viscoelástico líquido os tecidos cutâneo, adiposo, tendíneo, muscular e, viscoelástico sólido, o ósseo [28]

Como limitação do modelo matemático indicamos que não foi considerado o efeito da perfusão sanguínea na transmissão e aquecimento promovido pelo ultrassom terapêutico, bem como a troca de calor entre diferentes tecidos. Frente a essa questão, ressaltamos que os valores apresentados da temperatura podem sofrer uma pequena redução decorrente da circulação sanguínea e dissipação para os tecidos adjacentes.

CONCLUSÃO

O aplicativo **DUST** se mostrou eficiente em todas as estimativas calculadas para os diferentes tecidos biológicos - cutâneo, adiposo, tendíneo, muscular e ósseo, podendo se tornar um instrumento eficaz no auxílio ao fisioterapeuta para a seleção e aplicação dos parâmetros físicos do ultrassom terapêutico, possibilitando a visualização de parâmetros mais realistas.

REFERÊNCIAS

1. Chughtai M, Piuze N, Yakubek G, et al. Use of an App-Controlled Neuromuscular Electrical Stimulation System for Improved Self-Management of Knee Conditions and Reduced Costs. *Surg Technol Int.* 2017; 31:221-226.
2. Krishnamurthi R, Hale L, Barker-Collo S, et al. Mobile Technology for Primary Stroke Prevention. A Proof-of-Concept Pilot Randomized Controlled Trial. *Stroke.* 2019;50:196-198. DOI: 10.1161/STROKEAHA.118.023058.
3. Black J, Gerdtz M, Nicholson P, et al. Can simple mobile phone applications provide reliable counts of respiratory rates in sick infants and children? An initial evaluation of three new applications. *Int J Nurs Stud.* 2015;52(5):963-969. doi:10.1016/j.ijnurstu.2015.01.016
4. Lozano-Lozano M, Galiano-Castillo N, Fernández-Lao C, et al. The Ecofisio Mobile App for Assessment and Diagnosis Using Ultrasound Imaging for Undergraduate Health Science Students: Multicenter Randomized Controlled Trial. *J Med Internet Res.* 2020;22(3):e16258. doi:10.2196/16258
5. Bittel AJ, Elazzazi A, Bittel DC. Accuracy and Precision of an Accelerometer-Based Smartphone App Designed to Monitor and Record Angular Movement over Time. *Telemed J E Health.* 2016;22(4):302-309. doi:10.1089/tmj.2015.0063
6. Cheng CL, Lee LH, Cheng YT. Design and Evaluation on the Mobile Application of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS). *Stud Health Technol Inform.* 2017;245:25-29.

