

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
CAMPUS CURITIBA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL – CPGEI**

ELTON DIAS JUNIOR

**Quantificação, Qualificação e Interação de Energia Sobre Tecidos
Biológicos no Processo Eletrocirúrgico de Ablação**

Tese de Doutorado

**CURITIBA
2019**

ELTON DIAS JUNIOR

**Quantificação, Qualificação e Interação de Energia Sobre Tecidos
Biológicos no Processo Eletrocirúrgico de Ablação**

Tese de doutorado apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Ciências. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Bertoldo Schneider Junior

Coorientador: Prof. Dr. Evaldo Ribeiro

CURITIBA
2019

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

Dias Junior, Elton

Quantificação, qualificação e interação de energia sobre tecidos biológicos no processo eletrocirúrgico de ablação [recurso eletrônico] / Elton Dias Junior. - 2019.
1 arquivo texto (153 f.): PDF; 8,93 MB.

Modo de acesso: World Wide Web

Título extraído da tela de título (visualizado em 16 dez. 2019)

Texto em português com resumo em inglês

Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba, 2019

Bibliografia: f. 128-134.

1. Engenharia elétrica - Teses. 2. Eletrocirurgia. 3. Espectroscopia óptica. 4. Instrumentos e aparelhos cirúrgicos. 5. Técnicas de ablação. 6. Ablação por radiofrequência. 7. Pele - Simulação. 8. Eletromagnetismo na medicina. 9. Eletromagnetismo - Efeito fisiológico. I. Schneider Júnior, Bertoldo. II. Ribeiro, Evaldo. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. IV. Título.

CDD: Ed. 23 – 621.3

Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba
Bibliotecário: Adriano Lopes CRB-9/1429

TERMO DE APROVAÇÃO DE TESE Nº 205

A Tese de Doutorado intitulada “**Quantificação, Qualificação e Interação de Energia sobre Tecidos Biológicos no Processo Eletrocirúrgico de Ablação**”, defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Elton Dias Júnior**, no dia **11 de novembro de 2019**, foi julgada para a obtenção do título de Doutor em Ciências, área de concentração **Engenharia Biomédica**, LINHA DE PESQUISA: SENSORES E INSTRUMENTOS DE APLICAÇÃO BIOMÉDICA e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Bertoldo Schneider Júnior - Presidente – (UTFPR)

Prof. Dr. Vitoldo Swinka Filho – (LACTEC/ UFPR)

Prof. Dr. Marcos Santos Hara – (IFPR)

Prof. Dr. Paulo José Abatti – (UTFPR)

Prof. Dr. Sérgio Francisco Pichorim – (UTFPR)

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 11 de novembro de 2019.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho àqueles que estiveram presentes, me ensinaram e me ajudaram em alguma etapa da minha vida... e partiram.

À minha Oma, Elisabeth, que em todos os momentos olhou para mim com amor e confiou que, apesar das dificuldades, eu conseguiria vencer. Dedico também ao meu Opa, Willibald, quem me ensinou a gostar de “*Jornada nas Estrelas*” e que em nossas longas conversas, sentados no jardim ou em nossas caminhadas, me direcionou para as ciências.

Ao meu pai Elton Dias, pela vida e pelo sustento. Mas principalmente, pelo amor e pela presença. Pelas correções através do exemplo e não com palavras vazias. Lembro-me do dia em que eu jogaria handebol, jogo importante marcado para o final da tarde, pois classificaria o CEFET para os jogos estaduais daquele ano. Após um dia difícil de procura por emprego e sem me avisar, lá estava meu pai sentado na arquibancada. Com poucos segundos de jogo marco o primeiro gol. Com ele sentado lá eu poderia levantar o Everest. Classificamos, jogamos o estadual e fomos campeões! Obrigado pai.

Ao meu tio Eugênio Harbar que, após me ver desenhando, nos primeiros períodos do curso Técnico em Mecânica no CEFET, me presenteou com instrumentos de desenho, réguas e compassos. Acho que nunca disse a ele o quanto isso significou para mim.

Ao professor René Robert, pelo exemplo científico. Dediquei o artigo publicado a ele. A quantidade de livros que ele possuía, sobre descargas elétricas em gases, era maior do que das bibliotecas que consultei. Eu e o Bertoldo jamais esqueceremos a batida que o René deu na mesa dizendo que o nosso trabalho era bom.

AGRADECIMENTOS

À minha família, pelo constante apoio que recebi durante esta longa e difícil fase do doutorado. À minha esposa Eliane pela compreensão de que eu não poderia participar de tudo constantemente. Obrigado por suportar minha ausência e os momentos de ansiedade, incertezas e principalmente os de mau humor. À minha mãe Margit, pelo esforço para que eu sempre pudesse estudar. E ao meu filho Ian, que tinha sete anos quando comecei o doutorado. Ian, você me ajudou a passar pelos momentos difíceis.

À UTFPR e à UFPR pelo uso dos laboratórios e utilização dos equipamentos. Agradeço à Fundação Araucária pelo período em que recebi a bolsa. Agradeço também ao IFPR – Campo Largo pelo período de afastamento parcial.

Ao meu orientador, Bertoldo Schneider Jr., por novamente ter confiado no meu trabalho, pelas preciosas orientações e pelo exemplo científico. Ao meu coorientador, Evaldo Ribeiro, que me recebeu na UFPR como um aluno do programa de pós-graduação daquela instituição. Obrigado pelas inúmeras horas de medição do espectro da faísca elétrica, pelas importantes orientações e conversas e principalmente pelo exemplo de dedicação ao ensino e à pesquisa.

Aos membros da Banca de Defesa, Marcos Santos Hara, Vitoldo Swinka Filho, Sérgio Francisco Pichorim e Paulo José Abatti, por aceitarem participar da avaliação do meu trabalho. A jornada acadêmica de cada um foi inspiração para mim.

Aos membros dos laboratórios de pesquisa. Aos colegas do BIOTA/UTFPR, que muitas vezes me ajudaram em medições e principalmente por suportarem os odores resultantes da ablação do chuchu e do porco. Aos colegas do GPOEF/UFPR, pela acolhida e ajuda em experimentos. Agradeço especialmente ao Gabriel Kavilhuka Metzger por ter calibrado o espectrofotômetro e pelas várias horas, na véspera do Natal, me ajudando nas medições dos espectros de absorção. Aos professores Alexandre Francisco e Pedro Gewerth do Laboratório de Óptica Biomédica – Nehos, pelo empréstimo da balança de precisão. À professora Leandra Ulbrich e a Mariane Campos do Laboratório de Ergonomia – LAERG, pelo empréstimo da câmera térmica. Aos professores André Luiz Régis Monteiro da UTFPR pelo programa do MATLAB® para o cálculo das potências elétricas da unidade eletrocirúrgica e ao professor Diego Tefili do IFPR, pelo programa MATLAB® para o cálculo da evolução temporal dos perfis térmicos.

E emocionado, agradeço aos meus alunos e ex-alunos dos cursos técnicos de Eletromecânica e Automação do IFPR – Campus Campo Largo. Pelo constante apoio, pelas palavras de incentivo e principalmente pelas aulas, nas quais todos nós crescemos, aprendemos e nos divertimos. Vocês serão/são grandes técnicos e excelentes profissionais. Obrigado pelos momentos em que estivemos juntos.

“Desistir... eu já pensei seriamente nisso, mas nunca me levei realmente a sério; é que tem mais chão nos meus olhos do que o cansaço nas minhas pernas, mais esperança nos meus passos do que tristeza nos meus ombros, mais estrada no meu coração do que medo na minha cabeça.”

Cora Coralina

“É muito melhor arriscar coisas grandiosas, alcançar triunfos e glórias, mesmo expondo-se à derrota, do que formar fila com os pobres de espírito que nem gozam muito nem sofrem muito, porque vivem nessa penumbra cinzenta que não conhece vitória nem derrota.”

Theodore Roosevelt

RESUMO

DIAS JR., Elton. **Quantificação, Qualificação e Interação de Energia Sobre Tecidos Biológicos no Processo Eletrocirúrgico de Ablação**. 153f. Tese de Doutorado - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2019.

Mesmo sendo um equipamento de múltiplas utilizações e de presença obrigatória em um centro cirúrgico, a unidade eletrocirúrgica, ou bisturi eletrônico, demanda um número maior de trabalhos de pesquisa sobre o seu funcionamento e principalmente sobre os seus efeitos no ambiente hospitalar. A faísca elétrica que se desenvolve entre o eletrodo ativo e a pele do paciente, e a forma com a qual ela se desenvolve, é responsável pelos efeitos desejáveis em um procedimento eletrocirúrgico, como por exemplo: o corte, a fulguração e a dessecação do tecido. Todavia, existem subprodutos da energia elétrica quando esta é transformada, já fluindo pelo tecido biológico, em outras formas de energia, como a radiante, a sonora e a térmica. E são estas três formas de energia e seus efeitos que são analisadas neste trabalho. Os experimentos simularam a pele humana através da utilização de tecidos comumente aceitos para estes estudos, como o chuchu (*Sechium edule*) e a carne de porco (*Sus scrofa domestica*). O espectro eletromagnético da faísca eletrocirúrgica foi determinado, desde o infravermelho próximo até o ultravioleta. O espectro revelou a alteração da atmosfera ao redor do eletrodo, que passou a ser formada também por constituintes do tecido ablado, como o sódio e o potássio. O espectro também revelou que há ultravioleta emitido em pequenas intensidades. A potência na emissão no ultravioleta foi de $(13 \pm 5) \mu\text{W}$ com o chuchu; $(4 \pm 2) \cdot 10^{-1} \mu\text{W}$ com a carne de porco e $(9 \pm 4) \cdot 10^1 \mu\text{W}$ entre a faísca entre metais. O ruído emitido pela faísca eletrocirúrgica está acima dos limites máximos estabelecidos pelas normas acústicas que regulam os níveis sonoros em centros cirúrgicos, 58 dB(A) com o chuchu e 67 dB(A) com a carne de porco, medidos a 50 cm da faísca elétrica durante o corte. Entretanto, o dano acústico determinado foi de 2%, e não é significativo no período de utilização da unidade eletrocirúrgica. A maior parcela de energia transformada desde a elétrica é a térmica, aproximadamente 56% em cortes realizados com o chuchu e 54% com a carne de porco. É esta quantidade de calor que aquece e vaporiza o tecido, promovendo a ablação. Outra parcela de calor flui pelo tecido e ocasiona os danos térmicos ao tecido adjacente ao corte. Os danos térmicos foram quantificados e qualificados com a utilização de uma câmera térmica. Os cortes realizados foram extensos e pontuais. Os experimentos revelaram que a ablação do tecido biológico em procedimentos eletrocirúrgicos está entre dois modelos teóricos que visam explicar a forma pela qual o tecido é vaporizado: o modelo de baixa temperatura e o modelo de alta temperatura. Os tempos de transição entre os modelos foram determinados e com o chuchu a transição ocorreu em 1,8 s, para 15% da água contida no tecido ablado sendo vaporizada e com a carne de porco a transição ocorreu em 1,3 s e para 45% de água contida no tecido sendo vaporizada. Cortes extensos e pontuais exibiram a transição entre estes dois modelos. Após os estudos de óptica, acústica e termologia, foi possível mapear as frações de potências transformadas a partir da potência elétrica.

Palavras chave: Eletrocirurgia. Faíscas eletrocirúrgicas. Espectro eletromagnético. Proteção radiológica. Dano térmico.

ABSTRACT

DIAS JR., Elton. **Quantification, Qualification and Interaction of Energy on Biological Tissues in the Electrosurgical Ablation Process**. 153p. Doctoral Thesis – Post-Graduate Program in Electrical Engineering and Industrial Informatics, Federal University of Technology – Paraná. Curitiba, 2019.

Even though it is a multipurpose equipment and mandatory in a surgical center, the electrosurgical unit, or electronic scalpel, requires a larger number of research works on its operation and especially on its effects on the hospital environment. The electrical spark that develops between the active electrode and the patient's skin, and the way it develops, is responsible for the desirable effects of an electrosurgical procedure, such as cutting, fulguration, and tissue desiccation. However, there are by-products of electric energy when it is transformed, already flowing through the biological tissue, into other forms of energy, such as radiant, sound and thermal. And these are the three forms of energy and their effects that are analyzed in this paper. The experiments simulated human skin through the use of tissues approved for these studies, such as chayote (*Sechium edule*) and pork (*Sus scrofa domestica*). The electromagnetic spectrum of the electrosurgical spark was determined from ultraviolet to near infrared. The spectrum revealed the alteration of the atmosphere around the electrode, which also formed constituents of the ablated tissue, such as sodium and potassium. The spectrum also revealed that there is ultraviolet emitted at small intensities. The power in ultraviolet emission was $(13 \pm 5) \mu\text{W}$ when using chayote; $(4 \pm 2) \cdot 10^{-1} \mu\text{W}$ when using pork and $(9 \pm 4) \cdot 10^1 \mu\text{W}$ between the spark and the metal electrodes. The noise emitted by the electrosurgical spark is above the maximum limits established by the acoustic standards that regulate sound levels in operating rooms, 58 dB (A) with chayote and 67 dB with pork, measured at 50 cm from the electric spark during the cut. However, the acoustic damage determined was 2%, and is not significant during the use of the electrosurgical unit. The largest portion of transformed energy from the electric energy is thermal, approximately 56% in cuts made with chayote and 54% with pork. It is this amount of heat that heats and vaporizes the tissue, promoting ablation. Another portion of heat flows through the tissue and causes thermal damage to the tissue adjacent to the cut. Thermal damage was quantified and qualified using a thermal camera. The cuts performed were extensive and punctual. The experiments revealed that ablation of biological tissue in electrosurgical procedures is between two theoretical models aimed at explaining the way in which tissue is vaporized: the low energy model and the high energy model. The transition times between the models were determined and with chayote the transition occurred at 1.8 s, for 15% of the water contained in the ablated tissue being vaporized and with pork the transition occurred at 1.3 s and for 45% of water contained in the tissue being vaporized. Extensive cuts show the transition between these two models. After the studies of optics, acoustics and thermology, it was possible to map the transformed power fractions from the electric power.

Keywords: Electrosurgery. Electrosurgical sparks. Electromagnetic spectrum. Radiological protection. Thermal damage.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 –	Utilização da unidade eletrocirúrgica, indicando o circuito percorrido pela corrente elétrica..	23
Figura 2 –	Formas de onda da tensão elétrica utilizadas em eletrocirurgia..	25
Figura 3 –	Ação das diferentes formas de onda sobre o tecido biológico.	26
Figura 4 –	Vacúolos remanescentes após a ablação..	27
Figura 5 –	Espectro de emissão do átomo de hidrogênio e a indicação da intensidade destas emissões	34
Figura 6 –	Espectro eletromagnético contínuo. A faísca elétrica e a atmosfera eletrocirúrgica emitem radiação desde o UV até o IV próximo.	35
Figura 7 –	Diagrama de fases da água.	48
Figura 8 –	Moléculas computacionais para a resolução da equação diferencial pelo método das diferenças finitas.	50
Figura 9 –	Molécula computacional utilizada para o método de Crank-Nicolson..	52
Figura 10 –	Ilustrações que associam o nível de queimadura e o dano estrutural ocorrido ao tecido biológico.	55
Figura 11 –	Carta psicrométrica.	57
Figura 12 –	Amostras de chuchu cortadas e o cortador utilizado para a padronização das dimensões das amostras.	58
Figura 13 –	Balança Ohaus-Explorer.	59
Figura 14 –	Placa de potência do bisturi elétrico. Eletrodo passivo, sobre o qual as amostras foram colocadas, e o eletrodo ativo, esférico com 2 mm de diâmetro..	61
Figura 15 –	Osciloscópio da Agilent Technologies modelo MSO6034A. Gerador de ondas.	61
Figura 16 –	Espectrômetro <i>Shamrock SR-303i</i> .	63
Figura 17 –	Medidor de Potência.	64
Figura 18 –	Espectrofotômetro.	64
Figura 19 –	Cortes feitos nos diferentes tecidos para o experimento de absorbância.	65
Figura 20 –	Óculos e luvas cirúrgicas.	65
Figura 21 –	Experimentos de luminescência.	66
Figura 22 –	Câmera Infravermelha – FLUKE®.	67

Figura 23 –	Software da câmera FLUKE® .	68
Figura 24 –	Exemplo de perfil de temperaturas obtido. O perfil de temperaturas corresponde a posição do marcador térmico mostrado na imagem térmica da Figura 23.	69
Figura 25 –	Sequência de fotos feitas com a FLUKE® de um corte extenso.	69
Figura 26 –	Sequência de fotos feitas com a FLUKE® de um corte pontual.	70
Figura 27 –	Caixa de acrílico e o termo-higrômetro.	71
Figura 28 –	Gráficos da umidade relativa do ar dentro da caixa de acrílico e da temperatura do ar em função do tempo.	72
Figura 29 –	Medidor de pressão acústica - Decibelímetro digital.	73
Figura 30 –	Espectro eletromagnético completo, obtido entre 210 nm a 1100 nm para faiscância em chuchu, carne de porco e metal (Al).	75
Figura 31 –	Espectro da faísca eletrocirúrgica na região do ultravioleta – UV, para experimentos realizados com o chuchu, a carne de porco e metal (Al).	77
Figura 32 –	Espectros de absorção de elementos de proteção utilizados por cirurgiões durante uma cirurgia.	80
Figura 33 –	Espectro da faísca eletrocirúrgica na região do visível – VIS, para experimentos realizados com o chuchu, a carne de porco e metal (Al).	81
Figura 34 –	Espectro da faísca eletrocirúrgica na região do infravermelho – IV, para experimentos realizados com o chuchu, a carne de porco e metal (Al).	82
Figura 35 –	Espectros de absorção da carne de porco (carne e pele) e do chuchu.	84
Figura 36 –	Absorção por unidade de espessura para a carne e pele de porco e para o chuchu.	85
Figura 37 –	Máximas profundidades alcançadas pela radiação nos tecidos orgânicos.	87
Figura 38 –	Pele humana em corte.	87
Figura 39 –	Luminescência do chuchu e da carne de porco.	89
Figura 40 –	Intensidades sonoras do ruído ambiente	92
Figura 41 –	Intensidades sonoras da faísca eletrocirúrgica.	92
Figura 42 –	Registro das potências elétricas em cada experimento realizado	94
Figura 43 –	Imagens térmicas do material ejetado, mostrando que o processo de ablação é explosivo.	96
Figura 44 –	A súbita expansão do vapor de água, contidos nas células e nos vacúolos, evidenciando a natureza explosiva da ablação.	97

Figura 45 –	Massa de vapor d'água formada durante o processo de ablação em função da massa ablada.	98
Figura 46 –	Quantidade de calor requerido no processo de ablação tecidual para 15% de vaporização da água contida no chuchu e 45% contida no porco	99
Figura 47 –	Quantidade de calor necessária para a ablação do chuchu.....	101
Figura 48 –	Quantidade de calor necessária para a ablação da carne de porco.	102
Figura 49 –	Diferença entre a energia elétrica entregue pela UE ao tecido e a quantidade de calor em função do tempo.	103
Figura 50 –	Diferença entre a energia elétrica entregue pela UE ao tecido e a quantidade de calor em função do tempo..	104
Figura 51 –	Porcentagem das diferenças entre a energia elétrica e a quantidade de calor necessária para a ablação em função do tempo de acionamento da UE..	105
Figura 52 –	Foto do corte extenso na carne de porco e a sequência de imagens mostrando a evolução temporal do gradiente de temperaturas durante e após o corte.....	108
Figura 53 –	Perfis térmicos em corte extenso na carne de porco.....	109
Figura 54 –	Perfil térmico ao longo do marcador térmico escolhido sobre o corte mostrado na Figura 53.....	110
Figura 55 –	Valor do dano térmico causado pela hipertermia..	111
Figura 56 –	Porcentagem de células mortas	111
Figura 57 –	Foto do corte pontual na carne de porco e a sequência de imagens mostrando a evolução temporal do gradiente de temperaturas durante e após o corte.....	111
Figura 58 –	Perfil térmico ao longo do marcador térmico mostrado na Figura 58. Este perfil exhibe o aquecimento e resfriamento da região e permite determinar o local e a espessura do dano térmico bem como a região que sofreu ablação..	113
Figura 59 –	Dano térmico causado ao tecido em função da posição em experimento realizado com a carne de porco.	113
Figura 60 –	Porcentagem de células mortas.....	115
Figura 61 –	Foto do corte extenso no chuchu e a sequência de imagens mostrando a evolução temporal do gradiente de temperaturas durante e após o corte.....	116
Figura 62 –	Perfis térmicos em diferentes instantes em função da posição no tecido.	116
Figura 63 –	Dano térmico em função da posição sobre o chuchu em corte extenso.....	117
Figura 64 –	Foto do corte pontual no chuchu e a sequência de imagens mostrando a evolução temporal do gradiente de temperaturas durante e após o corte.....	118

Figura 65 –	Perfis térmicos em diferentes instantes. As temperaturas apresentadas estão em função da posição no tecido, medido sobre o marcador térmico.	119
Figura 66 –	Dano térmico em função a posição sobre o tecido.	119
Figura 67 –	Mapeamento da potência elétrica em outras formas de potências características dos procedimentos eletrocirúrgicos.	120

LISTA DE TABELAS

Tabela 1:	Comprimentos de onda na faixa do UV e os limites de irradiância – <i>ICNIRP</i>	39
Tabela 2:	Irradiância efetiva e o tempo limite de exposição diária – <i>ICNIRP</i>	40
Tabela 3:	Exemplos de atividades comuns e os Níveis Sonoros associados.	42
Tabela 4:	Tempos limites diários (8h de exposição) em função do nível sonoro.	43
Tabela 5:	Associação entre a temperatura e o efeito fisiológico causado pela hipertermia no tecido biológico.....	47
Tabela 6:	Composição química dos tecidos biológicos para de 100 g de tecido.	59
Tabela 7:	Propriedades físicas dos materiais utilizados	60
Tabela 8:	Valores de potência para cada faixa da região do UV em experimentos realizados com o chuchu.	78
Tabela 9:	Valores de potência para cada faixa da região do UV em experimentos realizados com a carne de porco.....	78
Tabela 10:	Porcentagens de radiação transmitidas em cada um dos elementos de proteção - luvas e óculos.....	80
Tabela 11:	Porcentagem de radiação absorvida para diferentes profundidades no chuchu....	85
Tabela 12:	Porcentagem de radiação absorvida para diferentes profundidades na carne de porco.....	86
Tabela 13:	Porcentagem de radiação absorvida para diferentes profundidades na pele de porco.....	86
Tabela 14:	Variação de temperatura no chuchu para as profundidades máximas alcançadas pela radiação	88
Tabela 15:	Variação de temperatura da carne de porco para as profundidades máximas alcançadas pela radiação.....	88
Tabela 16:	Nível de intensidade sonora para o ruído da sala e da faísca elétrica em corte com o chuchu.....	90
Tabela 17:	Nível de intensidade sonora para o ruído da sala e da faísca elétrica em corte da carne de porco.....	91