7. Zhang C, Xie Y, Luo X, et al. Effects of therapeutic ultrasound on pain, physical functions and safety outcomes in patients with knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil.* 2016;30(10):960-971. doi:10.1177/0269215515609415.
8. Yeğin T, Altan L, Kasapoğlu Aksoy M. The Effect of Therapeutic Ultrasound on Pain and Physical Function in Patients with Knee Osteoarthritis. *Ultrasound Med Biol.* 2017; 43(1):187-194. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2016.08.035.
9. Rosa CGS, Schemitt EG, Hartmann RM, et al. Effect of therapeutic ultrasound on the quadriceps muscle injury in rats - evaluation of oxidative stress and inflammatory process. *Am J Transl Res.* 2019;11(10):6660-6671.
10. Busse JW, Bhandari M. Therapeutic ultrasound and fracture healing: a survey of beliefs and practices. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(10):1653-1656. doi:10.1016/j.apmr.2003.12.040.
11. Cullum N, Liu Z. Therapeutic ultrasound for venous leg ulcers. *Cochrane Database Syst Rev.* 2017;5(5):CD001180. doi:10.1002/14651858.CD001180.pub4
12. Liu Y, Wei X, Kuang Y, et al. Ultrasound treatment for accelerating fracture healing of the distal radius. A control study. *Acta Cir Bras.* 2014;29(11):765-770. doi:10.1590/s0102-86502014001800012
13. Ter Haar G. Therapeutic ultrasound. *Eur J Ultrasound.* 1999;9(1):3-9. doi:10.1016/s0929-8266(99)00013-0.
14. Hauck M, Martins CN, Moraes MB, Aikawa P, da Silva Paulitsch F, Plentz RD, da Costa ST, da Silva AV, Signori LU. Comparison of the effects of 1 MHz and 3 MHz therapeutic ultrasound on endothelium-dependent vasodilation of humans: a randomised clinical trial. *Physiotherapy.* 2019;1;105(1):120-5.
15. Omena TP, Costa RM, Pereira WCA e Krüger MA. Differential calorimeter for studying the heating pattern generated by therapeutic ultrasonic beams. *Braz. J. Biom. Eng.* 2012;28(4): 355-363. <http://dx.doi.org/10.4322/rbeb.2012.035>.
16. Vieira SL, Pavan TZ, Junior JE, Carneiro AA, Paraffin-gel tissue-mimicking material for ultrasound-guided needle biopsy phantom. *Ultrasound Med Biol.* 2013;39:2477-84. doi: 10.1016 / j.ultrasmedbio.2013.06.008.
17. Guirro R, Elias D, Serrão F, Bucalon AJ. Calibration of Therapeutic Ultrasound Equipment. *Physiotherapy.* 1997;83(8):419-422. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)65725-2](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)65725-2).
18. Guirro R, Dos Santos SC. Evaluation of the acoustic intensity of new ultrasound therapy equipment. *Ultrasonic.* 2002; 39 (8): 553-7.
19. Ferrari, CB, Andrade, MAB, Adamowski, JC, Guirro, RRJ. Evaluation of therapeutic ultrasound equipments performance. *Ultrasonics,* 2010;50(7):704-709. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2010.02.006>.
20. Maggi, LE Omena TP; von Krüger MA; Pereira WCA. Didactic software for modeling heating patterns in tissues irradiated by therapeutic ultrasound. *Rev. Bras. Fisioter.* 2008;12(30):204-214. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552008000300008>.
21. Duck FA, Chapter 4 - Acoustic Properties of Tissue at Ultrasonic Frequencies and Chapter 5 - Mechanical Properties of Tissue, Editor(s): Francis A. Duck, Physical

- Properties of Tissues, Academic Press.1990:137-165pp. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-222800-1.50009-7>.
22. Moran CM, Bush NL, Bamber JC. Ultrasonic propagation properties of excised human skin. *Ultrasound Med Biol.* 1995;21(9):1177-1190. doi:10.1016/0301-5629(95)00049-6
 23. Goss SA, Frizzell LA, Dunn F. Ultrasonic absorption and attenuation in mammalian tissues, *Ultrasound in Medicine & Biology.* 1979;5(2):181-186. [https://doi.org/10.1016/0301-5629\(79\)90086-3](https://doi.org/10.1016/0301-5629(79)90086-3).
 24. Szabo TL, *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out (Second Edition)*, Academic Press, 2014,785-786pp. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-396487-8.00030-6>.
 25. Berger G, Laugier P, Fink M, Perrin J. Optimal precision in ultrasound attenuation estimation and application to the detection of Duchenne muscular dystrophy carriers. *Ultrason. Imaging.* 1987;9, 1–17. <https://doi.org/10.1177/016173468700900101>.
 26. Mast TD. Empirical relationships between acoustic parameters in human soft tissues. *Acoustics Research Letters Online.* 2000;1(2):37-42.
 27. Hasgall PA, Di Gennaro F, Baumgartner C, Neufeld E, Lloyd B, Gosselin MC, Payne D, Klingenböck A, Kuster N, “IT’IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues,” Version 4.0, May 15, 2018, DOI: 10.13099/VIP21000-04-0.
 28. Shan AK, Sigelmann RA, Guy AW. Calculations of therapeutic heat generated by ultrasound in fat-muscle-bone layers. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1974;21(4):280-4. doi: 10.1109/TBME.1974.324314.
 29. Ziskin MC. *Fundamental Physics of Ultrasound and Its Propagation in Tissue.* RadioGraphics. 13:705-709, 1993.
 30. Shriki J. Ultrasound physics. *Crit Care Clin.* 30(1):1-24, 2014. doi: 10.1016/j.ccc.2013.08.004.
 31. Watanabe K, Kouzaki M, Moritani T. Effect of aging on region-specific functional role and muscle geometry along human rectus femoris muscle. *Muscle Nerve.* 2017;56(5):982-986. doi:10.1002/mus.25556.
 32. Oriá RB, Ferreira FV, Santana ÉN, Fernandes MR, Brito GA. Study of age-related changes in human skin using histomorphometric and autofluorescence approaches. *An Bras Dermatol.*2003;78(4):425-34.<https://doi.org/10.1590/S0365-05962003000400004>.
 33. Dines KA, Kak AC. Ultrasonic attenuation tomography of soft tissues. *Ultrason Imaging.* 1979 Jan;1(1):16-33. doi: 10.1177/016173467900100102. PMID: 575810.
 34. Flax SW, Pelc NJ, Glover GH, Gutmann FD, McLachlan M. Spectral characterization and attenuation measurements in ultrasound. *Ultrason Imaging.* 1983 Apr;5(2):95-116. doi: 10.1177/016173468300500201. PMID: 6683894.
 35. Culjat, MO, Goldenberg D, Tewari P, Singh R. A review of tissue substitutes for ultrasound imaging. *Ultrasound in Medicine and Biology.* 2010; 36 (6):861-873.
 36. Cuccaro R, Musacchio C, Giuliano Albo PA, Tróia A, Lago S. Acoustical characterization of polysaccharide polymers tissue-mimicking materials. *Ultrasonics.* 2015;56: 210–19. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2014.03.018>.