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÔNIMOS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
AC	(<i>alternate current</i>) Corrente Alternada
a.C.	Antes de Cristo
ACGIH	Association Advancing Occupational and Environmental Health
<i>Blend</i>	Mistura das formas de onda para o corte e coagulação
CCD	<i>Charge-Coupled Device</i> (dispositivo de carga acoplada)
CNTP	Condições Normais de Temperatura e Pressão
DNA	(<i>deoxyribonucleic acid</i>) Ácido Desoxirribonucleico
DC	(<i>direct current</i>) Corrente Contínua
IARC	International Agency for Research on Cancer
ICNIRP	International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection
IEC	International Electrotechnical Commission
IV	Radiação Infravermelha
NBR	Denominação para a Norma Brasileira
NIOSH	National Institute for Occupational Safety and Health
rms	<i>Root mean square</i> (valor quadrático médio)
u.a.	Unidades arbitrárias
UE	Unidade Eletrocirúrgica (Bisturi Elétrico)
UFSP	Universidade Federal de São Paulo
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
UV	Radiação Ultravioleta
VIS	Radiação Visível
WHO	World Health Organization

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado	Unidade
A	Absorbância	[adimensional]
B_{ef}	Irradiância efetiva	[W/m ²]
B_{λ}	Irradiância espectral	[W/m ²]
c_p	Calor específico do tecido a pressão constante	[J.kg ⁻¹ .°C ⁻¹]
D	Dose acústica	[%]
d	Raio da emissão, radiante e sonora	[m]
E_a	Energia de ativação	[J/mol]
E_i	Energia radiante inicial	[J]
E_f	Energia radiante final	[J]
f_c	Frequência de colisões	[s ⁻¹]
G	Área	[m ²]
h	Constante de Planck ($h = 6,626 \times 10^{-34}$)	[J.s]
h_c	Coefficiente de transferência de calor por convecção	[W.m ⁻² .K ⁻¹]
k	Constante de condutividade térmica do tecido	[W.m ⁻¹ .K ⁻¹]
L	Calor Latente	[J/kg]
M	Porcentagem de células mortas	[%]
m	Massa	[kg]
m_{AR}	Massa de ar seco	[kg]
m_V	Massa de vapor	[kg]
m_{VS}	Massa de vapor saturado	[kg]
$N_C(0)$	Células sadias existentes antes do evento térmico	
$N_C(t)$	Células sadias existentes após o evento térmico	
n	Número de mols (quantidade de matéria)	[mol]
P_R	Potência radiante	[W]
P_S	Potência Sonora	[W]
p	Pressão ambiente	[Pa]
q_L	Quantidade de calor latente	[J]
q_S	Quantidade de calor sensível	[J]

\dot{q}	Fluxo de calor	[W]
R	Constante universal dos gases ($R = 8,314$)	[J.mol ⁻¹ .K ⁻¹]
r	Raio de um corte pontual	[m]
S(λ)	Efetividade espectral	[adimensional]
T	Temperatura absoluta	[K]
T _{amb}	Temperatura do ambiente	[K]
T _{CRÍT}	Temperatura crítica ($d\Omega/dt = 1$)	[K]
T _{sup}	Temperatura da superfície do tecido	[K]
T _{TH}	Temperatura limite	[K]
t _{MÁX}	Tempo máximo de exposição à: radiação, som ou calor.	[s]
t(min)	Tempo de exposição ao ruído, em minutos	[min]
t _n	Tempo limite de tolerância para um ruído contínuo e intermitente	[h]
UA	Umidade absoluta	[g/kg]
UR	Umidade relativa	[%]
V	Volume ocupado pelo vapor	[m ³]
V _{Ar Seco}	Volume de ar seco	[m ³]
x	Profundidade alcançada pela radiação no tecido.	[m]
x _{Máx.}	Profundidade máxima alcançada pela radiação no tecido.	[m]
α	Coeficiente de absorção	[m ⁻¹]
β	Nível sonoro	[dB]
γ	Número de Fourier	[adimensional]
ΔT	Variação de temperatura	[°C]
Δt	Intervalo de tempo	[s]
Δx	Tamanho da grade (célula computacional – Crank Nicolson)	[mm]
$\Delta \lambda$	Largura da faixa espectral	[nm]
δ	Difusidade Térmica	[m ² /s]
ε	Emissividade do material em relação a um corpo negro	[adimensional]
η	Intensidade final (radiação, som)	[W/m ²]
η_0	Intensidade inicial (radiação, som)	[W/m ²]
Λ_n	Tempo de exposição a determinado ruído	[h]
λ	Comprimento de onda	[nm]
ν	Frequência da radiação emitida	[Hz]

ρ	Massa específica	(kg/m ³)
σ	Constante de Boltzmann ($\sigma = 5,67 \times 10^{-8}$)	[W/m ² .K ⁴]
τ	Transmitância	[adimensional]
φ	Ângulo sólido	[esferorradiano]
Ω	Parâmetro de dano térmico	[adimensional]
ω	Razão de mistura	[adimensional]

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	22
1.1	MOTIVAÇÃO	22
1.2	REVISÃO DA LITERATURA	24
1.2.1	Eletrocirurgia.....	24
1.2.2	Ablação do Tecido Biológico.....	26
1.2.3	Dano por Absorção da Radiação	28
1.2.4	Dano Térmico.....	28
1.2.5	Dano Acústico	28
1.3	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	29
1.4	OBJETIVOS.....	30
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	32
2.1	A ELETROCIRURGIA	32
2.2	PROPRIEDADES ÓPTICAS.....	33
2.2.1	Radiações	33
2.2.2	Espectrometria.....	33
2.2.3	Potência Luminosa.....	36
2.2.4	Absorbância e Transmitância	37
2.2.5	Luminescência.....	37
2.2.6	Aquecimento do Tecido Biológico por Absorção da Radiação	38
2.2.7	Limites de Exposição à Radiação Ionizante.....	38
2.3	PROPRIEDADES ACÚSTICAS	41
2.4	PROPRIEDADES TÉRMICAS	44
2.4.1	Transferência de Calor por Irradiação	44
2.4.2	Transferência de Calor por Convecção.....	45
2.4.3	Transferência de Calor por Condução	45
2.4.4	Quantidades de Calor Sensível e Calor Latente	46
2.4.5	Mecanismos de Ablação do Tecido Biológico.....	47
2.4.6	Propagação de Calor pelo Tecido Biológico – A Equação de Condução de Calor.....	49
2.4.7	Determinação do Parâmetro de Dano e das Dimensões do Dano Tecidual Causado pela Hipertermia.....	53

2.4.8	Umidade, Umidade Relativa e Umidade Absoluta do Ar	56
3	METODOLOGIA	58
3.1	AMOSTRAS	58
3.2	EQUIPAMENTOS DE ELETROCIRURGIA	60
3.2.1	Placa de Potência – Unidade Eletrocirúrgica	60
3.2.2	Medidas de tensão e corrente elétricas.....	60
3.3	TÉCNICAS ÓPTICAS	62
3.3.1	Medidas Espectrais	62
3.3.2	Medidas da Potência Luminosa Total.....	64
3.3.3	Absorbância.....	64
3.3.4	Luminescência.....	66
3.4	MEDIÇÕES TÉRMICAS	67
3.4.1	Perfil Térmico: Câmera Infravermelha	67
3.4.2	Propagação de Calor pelo Tecido Biológico.....	70
3.5	QUANTIDADE DE VAPOR D’ÁGUA LIBERADO DURANTE O CORTE ELETROCIRÚRGICO	71
3.6	MEDIÇÕES ACÚSTICAS	72
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	74
4.1	EXPERIMENTOS ÓPTICOS.....	74
4.1.1	Características Ópticas da Faísca Eletrocirúrgica	74
4.1.2	Radiação Ultravioleta.....	76
4.1.3	Radiação Visível.....	81
4.1.4	Radiação Infravermelha	82
4.1.5	Determinação do Coeficiente de Absorção e da Profundidade Alcançada pela Radiação nos Tecidos Biológicos.	83
4.1.6	Variação de Temperatura dos Tecidos Biológicos por Absorção da Radiação	88
4.1.7	Luminescência - Emissão Luminosa dos Tecidos Estudados	89
4.2	EXPERIMENTOS ACÚSTICOS.....	90
4.2.1	Nível, Intensidade e Potência da Faísca Eletrocirúrgica.....	90
4.2.2	Dose Acústica da Faísca Eletrocirúrgica.....	93
4.3	EXPERIMENTOS TÉRMICOS.....	93
4.3.1	Calorimetria da Ablação do Chuchu e da Carne de Porco.....	93

4.3.2	A Vaporização da Água no Processo de Ablação	97
4.3.3	A Transferência de Calor para o Tecido	107
4.3.4	Validação da Utilização das Imagens Térmicas da FLUKE® através do Método das Diferenças Finitas.....	107
4.3.5	Cortes Extensos e Pontuais na Carne de Porco e no Chuchu	108
4.4	MAPEAMENTO ENERGÉTICO EM PROCEDIMENTOS ELETROCIRÚRGICOS.....	120
5	CONCLUSÕES	123
6	CONTINUIDADE DA PESQUISA	126
7	PUBLICAÇÕES	127
7.1	EM REVISTAS INTERNACIONAIS.....	127
7.2	CAPÍTULO DE LIVRO	127
7.3	TRABALHOS COMPLETOS EM ANAIS DE EVENTOS DA ÁREA	127
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	128
	APÊNDICES	135
	APÊNDICE A.....	136
	APÊNDICE B.....	136
	APÊNDICE C.....	143
	APÊNDICE D.....	147

1 INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÃO

Em um centro cirúrgico, a unidade eletrocirúrgica é frequentemente utilizada nas intervenções cirúrgicas no lugar do bisturi mecânico. No entanto, a compreensão dos aspectos básicos de seu funcionamento ainda é incompleta (VILOS e RAJAKUMAR, 2013) e a partir desta incompletude de conhecimento, podem ocorrer acidentes. Existe, por exemplo, a preocupação de que em procedimentos eletrocirúrgicos, pacientes, médicos e enfermeiros corram riscos de queimaduras (WEBSTER, 1988).

Unidades eletrocirúrgicas podem realizar o corte, a coagulação do sangue, a dessecação ou a fulguração do tecido biológico. Estas unidades operam com saídas em AC, com tensões entre 200 Vp e 8000 Vp (em modelos antigos, como os eletrocautérios) e com frequências entre 200 kHz até 5 MHz, conforme as normas NBR IEC 60601-1 e NBR IEC 60601-2-2. Nesta faixa de frequências não ocorrem as eletroneuroestimulações nervosas. Este fato é conhecido desde 1891 quando o inventor do galvanômetro, Jacques Arsène d'Arsonval, descobriu que o corpo humano não era eletroneuroestimulado quando percorrido por correntes elétricas com frequências superiores a 10 kHz (GOLDWYN, 1979; GLOVER, BENDICK e LINK, 1978). D'Arsonval passou através do corpo de dois voluntários uma corrente elétrica de 3 A, com frequência de 500 kHz, que relataram terem sentido apenas um leve aquecimento. Eles seguravam uma lâmpada de 100 W que brilhou intensamente (GEDDES e ROEDER, 2003).

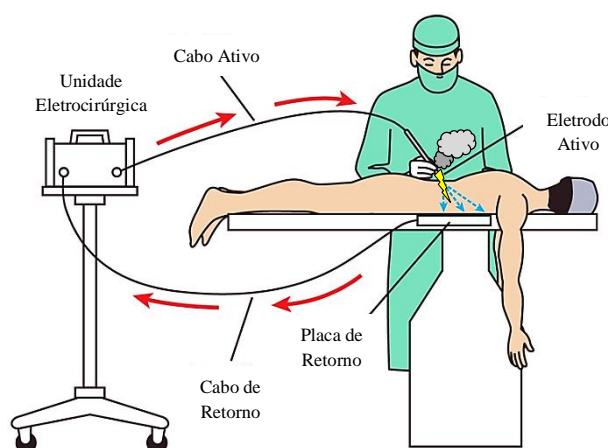
Durante o uso de uma unidade eletrocirúrgica, a energia elétrica chega ao tecido através da faísca elétrica que é deflagrada entre a ponta do eletrodo ativo e o tecido, que é colocado sobre uma placa metálica (eletrodo passivo), como ilustrado na Figura 1, e é transformada em outras formas de energia, como a radiante, a sonora e a térmica.