37. Pohlhammer J, O'Brien WD JR. Dependence of the ultrasonic scatter coefficient on collagen concentration in mammalian tissues. *J Acoust Soc Am*. 1981; 69 (1): 283-5
38. Gallo JA, Draper DO, Brody LT, Fellingham GW. A comparison of human muscle temperature increases during 3-MHz continuous and pulsed ultrasound with equivalent temporal average intensities. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2004;34(7):395-401. doi: 10.2519/jospt.2004.34.7.395.
39. Catapani LB, Gonçalves AC, Candeloro NM, Rossi LA, Guirro ECO, Influence of therapeutic ultrasound on the biomechanical characteristics of the skin. *Journal of Therapeutic Ultrasound*. 2016; 4:21. <https://doi.org/10.1186/s40349-016-0065-8>.
40. Cortela GA, von Krüger MA, Negreira CA, Pereira WC. Influence of ultrasonic scattering in the calculation of thermal dose in ex-vivo bovine muscular tissues. *Ultrasonics*. 2016; 1;65:121-30.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS.

A aplicação do ultrassom contínuo ou pulsado com a mesma intensidade média espacial e média temporal, não apresentam diferença na transmissividade ou no aquecimento de materiais mimetizadores de tecidos adiposo e muscular.

O aumento da temperatura ocorreu em função do aumento da frequência e/ou da intensidade do ultrassom, com diferentes padrões para os PMT adiposo e muscular, sendo restrita a área de radiação efetiva do transdutor. A aplicação estacionária do transdutor pode gerar pontos quentes com temperatura excessiva para os tecidos irradiados.

Com base nos resultados do primeiro estudo, é seguro afirmar que na prática clínica, a decisão sobre a indução do aquecimento tecidual não deve ser baseada no regime de pulso quando se considera a intensidade média espacial e média temporal. O efeito térmico sempre deverá ser baseado na quantidade de energia depositada sobre o tecido.

Com base no modelo matemático e nos resultados obtidos do aplicativo **D_{UST}**, o seu uso é recomendado para as simulações de dose e aquecimento em diferentes composições e profundidades dos tecidos biológicos.

Tanto nas simulações feitas com aplicativo, quanto no experimento com phantoms mimetizadores de tecidos, observou-se que a definição da dose do ultrassom terapêutico no que se refere a transmissividade e aquecimento tecidual é dependente da intensidade, da frequência terapêutica, tempo de aplicação por área de radiação efetiva, bem como da área de radiação efetiva.