Na literatura existem trabalhos que evidenciam preocupações com queimaduras devidas ao funcionamento do bisturi ou até mesmo devido a falhas de operação e cuidados aos procedimentos eletrocirúrgicos (SCHNEIDER, DIAS e ABATTI, 2010; SCHNEIDER e ABATTI, 2008; BRITO, 2007; WICKER, 2000).

No entanto, não pode ser encontrada na literatura a preocupação por danos que possam ser causados pela exposição das formas de radiação emitidas pela faísca eletrocirúrgica. Principalmente sobre a pele e sobre os olhos dos profissionais da saúde que, constantemente, estão expostos ao ambiente hospitalar e suas adversidades. Tampouco, no caso dos pacientes,

sobre a incidência da radiação no tecido exposto pela ablação eletrocirúrgica. Ablação eletrocirúrgica significa a remoção ou destruição de tecido por ação do aquecimento e vaporização. Artigos sobre proteção ao ultravioleta, por exemplo, quase sempre se referem ao ultravioleta (UV) emitido pelo Sol, ou emitido por soldas em metais. E não por outras fontes.

Figura 1 – Ilustração da utilização da unidade eletrocirúrgica, indicando o circuito percorrido pela corrente elétrica. A energia elétrica, transportada pela faísca eletrocirúrgica, é transformada em outras formas de energia, como a térmica, a sonora e a radiante.



Fonte: Adaptado de LAZZARI, 2013.

Nas soldas elétricas entre metais sabe-se existir intensa emissão de UV (MOTA, 2011; SOUZA, 2013). Essa é a radiação que causa queimaduras nos olhos e face de operadores que não usam os filtros adequados. Se em eletrocirurgia os níveis de emissão de UV forem uma parcela significativa dos encontrados nas soldas metálicas, o paciente e o cirurgião podem receber doses indesejadas desta radiação. É importante ressaltar que o paciente também receberá esta dose de radiação em tecido exposto em função da ablação da pele. Os níveis de emissão do ultravioleta devem ser quantificados, os riscos devem ser avaliados e as devidas precauções de proteção indicadas.

Além das emissões de radiação, a faísca elétrica, ao promover o corte do tecido biológico, o aquece. Esta quantidade de calor se propaga pelo tecido não ablado e causa a variação de temperatura. Este aumento de temperatura pode causar desnaturação nas células que permaneceram no tecido e provocar danos térmicos. Os níveis de danos e suas extensões devem ser determinados, a fim de tornar a eletrocirurgia mais segura quando utilizada próximo de tecidos mais sensíveis e que não possam sofrer danos (BOURDON, NELSON-CHEESEMAN e ABRAHAM, 2017). Os mecanismos térmicos que culminam com a ablação

do tecido biológico podem ocorrer em diferentes níveis. Podem ser explosivos e causar uma destruição tecidual além da necessária para a realização do corte eletrocirúrgico (TULEIMAT, 2010; VERDAASDONK, BORST e GEMERT, 1990).

Parte da energia elétrica também é transformada em energia sonora. Há uma emissão sonora característica da faísca elétrica se propagando pelo ar ao promover a explosão do tecido biológico através da vaporização da água. Mesmo sabendo que a quantidade de energia sonora deva ser muito pequena, é interessante para o mapeamento da energia da faísca eletrocirúrgica e suas consequências, que a intensidade dessa emissão seja medida. Também é importante situar o nível sonoro da faísca entre os intervalos permitidos pela norma em ambientes hospitalares, mais precisamente, em salas cirúrgicas.

1.2 REVISÃO DA LITERATURA

1.2.1 Eletrocirurgia

A utilização de fontes térmicas em procedimentos curativos data desde os períodos pré-históricos ~7.500 a.C., quando pedras eram aquecidas e colocadas em feridas para conter o sangramento, ou seja, realizavam a hemostasia local (MASSARWEH, COSGRIFF e SLAKEY, 2006). Há também registros em papiros egípcios que datam de ~3.000 anos a.C., descrevendo a utilização de uma “broca de fogo” utilizada para retirar tumores queimando-os (ULMER, 2007). Na Grécia no ano 400 a.C., Hipócrates, considerado o “Pai da Medicina”, descreve a utilização do cautério para tratamento de hemorroidas (ADAMS, 2014). Não se deve confundir a cauterização com os processos eletrocirúrgicos. Na cauterização a corrente elétrica aquece o bisturi ou pinça que transfere calor ao tecido promovendo a hemostasia. Na eletrocirurgia é a energia da corrente elétrica que atravessa o tecido e é transformada em calor, resultando na variação de temperatura local.

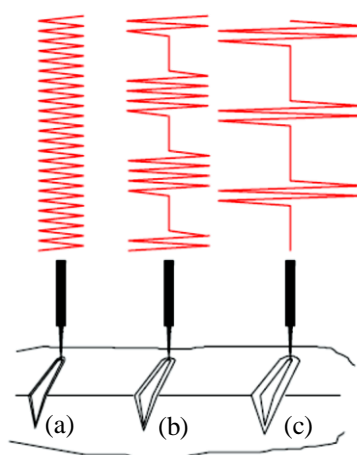
Em 1786, Luigi Galvani, um médico italiano, descobriu acidentalmente que uma corrente elétrica é capaz de promover eletroestimulação muscular. Ele pendurou pernas de rãs em ganchos de cobre e os prendeu em barras de ferro (BRESADOLA, 1998; PICCOLINO, 2006). Dos trabalhos de Galvani nasceu a Eletrofisiologia.

Apesar da corrente elétrica promover a estimulação dos nervos, Morton, em 1881 mostrou que correntes elétricas em AC com frequência de 100 kHz passam pelo corpo humano sem causar estes efeitos indesejados (MORTON, 1881).

Em 1914, William T. Bovie, um botânico da Universidade de Michigan, teve acesso a um gerador de alta frequência. Em conjunto com a companhia Liebel-Flarsheim manufaturaram um gerador comercial, para utilização médica. Em 1926, o médico Harvey Cushing pediu auxílio na utilização da unidade cirúrgica de alta frequência em um procedimento médico, uma cirurgia intracraniana. Bovie e Cushing permaneceram trabalhando juntos por dois anos melhorando o equipamento utilizado em procedimentos eletrocirúrgicos (ULMER, 2007).

Neste século de utilização a unidade eletrocirúrgica (UE) passou por modificações e atualmente é capaz de realizar várias tarefas. Operando entre frequências que vão desde 200 kHz até 5 MHz e com potências variando entre 30 W a 300 W, é possível realizar, além do corte eletrocirúrgico, a coagulação/fulguração e a dessecção do tecido. Também é possível ajustar a tensão e os tempos de aplicação da onda (corrente elétrica) ao tecido, promovendo assim uma mistura (*blend*) entre corte e coagulação (uma vez que o corte está relacionado ao valor eficaz e a profundidade de coagulação ao fator de crista, que é o valor de pico sobre o valor eficaz). A Figura 2 relaciona os formatos de onda com o ciclo desejado.

Figura 2 – Formas de onda da tensão para as mesmas potências rms. Diferentes formas de onda produzem diferentes efeitos sobre a ablação do tecido, como diferentes profundidades de coagulação. O corte (a) é realizado com a unidade eletrocirúrgica ativa o tempo todo e em menores intensidades de tensão. Em (b) e (c) as ondas promovem o mesmo corte, mas com níveis de coagulação em diferentes profundidades respectivamente.



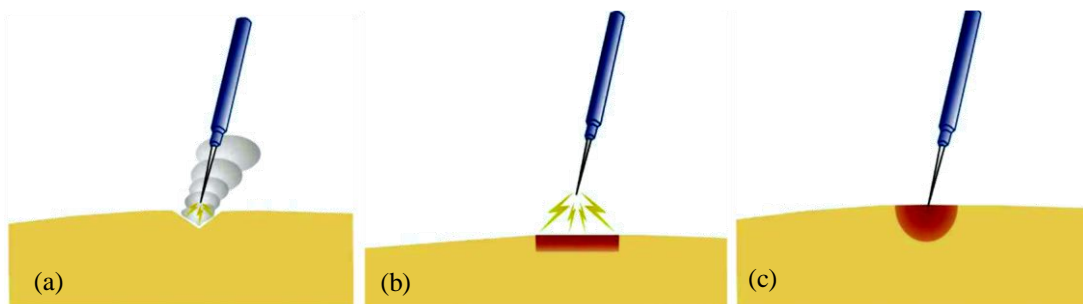
Fonte: Adaptado de SCHNEIDER, 2005.

O corte, mostrado na Figura 2 (a), é realizado com a onda sem modulação. A fulguração ou coagulação pura, mostradas em (b) e (c) são realizadas com apenas uma fração de tempo com a onda ativa em maior amplitude, e neste intervalo de tempo o tecido é aquecido. Durante o período inativo da UE o tecido resfria e este procedimento leva a

diferentes profundidades de coagulação do sangue. Esta técnica promove diferentes níveis de hemostasia e precisão durante a ablação (PALANKER, VANKOV e HUIE, 2008; ULMER, 2007; VILOS e RAJAKUMAR, 2013). A Figura 3 ilustra as três técnicas.

Apesar dos anos de utilização, estudos e avanços das técnicas eletrocirúrgicas, ainda ignoramos vários aspectos dos princípios básicos que envolvem o desenvolvimento da faísca, da ablação do tecido e do próprio funcionamento das unidades eletrocirúrgicas (VILOS e RAJAKUMAR, 2013; TULEIMAT, 2010).

Figura 3 – Ação das diferentes formas de onda sobre o tecido biológico, em (a) o corte (ablação); em (b) a fulguração e em (c) a dessecação.



Fonte: MASSARWEH, COSGRIFF e SLAKEY, 2006.

1.2.2 Ablação do Tecido Biológico

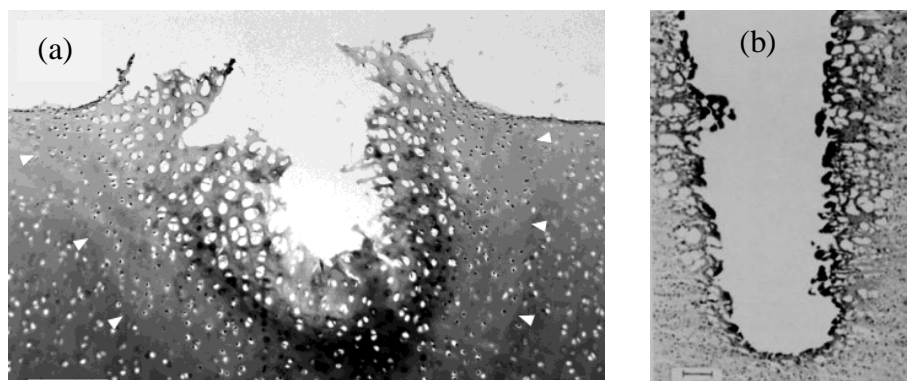
A ablação é a destruição do tecido em função do aumento de temperatura até a sua vaporização. A ablação ocorre no local onde a corrente elétrica está mais concentrada, *i.e.* na região onde a densidade de corrente elétrica é maior.

Em temperaturas acima de 60 °C ocorre a desnaturação das proteínas. A vaporização ocorre para valores acima de 100 °C. Para valores entre 100 °C e 300 °C tem início a decomposição das moléculas orgânicas, resultando a carbonização do tecido (pirólise e combustão). Entre 300 °C e 1000 °C ocorre a vaporização do tecido restante (que não é água), como por exemplo, os ossos (VERDAASDONK, BORST e GEMERT, 1990).

Com o aumento da temperatura, parte da água vaporizada e confinada sob o tecido biológico passa a formar bolhas de vapor, a pressão nestas bolhas pode chegar a valores entre 2 a 10 vezes a pressão atmosférica, o que eleva a temperatura de vaporização da água para

valores entre de 120 °C e 180 °C (TULEIMAT, 2010). Estas bolhas são chamadas de vacúolos e podem atingir 200 µm de extensão. Os vacúolos podem ser vistos na Figura 4 (a) e (b), que apresenta o tecido ablado. Em (a) o corte foi realizado com laser pulsado com incidência total de 200 µs com entrega de energia de 1000 mJ. E em (b) o corte foi realizado de forma contínua com laser Nd-Yag. Os comparativos entre a ablação elétrica e a laser podem ser realizados, pois, segundo Tuleimat, os mecanismos termodinâmicos que ocorrem nos tecidos biológicos são similares (TULEIMAT, 2010).

Figura 4 – Vacúolos remanescentes após a ablação. A existência destes vacúolos torna a ablação explosiva, pois a vaporização ocorre muito rapidamente e nem toda a água contida muda a fase. A outra fração da água é apenas aquecida e arremessada para fora ainda na fase líquida. As setas na figura 4(a) indicam a região de dano térmico. A região escura do tecido é a região onde houve carbonização. A barra na figura 4(b) tem 100 µm de extensão.



Fontes: (a) VOGEL E VENUGOPALAN, 2003 e (b) VERDAASDONK, BORST e GEMERT, 1990.

O rompimento abrupto destes vacúolos ocorre sem que toda água em seu interior tenha sido vaporizada. O rompimento do vacúolo é explosivo e emite um som característico. Por isso, o fenômeno é chamado de “*popcorn effect*”. Após o rompimento, a temperatura local decresce rapidamente para 100 °C (TULEIMAT, 2010; VERDAASDONK, BORST e GEMERT, 1990; WELCH *et al.*, 1987; WELCH e GEMERT, 2011).

Tuleimat sugere que existem discrepâncias na forma em que se emprega a termodinâmica nos processos de ablação em eletrocirurgia. Ele indica a possibilidade de existência de dois modelos: o primeiro ele intitula de modelo de alta temperatura e o segundo de modelo de baixa temperatura. No modelo de alta temperatura se supõe que toda a água contida no tecido é vaporizada, o que acarreta no corte (TULEIMAT, 2010; HONIG, 1978). No modelo de baixa temperatura se supõe que apenas 1% da água contida numa célula é vaporizada (PEARCE, 1986). Todavia, este valor não se sustentou em trabalhos posteriores (TULEIMAT, 2010).

1.2.3 Dano por Absorção da Radiação

A radiação ultravioleta, por possuir a maior frequência dentre as estudadas (visível e infravermelho) transporta a maior quantidade de energia por fóton emitido. Em certas doses, a radiação UV pode ser prejudicial se absorvida pelo olho, causando catarata, por exemplo, e é também prejudicial à pele, causando câncer e até mesmo danos estruturais em moléculas do DNA (AKRAM e RUBOCK, 2005; SLINEY, 2000). Também pode causar queimaduras, motivo pelo qual se recomenda passar protetor solar quando se está na praia, exposto ao ultravioleta emitido pelo Sol, por exemplo.

1.2.4 Dano Térmico

Sobre o tecido adjacente ao ablado também incide calor. Durante o período de aquecimento e resfriamento, o tecido sofre danos térmicos. Os níveis de dano variam com a variação de temperatura ocorrida em cada posição, medida a partir da fronteira ablada, e também em função do intervalo de tempo entre as fases de aquecimento e resfriamento (VOGEL e VENUGOPALAN, 2003). Os danos térmicos podem ser qualificados e quantificados desde o limite da região ablada (borda do corte), que sofreu queimaduras de terceiro grau, indo em direção ao tecido sadio, passando pela região de carbonização e da mudança da birrefringência do tecido (PEARCE *et al.*, 1993; THOMSEN, PEARCE e CHEONG, 1994), até a região de vermelhidão da pele, onde há a ocorrência de queimaduras de primeiro grau e vasodilatação (BOURDON, NELSON-CHEESEMAN e ABRAHAM, 2017; DAVALOS, MIR e RUBINSKY, 2005).

1.2.5 Dano Acústico

Ruídos acústicos são oriundos de fontes oscilantes que se sobrepõe a outros sons. A diferenciação do que é som ou ruído é subjetiva. Todavia, o som é associado ao que se deseja ouvir e o ruído está associado a sons indesejáveis. A exposição aos ruídos promove o estresse, com aumento de adrenalina e cortisol e pode promover a hipertensão arterial (ANDRADE *et al.*, 2016).

As normas recomendam para ambientes hospitalares valores máximos de 45 dB(A) recomendados pela United States Environmental Protection Agency (1974) e pela ABNT

(1987), assim como a World Health Organization (1993) que recomenda até 40 dB(A) para o período diurno e de 35 dB(A) para o período noturno. Segundo Pereira:

“O ruído afeta o estado psicológico dos indivíduos que estão dentro da UTI, causando perturbação do sono, e desorientação nos pacientes e ansiedade nas enfermeiras mais susceptíveis” (PEREIRA *et al.*, 2003).

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

No capítulo 2 são apresentados os objetivos deste trabalho. No capítulo 3 é apresentada a fundamentação teórica em cada passo dado, na eletrocirurgia, na óptica, na acústica e na termologia. São descritos os princípios físicos da espectroscopia e como ocorre a emissão luminosa da faísca elétrica e a obtenção do espectro eletromagnético através da utilização do espectroscópio. Também são explicados os processos de obtenção da absorvância através da utilização do espectrômetro e os processos de obtenção do espectro de luminescência dos tecidos utilizados. Na etapa acústica são descritos conceitos como intensidade, potência e nível sonoro. No estudo térmico são descritas as formas de propagação do calor e a determinação das quantidades de energia necessárias para o aquecimento e a vaporização das massas ablatadas. Neste tópico também se discute a umidade relativa, umidade absoluta e a razão de mistura, grandezas que auxiliaram na determinação da fração da massa de água do tecido que foi vaporizada. Após, no capítulo 4, é descrita a metodologia adotada em cada etapa: desde a preparação das amostras de tecido, incluindo a apresentação dos equipamentos utilizados nos estudos em óptica, acústica e termologia e como foram realizadas as medidas em cada um dos experimentos. No capítulo 5 são apresentados os resultados e feitas as discussões sobre as medidas realizadas na óptica, na termologia e na acústica. No capítulo 6 são apresentadas as conclusões que puderam ser obtidas a partir dos resultados em cada um dos experimentos. No capítulo 7 são descritos os trabalhos futuros que podem ser previstos através dos resultados apresentados. No capítulo 8 são apresentadas, de forma resumida, as publicações sobre o assunto até este momento. Na última parte estão listados as referências bibliográficas e o apêndice.

1.4 OBJETIVOS

A deflagração da faísca eletrocirúrgica ocorre através da quebra de rigidez dielétrica através do surgimento de um fino canal ionizado no meio onde deverá se desenvolver. Até então, nos trabalhos revisados, sempre se considerou este meio como sendo o ar e seus constituintes. No entanto, o processo de ablação do tecido biológico pode contaminar este meio com o material ejetado, alterando as características dielétricas do meio entre os eletrodos ativo e passivo. O espectro eletromagnético da emissão da radiação desta atmosfera e da descarga elétrica pode revelar as partículas que passaram a compor este espaço por onde a faísca elétrica deve evoluir.

O espectro da faísca pode ainda revelar em quais faixas espectrais ocorrem as emissões de radiação, bem como as energias envolvidas (HINDE e BIRTWHISTLE, 2008; YU, KARAL'NIK e TRUSHKIN, 2001). Dependendo das doses absorvidas pela pele e olhos do cirurgião e do paciente, estas emissões podem ser prejudiciais à saúde de ambos. A detecção de UV, a emissão espectral de maior energia, requer maior atenção por ser uma radiação ionizante. O tempo limite de exposição a este nível de radiação deve ser considerado segundo as normas de proteção radiológica.

Medições do nível sonoro e da intensidade sonora no processo de ablação são necessárias para a determinação da potência sonora na emissão deste ruído e para verificar se ele está dentro dos intervalos sonoros seguros, previstos pelas normas acústicas em ambientes hospitalares.

O corte eletrocirúrgico é realizado pela destruição térmica do tecido biológico. Os perfis térmicos sobre o tecido durante e após a ablação podem ser medidos através da utilização de uma câmera térmica. Assim, o nível de destruição celular e os danos causados ao tecido não ablado e a porcentagem de células mortas em diferentes camadas de tecido podem ser determinados.

Com base nas questões discutidas acima, o **objetivo geral** deste trabalho é: investigar e quantificar óptica, acústica e termicamente as diversas transformações de energia, a partir da energia elétrica entregue pela unidade eletrocirúrgica e avaliar as consequências fisiológicas destas transformações sobre todos os envolvidos na prática eletrocirúrgica. Os objetivos específicos são:

- Quantificar a potência da emissão da radiação eletromagnética. Determinar em quais comprimentos de onda ocorrem as emissões. Medir as intensidades de cada faixa espectral;
- Determinar se há uma “atmosfera eletrocirúrgica” diferente da composição do ar, por onde a faísca elétrica se desenvolve;
- Havendo emissão de UV, medir suas intensidades e averiguar quais devem ser os procedimentos de proteção segundo as normas;
- Medir os níveis sonoros e avaliar a potência na emissão de ondas sonoras durante o processo de faiscância. Determinar a dose acústica e quantificar o tempo de exposição seguro ao som da faísca elétrica no ambiente hospitalar;
- Estudar a transformação da energia elétrica em calor e as derivações que resultam da ablação do tecido;
- Determinar a espessura e o grau de dano térmico causado sobre o tecido remanescente, adjacente ao ablado;
- Quantificar a porcentagem de células mortas em diferentes camadas do tecido biológico não ablado; e
- Realizar o mapeamento percentual das transformações energéticas.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 A ELETROCIRURGIA

A eletrocirurgia pode promover o corte da pele, e de tecidos mais profundos, bem como promover a fulguração, a dessecação e a coagulação do tecido biológico através da faísca eletrocirúrgica, que se desenvolve entre o eletrodo ativo metálico e o tecido biológico. Para o corte do tecido, a corrente elétrica, ao dissipar energia na forma de calor, promove a destruição térmica das células. Existem várias vantagens nesta técnica, pois o paciente fica menos tempo sob a influência de anestésicos. Há menor perda de sangue, pois beneficia a coagulação. E não há transferência de tecido ruim para o tecido são como ocorre com o uso do bisturi com lâmina (SCHNEIDER, 2005). Ao beneficiar a recuperação pós-operatória, diminui o tempo de permanência em leitos hospitalares, e assim diminui a possibilidade de se contrair infecções hospitalares.

Segundo as normas NBR IEC 60601-1 e NBR IEC 60601-2-2, as frequências das ondas de tensão devem estar compreendidas entre 200 kHz e 5 MHz. Para valores abaixo deste limite ocorrem indesejadas eletroestimulações dos nervos e músculos do paciente e acima ocorrem efeitos capacitivos e indutivos no circuito elétrico ao qual o paciente e o cirurgião estão submetidos (SCHNEIDER e ABATTI, 2008).

Em 1900, John Sealy Eduard Townsend desenvolveu estudos sobre a quebra de rigidez dielétrica em meios gasosos. Ele descobriu um mecanismo de ionização chamado de “avalanche de elétrons”. Este modelo é apropriado para explicar como ocorre a ionização do meio entre o bisturi e o tecido biológico (BRUCE, 1950; DIAS, 2009). A ionização é uma condição necessária para a ocorrência da faísca elétrica que causa a ablação do tecido. Porém o número de elétrons não é o mesmo em cada semi-ciclo de tensão. Esta assimetria ocorre em função do campo elétrico, criado entre o bisturi e o tecido, não ser uniforme e nem simétrico. Isto acarreta uma tensão DC no circuito do paciente (ou uma corrente caso o circuito do paciente não tenha um capacitor em série), que carrega o capacitor de proteção do circuito, e que pode, durante um procedimento eletrocirúrgico, causar graves queimaduras em sua pele, ou eletroneuroestimulações indesejadas durante a cirurgia (SCHNEIDER, DIAS e ABATTI, 2010; DIAS, SCHNEIDER e RIBEIRO, 2019).