6. REFERÊNCIAS

- Alfredo PP, Junior WS, Casarotto RA. Efficacy of continuous and pulsed therapeutic ultrasound combined with exercises for knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2020; 34(4):480-490.
- Baker KG, Robertson VJ, Duck FA. A review of therapeutic ultrasound: biophysical effects. *Phys Ther.* 2001; 81(7): 1351-8.
- Balci TO, Turk AC, Sahin F, Kotevoglul N, Kuran B. Efficacy of therapeutic ultrasound in treatment of adhesive capsulitis: A prospective double blind placebo-controlled randomized trial. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2018; 31(5):955-961.
- Bem DM, Maciel CD, Zuanon JA, B Neto C, Parizotto NA. Histological analysis of healthy epithelium of Wistar rats in vivo irradiated with different intensities of therapeutic ultrasound. *Brazilian Journal of Physical Therapy.* 2010; 14(2):114-20.
- Berger G, Laugier P, Fink M, Perrin J. Optimal precision in ultrasound attenuation estimation and application to the detection of Duchenne muscular dystrophy carriers. *Ultrason. Imaging.* 1987; 9:1–17.
- Bertolini GRF, Silva TS, Ciena AP, Artifon EL. Comparação do ultrassom pulsado e contínuo no reparo tendíneo de ratos. *Fisioter. Pesqui.* 2012;19(3):242-247.
- Bhatta AK, Keyal U, Liu Y. Application of high frequency ultrasound in dermatology. *Discov Med.* 2018;26(145):237-242.
- Bittel AJ, Elazzazi A, Bittel DC. Accuracy and Precision of an Accelerometer-Based Smartphone App Designed to Monitor and Record Angular Movement over Time. *Telemed J E Health.* 2016; 22(4):302-309.
- Black J, Gerdtz M, Nicholson P, et al. Can simple mobile phone applications provide reliable counts of respiratory rates in sick infants and children? An initial evaluation of three new applications. *Int J Nurs Stud.* 2015;52(5):963-969.
- Bora Karsli P, Gurcay E, Karaahmet OZ, Cakci A. High-Voltage Electrical Stimulation Versus Ultrasound in the Treatment of Pressure Ulcers. *Adv Skin Wound Care.* 2017;30(12):565-570.
- Busse JW, Bhandari M. Therapeutic ultrasound and fracture healing: a survey of beliefs and practices. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(10):1653-1656.
- Bhowmik A, Singh R, Repaka R, Mishra SC. Conventional and newly developed bioheat transport models in vascularized tissues: A review. *Journal of Thermal biology.* 2013;38(3):107-25.
- Carlos K, Belli BS, Alfredo PP. Efeito do ultrassom pulsado e do ultrassom contínuo associado a exercícios em pacientes com osteoartrite de joelho: estudo piloto. *Fisioter. Pesqui.* 2012;19(3):275-281.

Catapani LB, Gonçalves AC, Candeloro NM, rossi LA, guirro ECO, Influence of therapeutic ultrasound on the biomechanical characteristics of the skin. *Journal of Therapeutic Ultrasound*; 2016;4(21):1-8.

Chan AK, Sigelmann RA, Guy AW. Calculations of therapeutic heat generated by ultrasound in fat-muscle-bone layers. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1974;21(4):280-4.

Cheng CL, Lee LH, Cheng YT. Design and Evaluation on the Mobile Application of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS). *Stud Health Technol Inform.* 2017; 245:25-29.

Chivers RC. The scattering of ultrasound by human tissues--some theoretical models. *Ultrasound Med Biol.* 1977;3(1):1-13.

Chughtai M, Piuze N, Yakubek G, et al. Use of an App-Controlled Neuromuscular Electrical Stimulation System for Improved Self-Management of Knee Conditions and Reduced Costs. *Surg Technol Int.* 2017; 31:221-226.

Claes L, Willie B. The enhancement of bone regeneration by ultrasound. *Prog Biophys Mol Biol.* 2007; 93(1-3):384-98.

Cuccaro R, musacchio C, giuliano ALBO PA, tróia A, lago S. Acoustical characterization of polysaccharide polymers tissue-mimicking materials. *Ultrasonics.* 2015;56:210–19.

Cullum N, Liu Z. Therapeutic ultrasound for venous leg ulcers. *Cochrane Database Syst Rev.* 2017; 5(5): 1-61.

Dalecki D. Mechanical bioeffects of ultrasound. *Annu Rev Biomed Eng.* 2004; 6:229-48.

Dani VB, Patel SH. The effectiveness of therapeutic ultrasound in patients with oral submucosal fibrosis. *Indian J Cancer.* 2018; 55(3):248-250.

DINES KA, Kak AC. Ultrasonic attenuation tomography of soft tissues. *Ultrason Imaging.* 1979; 1(1):16-33.

Demmink JH, Helden PJ, Hobaek H, Enwemeka C. The variation of heating depth with therapeutic ultrasound frequency in physiotherapy. *Ultrasound Med Biol.* 2003; 29(1):113-118.