2.2 PROPRIEDADES ÓPTICAS

2.2.1 Radiações

A natureza da luz (e das radiações) foi descoberta por Maxwell em 1862. Um conjunto de equações, hoje conhecidas como Equações de Maxwell, mostrou a possibilidade de existência de ondas eletromagnéticas. Estas ondas são emitidas quando partículas elétricas são aceleradas, correntes elétricas variam e seus campos elétrico e magnético passam a variar com o tempo.

Quando um átomo é excitado por uma fonte externa (térmica, por exemplo) a elevação de energia faz com que elétrons passem de orbitais de menor energia para de maior energia. Os átomos não permanecem neste estado excitado por muito tempo, e os elétrons, ao retornarem para orbitais de menor energia, emitem radiação. A frequência da radiação emitida é determinada pela Equação de Bohr,

$$\nu = \frac{E_i - E_f}{h}, \quad (1)$$

onde E_i [J] representa a energia inicial do elétron e E_f [J] a energia final, ν [Hz] é a frequência da radiação emitida, sendo função da diferença de energia entre os orbitais inicial e final, dividido por h que é a constante de Planck [$h = 6,626 \times 10^{-34}$ J.s]. Átomos que emitem radiação produzem linhas de emissão luminosas discretas e muito estreitas em energia, como ilustrado na Figura 5.

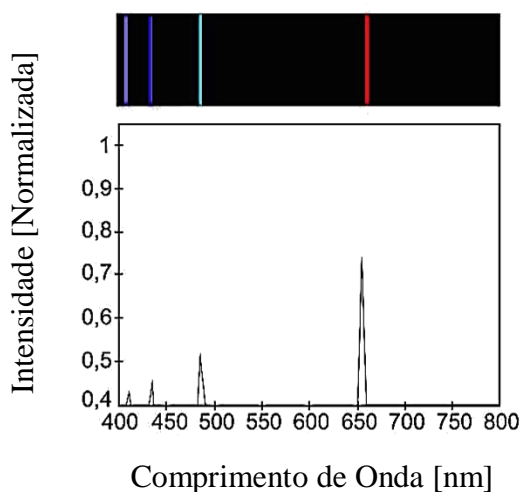
2.2.2 Espectrometria

As moléculas constituintes do tecido biológico, à temperatura ambiente, estão próximas de seu estado fundamental de energia. Através do processo de aquecimento, que culmina com a ablação do tecido, passam inicialmente da temperatura ambiente para a temperatura de mudança de fase. Com o contínuo fornecimento de energia pela faísca elétrica, o tecido (água) é aquecido até a temperatura de mudança de fase e depois vaporizado. Este vapor é novamente aquecido até a temperatura final. Nesta temperatura, as moléculas que agora compõem a atmosfera em torno do bisturi elétrico se encontram em um estado eletrônico maior (ATVARS e MARTELLI, 2002). Os elétrons destas moléculas, ao

receberem energia, são promovidos para orbitais mais elevados, de maior energia, e ao retornarem aos orbitais de origem emitem radiação.

É esta radiação, emitida em todas as direções e pelas muitas moléculas excitadas na atmosfera eletrocirúrgica, que vai compor o espectro de emissão junto com a própria luz emitida pela faísca elétrica.

Figura 5 – Espectro de emissão do átomo de hidrogênio e a indicação das intensidades relativas destas emissões em cada comprimento de onda.



Fonte: KEPLER e SARAIVA, 2013.

Através de técnicas de espectroscopia é possível analisar a radiação emitida pelo processo eletrocirúrgico e quantificar em quais regiões espectrais essa radiação se apresenta. A radiação é registrada, em função do comprimento de onda, por um detector CCD, dando origem ao espectro da luz coletada (MACHALA *et al.*, 2007; REDDY *et al.*, 2014). O espectro emitido pela faísca elétrica e a atmosfera no seu entorno é contínuo, ou seja, ele exibe de forma contínua a distribuição de energia. É o resultado de diversos espectros de linha superpostos (KEPLER e SARAIVA, 2013).

A Figura 6 (a) mostra o espectro eletromagnético desde os raios cósmicos até as ondas longas de rádio. Na Figura 6 (b) são mostradas as divisões da região do UV. Os comprimentos de onda indicados na figura indicam a propagação no vácuo (ar).

No caso deste trabalho, por se tratar de um processo que está relacionado com seres humanos, é importante observar a contribuição da emissão luminosa da faísca nas faixas do ultravioleta. A medição da radiação da faísca elétrica foi feita entre 210 nm, região do ultravioleta (UV), passando pelo visível (VIS) até a região do infravermelho (IV) próximo, em 1100 nm. Os intervalos de comprimento de onda, para estas radiações são:

UV: 100 – 400 nm

VIS: 400 – 780 nm

IV: 780 – 2500 nm

A região espectral do UV é subdividida em outras quatro regiões, Figura 6 (b), o UVA, o UVB, o UVC e o UV de vácuo (que não se propaga pelo ar). Esta divisão ocorreu no II Congresso Internacional da Luz, que ocorreu em Copenhague em agosto de 1932 (DIFFEY, 1999). Os intervalos, em comprimentos de ondas, para cada subdivisão, ficaram definidos como segue abaixo:

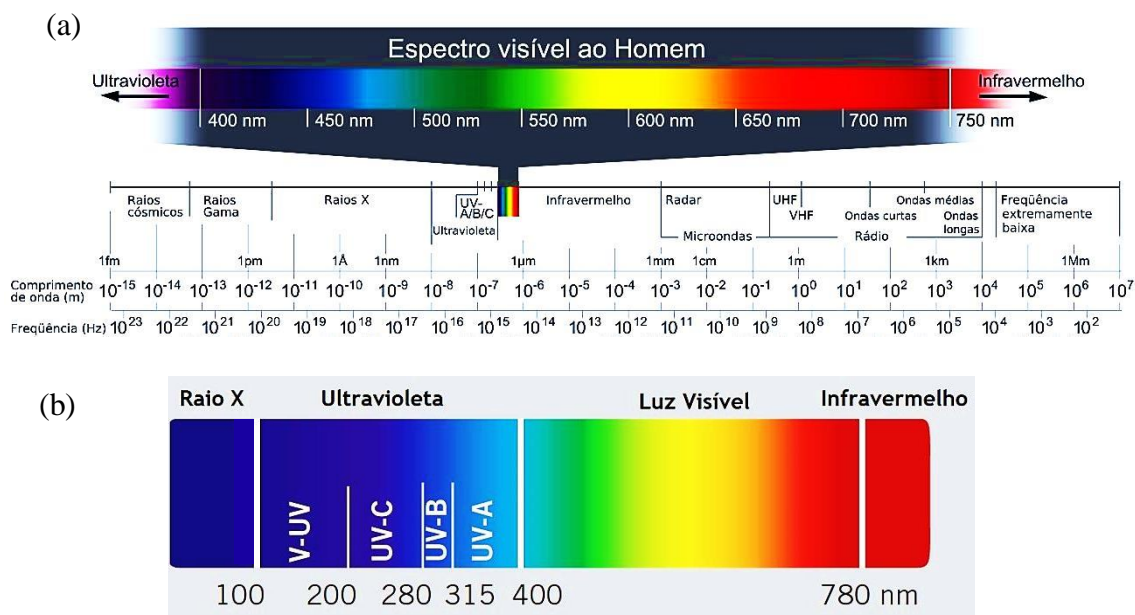
UVA: 400 – 315 nm

UVB: 315 – 280 nm

UVC: 280 – 200 nm

V-UV: 100 – 200 nm (UV de vácuo)

Figura 6 – Em (a) espectro eletromagnético contínuo. A faísca elétrica e a atmosfera eletrocirúrgica emitem radiação desde o UV até o IV próximo. Em (b) o espectro com detalhamento das divisões do ultravioleta.



Fonte: LIMA, 2018.

Esta subdivisão não é utilizada de formas unânime, pois dermatologistas, por exemplo, utilizam outros intervalos para as mesmas subdivisões do UV citadas anteriormente. E

recentemente a região do UVA sofreu uma divisão em UVAI e UVAIL. Cujos intervalos são (340 – 400 nm) e (315 – 340 nm), respectivamente (SOUZA, FISCHER e SOUZA, 2004).

2.2.3 Potência Luminosa

A potência luminosa é a razão na qual a energia luminosa é emitida pela faísca elétrica na unidade de tempo, como é mostrado em por,

$$P = \frac{E}{\Delta t}, \quad (2)$$

onde, P [W] é a potência radiante da fonte, E [J] é a energia radiante e Δt [s] é o intervalo de tempo da emissão de energia radiante da fonte. A partir da medição desta potência é possível determinar a quantidade de energia emitida pela fonte no intervalo de tempo considerado.

A energia radiante (luminosa) é emitida em todas as direções, tridimensionalmente. Em um meio homogêneo e isotrópico a emissão pode ser considerada esférica. Uma parcela desta energia luminosa foi colimada por uma lente convergente, na direção de um sensor colocado no foco desta lente. O ângulo sólido, que contém a radiação pode ser determinado por,

$$\varphi = \frac{G}{d^2}, \quad (3)$$

onde φ [esferorradiano] é o ângulo sólido, G [m²] é a área da lente e d [m] é a distância da fonte (faísca elétrica) até a lente. Conhecido o valor do ângulo sólido, formado pelo cone de luz que tem como vértice a fonte luminosa e a base formada pela lente (luz coletada) e a potência medida (potência coletada pela lente) é possível determinar a potência luminosa total emitida pela faísca, isso é

$$P_{\text{Total}} = \frac{\varphi_{\text{Esfera}}}{\varphi_{\text{Coletada}}} \cdot P_{\text{Coletada}}. \quad (4)$$

2.2.4 Absorbância e Transmitância

A absorbância é a capacidade que os materiais possuem de absorver radiação em determinados comprimentos de onda. A medida da absorbância permite, entre outras coisas, a determinação da profundidade alcançada pela radiação em um material conhecido.

Esta profundidade é determinada pela lei de Beer, que permite calcular a porcentagem da intensidade de radiação transmitida ou absorvida pelo meio para qualquer profundidade desejada por

$$\tau = \frac{\eta}{\eta_0} = 10^{-A} = e^{-\alpha x}, \quad (5)$$

onde τ é a transmitância, η e η_0 [W/m^2] representam as intensidades final e inicial, respectivamente. A razão η/η_0 indica qual a parcela de radiação foi transmitida pelo tecido. A é a absorbância [adimensional] e representa a absorção do tecido, obtido para cada comprimento de onda. O α [cm^{-1}] é o coeficiente de absorção, que indica a fração de radiação absorvida por unidade de comprimento e x [cm] representa a profundidade alcançada pela radiação.

2.2.5 Luminescência

As moléculas que compõem o tecido biológico estão em seus níveis vibracionais de menor energia do estado eletrônico fundamental (ATVARS e MARTELLI, 2002). Ao absorverem fótons oriundos de uma fonte externa, as moléculas são excitadas e alcançam estados de maior energia vibracional. Ao retornarem ao estado de menor energia, emitem fótons com energias menores daqueles incidentes inicialmente.

A luminescência é o fenômeno pelo qual o corpo emite radiação ao ter sido excitado por uma fonte externa. A luminescência de um material cessa ao deixar de ser excitado pela fonte externa. Essa emissão ocorre com intensidade superior àquela devida exclusivamente à sua temperatura. A emissão ocorre em regiões diferentes do espectro daquele da fonte excitadora. A emissão de radiação não pode ser atribuída apenas à temperatura do material.

2.2.6 Aquecimento do Tecido Biológico por Absorção da Radiação

Uma parcela da radiação emitida pela faísca elétrica é absorvida pelo tecido não ablado. Ao se propagar pelo interior do tecido, gradativamente esta radiação é transformada em calor o que promove a variação de temperatura desta região do tecido. O perfil de temperaturas, para uma propagação em um meio isotrópico e homogêneo é esférico. A equação para o cálculo da variação de temperatura considera este perfil e é determinada por,

$$\Delta T = \frac{3 \cdot P \cdot \Delta t}{2 \cdot \pi \cdot \rho \cdot c_p (x^3 + 3x^2r + xr^2)}, \quad (6)$$

onde P [W] é a potência radiante; ΔT [K] é a variação de temperatura, ρ [kg.m⁻³] é a massa específica do tecido biológico, c_p [J.kg⁻¹.K⁻¹] é o calor específico do tecido em pressão constante, Δt [s] é o intervalo de tempo de acionamento da unidade eletrocirúrgica, x [m] representa a profundidade alcançada por cada faixa de comprimentos de onda do espectro eletromagnético e r [m] representa o raio da incisão pontual. Esta equação considera que a absorção da radiação pelo tecido ocorre em uma região semiesférica, resultante da ablação pontual, e se propaga uniformemente pelo tecido remanescente, até que seja completamente absorvido e assim alcance a profundidade máxima.

2.2.7 Limites de Exposição à Radiação Ionizante

A radiação ultravioleta é ionizante e está compreendida entre 100 nm e 400 nm no espectro eletromagnético, Figura 6(b). Há uma grande preocupação com a absorção do UV sobre os olhos e sobre a pele. Existem evidências de que o UVA desempenhe um importante papel no desenvolvimento de nevos melanocíticos (pintas ou sinais superficiais na pele), o que pode levar ao desenvolvimento de câncer de pele (IARC/WHO, 2001).

A determinação da Irradiância Efetiva é feita através da Equação 7. Esta Equação atribui um peso para cada faixa espectral dentro do UV (ICNIRP, 2004):

$$B_{ef} = \sum (B_\lambda \cdot S(\lambda) \cdot \Delta\lambda), \quad (7)$$

onde, B_{ef} [$W.m^{-2}$] é a irradiância efetiva, B_{λ} [$W.m^{-2}.nm^{-1}$] é a irradiância espectral, $S(\lambda)$ é a efetividade espectral [adimensional], e $\Delta\lambda$ [nm] é a largura da faixa espectral medida.

A efetividade espectral $S(\lambda)$ é determinada através das equações de interpolação abaixo, levando-se em conta a faixa espectral (ICNIRP, 2004). A efetividade espectral é máxima para 270 nm.

Os valores da efetividade espectral para alguns comprimentos de onda podem ser obtidos diretamente da Tabela 1, ou determinados pelas Equações 8, 9 ou 10, dentro dos intervalos de comprimento de onda indicados para cada uma delas.

Tabela 1: A Tabela relaciona os comprimentos de onda na faixa do UV e os limites de irradiância. Mostra também a efetividade de absorção da radiação. Fonte: International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection – ICNIRP (2004).

λ (nm)	EL (J/m^2)	S	λ (nm)	EL (J/m^2)	S
180	2500	0,012	310	2000	0,015
190	1600	0,019	313	5000	0,006
200	1000	0,030	315	$1,0 \times 10^4$	0,003
205	590	0,051	316	$1,3 \times 10^4$	0,0024
210	400	0,075	317	$1,5 \times 10^4$	0,0020
215	320	0,095	318	$1,9 \times 10^4$	0,0016
220	250	0,120	319	$2,5 \times 10^4$	0,0012
225	200	0,150	320	$2,9 \times 10^4$	0,0010
230	160	0,190	322	$4,5 \times 10^4$	0,00067
235	130	0,240	323	$5,6 \times 10^4$	0,00054
240	100	0,300	325	$6,0 \times 10^4$	0,00050
245	83	0,360	328	$6,8 \times 10^4$	0,00044
250	70	0,430	330	$7,3 \times 10^4$	0,00041
254	60	0,500	333	$8,1 \times 10^4$	0,00037
255	58	0,520	335	$8,8 \times 10^4$	0,00034
260	46	0,650	340	$1,1 \times 10^5$	0,00028
265	37	0,810	345	$1,3 \times 10^5$	0,00024
270	30	1,000	350	$1,5 \times 10^5$	0,00020
275	31	0,960	355	$1,9 \times 10^5$	0,00016
280	34	0,880	360	$2,3 \times 10^5$	0,00013
285	39	0,770	365	$2,7 \times 10^5$	0,00011
290	47	0,640	370	$3,2 \times 10^5$	0,000093
295	56	0,540	375	$3,9 \times 10^5$	0,000077
297	65	0,460	380	$4,7 \times 10^5$	0,000064
300	100	0,300	385	$5,7 \times 10^5$	0,000053
303	250	0,120	390	$6,8 \times 10^5$	0,000044
305	500	0,060	395	$8,3 \times 10^5$	0,000036
308	1200	0,026	400	$1,0 \times 10^6$	0,000030

Para a região entre 210 nm 270 nm (UVC) (ICNIRP, 2004),

$$S(\lambda) = 0,959^{(270 - \lambda)}. \quad (8)$$

Para a região entre 270 nm 300 nm (UVB) (ICNIRP, 2004),

$$S(\lambda) = 1 - 0,36 \left(\frac{\lambda - 270}{20} \right)^{1,64}. \quad (9)$$

Para a região entre 300 nm 400 nm (UVA) (ICNIRP, 2004),

$$S(\lambda) = 0,3 \cdot 0,736^{(\lambda - 300)} + 10^{(2 - 0,0163\lambda)}. \quad (10)$$

Com a irradiância efetiva calculada é possível realizar a determinação do tempo de exposição limite diário, que é de 8 horas, através da Tabela 2 mostrada a seguir.

Tabela 2: Irradiância efetiva e o tempo limite de exposição diária. Fonte: International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection – ICNIRP (2004).

Duração da Exposição por dia	Irradiância Efetiva ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$)
8 h	0,1
4 h	0,2
2 h	0,4
1 h	0,8
30 min	1,7
15 min	3,3
10 min	5
5 min	10
1 min	50
30 s	100
10 s	300
1 s	3000
0,5 s	6000
0,1 s	30000

A exposição limite na região espectral compreendida entre 180 nm e 400 nm não deve exceder $30 \text{ J}/\text{m}^2$ (ICNIRP, 2004). Estudos da ICNIRP alertam para o fato de que os valores de

exposição limite são objetivos desejáveis para se evitar riscos futuros. E que é difícil determinar os limites para cada tipo de pele. Através deste limite de exposição é possível determinar o tempo máximo de exposição à radiação no intervalo indicado através de

$$t_{MÁX} = \frac{30}{B_{ef}}, \quad (11)$$

onde, $t_{MÁX}$ [s] representa o tempo máximo de exposição numa jornada de 8 h. Os 30 J/m² representam, segundo a norma a quantidade de energia radiante máxima que se pode absorver no mesmo intervalo de tempo de 8 h.

2.3 PROPRIEDADES ACÚSTICAS

O som necessita de um meio para se propagar, seja sólido, líquido ou gasoso. Por ser uma onda, o som não transporta matéria, apenas energia. O som é uma onda de pressão, mecânica e longitudinal, com regiões de compressão e rarefação. A velocidade de propagação no ar depende da temperatura, para 15 °C é de 343 m/s.

Para serem perceptíveis ao ouvido humano os sons devem estar no intervalo de frequências que vai de 20 Hz a 20000 Hz. São consideradas as frequências limites para que nosso ouvido seja sensibilizado pelas ondas sonoras. Os limites em intensidades, para 1000 Hz (tom de referência) são conhecidos como “Limiar de Audibilidade” ($\eta_0 = 10^{-12}$ W/m²; 0 dB) e “Limiar da Dor” ($\eta = 1$ W/m²; 120 dB) (NUSSENZVEIG, 2014).

Não se percebem variações de intensidade sonora de maneira linear. Esta percepção está relacionada com uma escala logarítmica. Desta forma, utiliza-se outra grandeza chamada de nível de intensidade sonora (β), medida em decibéis (dB), e dado por,

$$\beta = 10 \cdot \log\left(\frac{\eta}{\eta_0}\right), \quad (12)$$

onde, β [dB] é o nível de intensidade sonora, η [W.m⁻²] é a intensidade sonora, que varia com o quadrado da distância, e η_0 [W.m⁻²] é a intensidade de referência e está relacionada com o

limiar de audibilidade do ouvido humano (LAZZARINI, 1998; EVEREST, 2001). A Tabela 3 ilustra os níveis sonoros com valores referentes a atividades comuns ao dia a dia.

A potência sonora não varia, pois é uma característica da fonte que emite o som. A potência sonora se relaciona com a intensidade sonora através de

$$P = \eta \cdot G = \eta \cdot (4\pi d^2), \quad (13)$$

onde, P [W] é a potência sonora, η [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$] é a intensidade sonora, determinada através da Equação 11, G [m^2] é a área da esfera, pois se supõem a aproximação de fonte pontual e meio homogêneo e isotrópico (velocidade de propagação do som considerada constante), d [m] é o raio da esfera que representa a propagação sonora pelo meio.

Tabela 3: Exemplos de atividades comuns e os Níveis Sonoros associados (FERRARO, 2010).

SOM	Nível Sonoro [dB]	SOM	Nível Sonoro [dB]
Silêncio Absoluto	0	Aspirador de Pó	80
Respiração Humana (3m)	10	Interior de uma Fábrica Têxtil	90
Conversa em “voz baixa”	20	Buzina de Caminhão	100
Respiração Humana Ofegante	30	Britadeira	110
Bairro Residencial a Noite	40	Conjunto de Rock	120
Automóvel bem Regulado	50	Trovão	130
Conversa em “voz normal”	60	Decolagem de um Avião	140
Interior de um Restaurante	70	Aterrissagem de um Avião a Jato	150

A norma NBR 10152 sobre os Níveis de Ruído para Conforto Acústico (NBR 10152, 1987), prevê os limites dos níveis sonoros em ambientes hospitalares. Nos dados abaixo, retirados da norma citada, o primeiro valor indica o nível sonoro de conforto e o segundo valor indica o nível sonoro aceitável no referido ambiente:

- Apartamentos, Enfermarias, Berçários, Centros cirúrgicos: 35 – 45 [dB(A)].
- Laboratórios, Áreas para uso do público: 40 – 50 [dB(A)].
- Serviços: 45 – 55 [dB(A)].

O tempo máximo à exposição sonora, previsto pelas normas pode ser determinado com (NIOSH, 1998),

$$t_{\text{sonoro, máx.}} = \frac{480}{2^{(\beta-85)/3}}, \quad (14)$$

onde $t_{\text{sonoro, máx.}}$ [min] representa o tempo máximo de exposição ao ruído, em minutos, β [dB(A)] representa o nível sonoro. No caso do dB(A) utiliza-se uma curva de ponderação, neste caso a “A”, para enfatizar as frequências para as quais o ouvido humano é mais sensível. A Tabela 4 apresenta resultados obtidos por esta equação para diversos níveis sonoros.

Tabela 4: Tempos limites diários (8h de exposição) em função do nível sonoro.
Fonte: National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH, 1998).