Dibai-Filho AV, Guirro RRJG. Evaluation of myofascial trigger points using infrared Thermography: A Critical Review of the Literatura. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics.* 2015; 38(1):86-92.

Dobie RA, Van HS. Basics of Sound, the Ear, and Hearing." *Hearing Loss: Determining Eligibility for Social Security Benefits.* National Academies Press (US), 2004. In: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK207834/>.

Draper DO. Facts and misfits in ultrasound therapy: steps to improve your treatment outcomes. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2014; 50(2):209-16.

Ebadi S, Henschke N, Nakhostin AN, Fallah E, Van TMW. Therapeutic ultrasound for chronic low-back pain. *Cochrane Database Syst Rev.* *Cochrane Database Syst Rev.* 2014; 14(3):CD009169.

Ergün AS. Analytical and numerical calculations of optimum design frequency for focused ultrasound therapy and acoustic radiation force. *Ultrasonics*. 2011; 51(7):786-794.

Fabrizio PA, Schmidt JA, Clemente FR, Lankiewicz LA, Levine ZA. Acute effects of therapeutic ultrasound delivered at varying parameters on the blood flow velocity in a muscular distribution artery. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996; 24(5):294-302.

Ferrari CB, andrade MAB, Adamowski JC, Guirro RRJ. Evaluation of therapeutic ultrasound equipments performance. *Ultrasonics*. 2010; 50(7):704-709.

Duck FA, Chapter 4 - Acoustic Properties of Tissue at Ultrasonic Frequencies and Chapter 5 - Mechanical Properties of Tissue, Editor(s): Francis A. Duck, *Physical Properties of Tissues*, Academic Press. 1990; 137-165.

Gallo JA, Draper DO, Brody LT, Fellingham GW. A comparison of human muscle temperature increases during 3-MHz continuous and pulsed ultrasound with equivalent temporal average intensities. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2004; 34(7):395-401.

Guillermo A, cortela A, marco A, von krüger b, carlos A, negreira A, WAGNER CA. PEREIRA B. Influence of ultrasonic scattering in the calculation of thermal dose in ex-vivo bovine muscular tissues. *Ultrasonics*. 2016; 65:121–130.

Guirro R, britshcy DOS SANTOS SC. Evaluation of the acoustic intensity of new ultrasound therapy equipment. *Ultrasonics*. 2002; 39(8):553-7.

Guirro R, elias D, serrão F, bucalon AJ. Calibration of Therapeutic Ultrasound Equipment. *Physiotherapy*. 1997; 83(8):419-422.

Hasgall PA, Gennaro F, Baumgartner C, et al. “IT’IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues,” Version 4.0, May 15, 2018.

Hendee WR, Russell ER. *Medical imaging physics*. John wiley & sons. 2002. pp.310.

Hoskins PR, Martin KK, Thrush A, eds. *Diagnostic ultrasound: physics and equipment*. CRC Press, 2019: 7

Ilter L, Delek B, Batmaz I, Ulu MA, Sariyildiz MA, Nas k, Cevik R.. Efficacy of pulsed and Continuous Therapeutic Ultrasound in Myofascial Pain Syndrome: A Randomized Controlled Study. *Am J Phys Med Rehabil*. 2015; 94(7):547-54.

Itaboray LM, santos OAP, Santos MA, Melo jm, Santos MC, Cabral R. Avaliação das propriedades físicas de cerâmicas piezoelétricas tipos PZT I e III utilizadas em transdutores eletroacústicos. *Cadernos UniFOA*. 2017; 3(9):11-5.

Itakura DA, Viviane MV, Neves EB, Nohama P. Temperature changes in biological tissue due to the application of therapeutic ultrasound: a review. *Fisioter Mov*. 2012; 25(4):857-68.

Shriki J. *Ultrasound Physics*. Crit Care Clin. 2014; 30:1–24.

Johns LD. Non-thermal effects of therapeutic ultrasound: the frequency resonance hypothesis. *J Athl Train*. , 2002; 37(3):293-9.

- Katzap Y, Haidukov M, Berland OM, Itzhak RB, Kalichman L. Additive Effect of Therapeutic Ultrasound in the Treatment of Plantar Fasciitis: A Randomized Controlled Trial. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2018; 48(11):847-855.
- Krishnamurthi R, Hale L, Barker-collo S, et al. Mobile Technology for Primary Stroke Prevention [published online ahead of print, 2018 Nov 21]. *Stroke*. 2018; STROKEAHA118023058. doi:10.1161/STROKEAHA.118.023058
- Kinsler LE, Frey AR, Coppens AB, Sanders JV. Fundamentals of acoustics, Fundamentals of Acoustics, fourth ed., by Lawrence E. Kinsler, Austin R. Frey, Alan B. Coppens, James V. Sanders, 1999: 560.p
- Laugier P, Haïat G. Introduction to the Physics of Ultrasound. In: Laugier P., Haïat G. (eds) *Bone Quantitative Ultrasound*. Springer, Dordrecht. 2011: 29-45.p
- Li l, Liang ML, Yu B, Yang S. Analysis of thermal conductivity in living biological tissue with vascular network and convection. *International Journal of Thermal Sciences*. 2014; 86:219-226.
- Lioce EE, Novello M, Durando G, et al.. Therapeutic ultrasound in physical medicine and rehabilitation: characterization and assessment of its physical effects on joint-mimicking phantoms. *Ultrasound Med Biol*. 2014; 40(11):2743-8.
- Liu Y, wei X, kuang Y, et al. Ultrasound treatment for accelerating fracture healing of the distal radius. A control study. *Acta Cir Bras*. 2014; 29(11):765-770.
- Lozano M, Castillo N, fernández-lao C, et al. The Ecofisio Mobile App for Assessment and Diagnosis Using Ultrasound Imaging for Undergraduate Health Science Students: Multicenter Randomized Controlled Trial. *J Med Internet Res*. 2020; 22(3):16258.
- Maggi LE, et al. Software didático para modelagem do padrão de aquecimento dos tecidos irradiados por ultra-som fisioterapêutico. *Rev. bras. fisioter. São Carlos.* , 2008; 12(3):204-214.
- Mast TD. Empirical relationships between acoustic parameters in human soft tissues. *Acoustics Research Letters Online*. 2000; 1(2):37-42.
- Matsumoto Y, Nakano J, Oga S, Kataoka H, Honda Y, Sakamoto J, Okita M. The non-thermal effects of pulsed ultrasound irradiation on the development of disuse muscle atrophy in rat gastrocnemius muscle. *Ultrasound Med Biol*. 2014; 40(7):1578-86.
- Moran CM, Bush NL, Bamber JC. Ultrasonic propagation properties of excised human skin. *Ultrasound Med Biol*. 21(9):1177-1190, 1995.
- ABNT NBR IEC 60601-2-5:2012. Medical electrical equipment Part 2-5: Particular requirements for the basic safety and essential performance of ultrasonic physiotherapy equipment.
- Ohwatashi A, Ikeda S, Harada K, et al. Temperature changes caused by the difference in the distance between the ultrasound transducer and bone during 1 Mhz and 3 Mhz continuous ultrasound: a phantom study. *J Phys Ther Sci.* , 2015; 27(1):205-8.
- Omena TP, Costa RM, PereiraWCA E Krüger MA. Differential calorimeter for studying the heating pattern generated by therapeutic ultrasonic beams. *Braz. J. Biom. Eng*. 2012; 28(4):355-

363.

Pohlhammer J, O'brien WD JR. Dependence of the ultrasonic scatter coefficient on collagen concentration in mammalian tissues. *J Acoust Soc Am*. 1981; 69(1):283-5.

Prentice, WE. Therapeutic modalities for physical therapists. 2Ed. New York, 2013: 270-296.p

Rahimian S, tavakkoli J. Estimating dynamic changes of tissue attenuation coefficient during high-intensity focused ultrasound treatment. *J Ther Ultrasound* , 2013; 1:14.

Oriá RB, Ferreira FVA, Santana EM, et al. Study of age-related changes in human skin using histomorphometric and autofluorescence approaches. *An bras Dermatol*, 2003; 78(4):425-434.

Repacholi MH, Gandolfo M, Rindi A. Ultrasound: medical applications, biological effects and risk potential. Springer Science & Business Media; : 2012:13-27.p

Rosa CGS, Schemitt EG, Hartmann RM, et al. Effect of therapeutic ultrasound on the quadriceps muscle injury in rats - evaluation of oxidative stress and inflammatory process. *Am J Transl Res*. 2019; 11(10):6660-6671.

Rutjes AW, Nüesch E, Sterchi R, Jüni P. Therapeutic ultrasound for osteoarthritis of the knee or hip. *Cochrane Database Syst Rev*. 20(1):CD003132, 2010.

Goss SA, Frizzell LA, Dunn F, Ultrasonic absorption and attenuation in mammalian tissues, *Ultrasound in Medicine & Biology*. 1979; 5(2):181-186.

Sellani G, Fernandes D, Nahari A, et al. Assessing heating distribution by therapeutic ultrasound on bone phantoms and in vitro human samples using infrared thermography. *J Ther Ultrasound*. 2016; 4:13.

Shaw A, ter HAAR G, Haller J, wilkens V. Towards a dosimetric framework for therapeutic ultrasound. *Int J Hyperthermia*. 2015; 31(2):182-92.

SHRIKI J. Ultrasound physics. *Crit Care Clin*. 2014; 30(1):1-24.

Shih TC, Kou HS, Lin WL. Effect of effective tissue conductivity on thermal dose distributions of living tissue with directional blood flow during thermal therapy. *International Communications in Heat and Mass Transfer*. 2002; 29(1):115-26.

Speed CA. Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions. *Rheumatology (Oxford)*. 2001; 40(12):1331-1336.

Stewart HF, Stratmeyer ME, An Overview of Ultrasound: Theory, Measurement, Medical Applications, and Biological Effects. 1982: 2-24.p.

El-bialy T, Tanaka E, Aizenbud D. Applications for Dentofacial Repair, Regeneration, and Tissue Engineering. 2019: 24-30.p

Ter haar g. Therapeutic ultrasound. *Eur J Ultrasound*. 1999; 9(1):3-9.

Szabo TL, Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out (Second Edition), Academic Press. 2014: 785-786.pp

- Uhlemann C, Heinig B, Wollina U. Therapeutic ultrasound in lower extremity wound management. *Int J Low Extrem Wounds*. 2003;2(3):152-7.
- Valentini EA, Maciel CD, D.SC. Parizotto NA. The importance of equipments accordance of therapeutic ultrasound with the NBR-IEC 1689. *Fisioterapia Brasil*. 7 (1):59-65, 2006.
- Bekerom MP, Windt DA, Ter RIET G, Heijden GJ, Bouter LM. Therapeutic ultrasound for acute ankle sprains. *Cochrane Database Syst Rev*. 2011; 15(6):CD001250.
- vieira SL, Tavan TZ, junior JE, carneiro AA, Paraffin-gel tissue-mimicking material for ultrasound-guided needle biopsy phantom. *Ultrasound Med Biol*. 2013; 39:2477-84.
- Watanabe K, Kouzaki M, Moritani T. Effect of aging on region-specific functional role and muscle geometry along human rectus femoris muscle. *Muscle Nerve*. 2017; 56(5):982-986.
- White PJ, Clement GT, Hynynen K. Longitudinal and shear mode ultrasound propagation in human skull bone. *Ultrasound Med Biol*. 2006; 32(7):1085-96.
- Wu Y, Zhu S, LV Z, Kan S, et al. Effects of therapeutic ultrasound for knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil*. 2019; 33(12):1863-1875.
- Xin z, Lin g, lei H, Lue TF, Guo Y. Clinical Applications of Low-Intensity Pulsed Ultrasound and Its Potential Role in Urology. *Transl Androl Urol*. 2016; 5(2):255-66.
- Yeğın T, Altan L, Aksoy MK. The Effect of Therapeutic Ultrasound on Pain and Physical Function in Patients with Knee Osteoarthritis. *Ultrasound Med Biol*. 2017; 43(1):187-194.
- Zeng HL, Yang TZH, Deng YY, Zhang YX, Ding GHL. Effectiveness of continuous and pulsed ultrasound for the management of knee osteoarthritis: a systematic review and network meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2014; 22(8):1090-9.
- Zhang C, Xie Y, Luo X, et al. Effects of therapeutic ultrasound on pain, physical functions and safety outcomes in patients with knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil*. 2016; 30(10):960-971.
- Ziskin MC. *Fundamental Physics of Ultrasound and Its Propagation in Tissue*. RadioGraphics. 1993; 13:705-709.