Nível Sonoro [dB(A)]	Duração			Nível Sonoro [dB(A)]	Duração		
	Horas	Minutos	Segundos		Horas	Minutos	Segundos
80	25	24	-	106	-	3	45
81	20	10	-	107	-	2	59
82	16	-	-	108	-	2	22
83	12	42	-	109	-	1	53
84	10	5	-	110	-	1	29
85	8	-	-	111	-	1	11
86	6	21	-	112	-	-	56
87	5	2	-	113	-	-	45
88	4	-	-	114	-	-	35
89	3	10	-	115	-	-	28
90	2	31	-	116	-	-	22
91	2	-	-	117	-	-	18
92	1	35	-	118	-	-	14
93	1	16	-	119	-	-	11
94	1	-	-	120	-	-	9
95	-	47	37	121	-	-	7
96	-	37	48	122	-	-	6
97	-	30	-	123	-	-	4
98	-	23	49	124	-	-	3
99	-	18	59	125	-	-	3
100	-	15	-	126	-	-	2
101	-	11	54	127	-	-	1
102	-	9	27	128	-	-	1
103	-	7	30	129	-	-	1
104	-	5	57	130	-	-	<1
105	-	4	43	-	-	-	-

O cálculo da dose acústica, segundo as normas NBR 10152 (1987) e NIOSH (1998), deve ser realizado por,

$$D = \left[\frac{\Lambda_1}{t_{M\acute{a}x.1}} + \frac{\Lambda_2}{t_{M\acute{a}x.2}} + \dots + \frac{\Lambda_n}{t_{M\acute{a}x.n}} \right] \cdot 100\%, \quad (15)$$

onde, Λ_n [h] representa o tempo de exposição a determinado ruído. O somatório se aplica no caso de múltiplas exposições a diferentes níveis sonoros. A dose não deve chegar a 100%. A grandeza $t_{M\acute{a}x.n}$ [h] é o tempo limite de tolerância para um ruído contínuo e intermitente, obtido através da Equação 14 ou os valores da Tabela 4. Para os casos onde o nível sonoro seja inferior a 85 dB(A), $t_{M\acute{a}x.n}$ deve ser considerado igual a 8 horas.

2.4 PROPRIEDADES TÉRMICAS

O calor é uma forma de energia em transição, que flui espontaneamente do corpo de maior temperatura para o de menor temperatura. A energia elétrica da faísca é transformada em calor quando a corrente elétrica flui pelo tecido biológico. O campo elétrico entre o eletrodo ativo e o passivo, e que se estabelece no tecido biológico, não é uniforme. A densidade de linhas de campo é maior próximo do eletrodo ativo. Portanto, nesta região é maior a densidade de corrente e de energia elétrica e a transformação desta energia na forma de calor é mais intensa. É esta quantidade de calor, nas proximidades do eletrodo ativo, que aquece e vaporiza o tecido biológico (WAGENNARS, 2006; DIAS, SCHNEIDER e RIBEIRO, 2019).

Durante o processo de faiscância e ablação, alguns fenômenos de transporte estão presentes, como a irradiação, a convecção e a condução.

2.4.1 Transferência de Calor por Irradiação

Todo corpo que tenha uma temperatura acima do zero absoluto (- 273 °C) emite radiação térmica, ondas eletromagnéticas (ou fótons) para o meio que o circunda. Esta emissão também ocorre para substâncias sólidas e líquidas. Estas emissões ocorrem em função de alterações das configurações eletrônicas dos átomos ou moléculas que constituem a matéria (INCROPERA e DEWITT, 1998). Esta transferência de calor não requer a existência

de um meio material para ocorrer, aliás, ela ocorre com mais eficiência no vácuo. O fluxo de calor pode ser determinado pela Lei de Stefan-Boltzmann, exibida por

$$\dot{q}_R = \varepsilon \cdot \sigma \cdot G(T_{\text{sup}}^4 - T_{\text{amb}}^4), \quad (16)$$

onde, \dot{q}_R [W] é o fluxo de calor, ε é a emissividade do material em relação a emissão de um corpo negro, que é igual a unidade (adimensional), σ é a constante de Boltzmann [$\sigma = 5,67 \times 10^{-8} \text{ W.m}^{-2}.\text{K}^{-4}$], G [m^2] é a área de irradiação e T_{sup} [K] é a temperatura da superfície do material e T_{amb} [K] a temperatura do ambiente (INCROPERA e DEWITT, 1998; ÇENGEL e GHAJAR, 2012).

2.4.2 Transferência de Calor por Convecção

A transferência de calor por convecção ocorre pela movimentação de moléculas por difusão ou pelo movimento global de um meio líquido ou gasoso. No contato de um meio sólido e outro gasoso há um transporte combinado de condução e convecção. Se o meio gasoso não se movimenta há transferência exclusivamente por condução. O movimento do meio gasoso pode ocorrer de forma natural pela diminuição da densidade em função do aumento de volume ao aquecer, ou de forma forçada, através da utilização de um ventilador, por exemplo. A taxa de transferências de calor é proporcional à diferença de temperatura entre os meios. Esta condição é expressa por

$$\dot{q}_C = h \cdot G(T_{\text{sup}} - T_{\text{amb}}), \quad (17)$$

onde, \dot{q}_C [W] é o fluxo de calor, h [$\text{W.m}^{-2}.\text{K}^{-1}$] é o coeficiente de transferência de calor por convecção. O valor de h para a convecção natural para gases pode variar entre 2 a 25 [$\text{W.m}^{-2}.\text{K}^{-1}$]. Para convecção forçada e para gases este intervalo passa para 25 a 250 [$\text{W.m}^{-2}.\text{K}^{-1}$] (INCROPERA e DEWITT, 1998; ÇENGEL e GHAJAR, 2012).

2.4.3 Transferência de Calor por Condução

A transferência de energia por condução ocorre de uma região com maior energia (maior temperatura) para regiões adjacentes de menor energia (menor temperatura), como

resultado da interação entre os átomos constituintes. A transferência por condução pode ocorrer entre meios sólidos, líquidos e gasosos. A transferência de calor por condução depende da geometria do corpo, da sua espessura, da natureza e da diferença de temperatura a qual está sujeito o corpo. A taxa de transferência de calor pode ser determinada pela Lei de Fourier, expressa em

$$\dot{q} = k \cdot G \frac{T_1 - T_2}{\Delta x}, \quad (18)$$

onde, \dot{q} [W] é o fluxo de calor, k [$\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$] é a constante de condutividade térmica do material, que representa a capacidade do meio de conduzir calor, Δx [m] é a espessura do material a ser percorrida pelo fluxo de calor, T_1 e T_2 [K] representam as temperaturas dos meios entre os quais ocorrerá a troca de calor (INCROPERA e DEWITT, 1998; ÇENGEL e GHAJAR, 2012).

2.4.4 Quantidades de Calor Sensível e Calor Latente

A quantidade de calor que, ao ser recebido ou cedido por um corpo, acarreta na variação de temperatura deste é chamada de calor sensível. Esta quantidade de calor é, no recebimento, por exemplo, transformada em energia cinética das partículas que constituem o corpo. A quantidade de calor sensível pode ser calculada através de

$$q_s = m \cdot c \cdot \Delta T, \quad (19)$$

onde, q_s [J] é o calor sensível, m [kg] é a massa do corpo, c [$\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$] é o calor específico, ΔT [K] é a variação de temperatura absoluta do corpo (INCROPERA e DEWITT, 1998; ÇENGEL e GHAJAR, 2012).

No entanto, nem sempre ao receber (ou ceder) energia, o corpo apresenta variação em sua temperatura. Em determinadas condições de temperatura e pressão, a substância pode armazenar o calor recebido na forma de energia potencial. Isto modifica a interação entre os átomos da substância, eventualmente levando ao afastamento (à aproximação) das partículas que constituem o material, ou seja, ocorre, neste caso, uma mudança de fase. A quantidade de calor necessária para que uma quantidade de matéria mude sua fase física é chamado de calor latente. A quantidade de calor latente pode ser determinada por

$$q_L = m \cdot L, \quad (20)$$

onde, q_L [J] é a quantidade de calor latente e L [$J \cdot kg^{-1}$] é o calor latente. O valor do calor latente depende da mudança de fase apresentada. Por exemplo, para a água o calor latente de fusão é $3,4 \times 10^5 J \cdot kg^{-1}$, e o calor latente de vaporização é $2,3 \times 10^6 J \cdot kg^{-1}$.

2.4.5 Mecanismos de Ablação do Tecido Biológico

A ablação do tecido biológico resulta do aumento de temperatura, da mudança de fase (vaporização) e da fragmentação tecidual. A Tabela 5 mostra alguns efeitos histopatológicos que ocorrem ao tecido em função do aumento de temperatura.

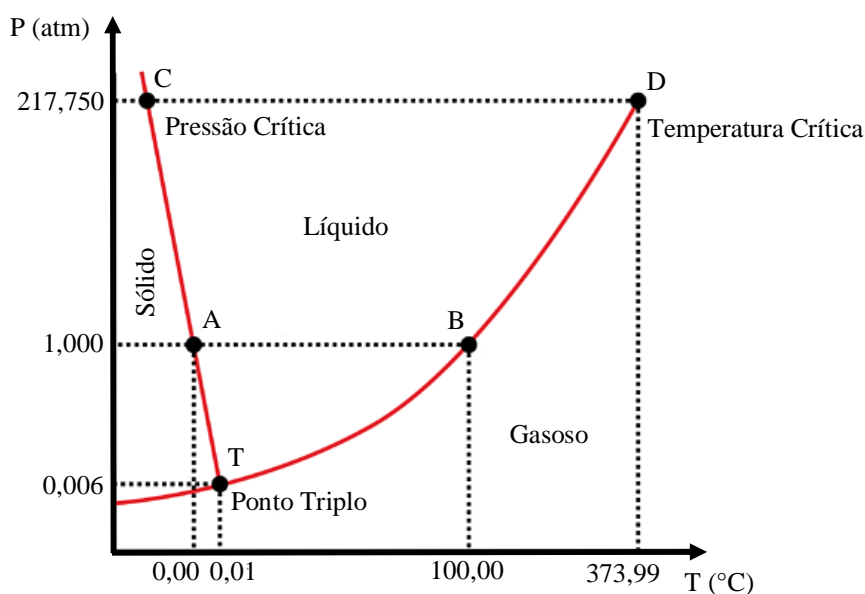
Tabela 5: Associação entre a temperatura e o efeito fisiológico causado. A tabela indica que ainda existem incertezas acerca das temperaturas de ablação e dos limites entre os modelos de baixa e alta energia. Há incertezas nas temperaturas, indicadas pelo sinal “+” quando pode ser maior ou com “?” quando se desconhece a temperatura na qual o efeito ocorre. Fonte: Thomsen, 1991.

Interações Térmicas e seus Efeitos		
Danos - Interação Térmica	Temperatura [°C]	Efeito Histopatológico
Baixa temperatura	40 – 45	Desativação de enzimas. Processo reversível.
Efeitos Acumulados	43 – 45+	Células morrem
	43+	Perda da Birrefringência do tecido
	?	Desnaturação estrutural das proteínas
	?	Ruptura da membrana celular
	58+	Hialinização do colágeno
	69 – 72	Perda da birrefringência do tecido fresco
	70 – 75	Mudança da birrefringência do colágeno
No Domínio da Água	140+	Desnaturação térmica da elastina
	100 +	Formação de vacúolos extracelulares
	> 100	Ruptura dos Vacúolos – Efeito “popcorn”
Alta Temperatura	?	Ablação do tecido - fragmentação explosiva
	300 – 1000	Ablação tecidual
	3550	Vaporização do Carbono

A transformação da energia elétrica em calor é responsável pelo aquecimento e pela mudança de fase da água contida no tecido biológico. Também é responsável pelas alterações químicas, físicas e estruturais do tecido, como a carbonização, que ocorre em temperaturas entre 100 °C e 300 °C. Também promove danos térmicos ao tecido ao redor do corte.

Quando a temperatura que se eleva rapidamente, próxima de 100 °C, a ablação do tecido é explosiva, pois o processo dominante é a vaporização da água. A água ao vaporizar parcialmente forma vacúolos abaixo do tecido. O vapor d'água aumenta a pressão no interior destes vacúolos e quando o limite de rigidez das finas paredes que os formam chega ao limite estrutural eles estouram e ejetam pequenos pedaços de tecido que, mesmo aquecidos, ainda possuem água na fase líquida. Este processo é chamado de “*popcorn effect*”, pois emite um som semelhante ao estourar de um caroço de pipoca (VERDAASDONK, BORST e GEMERT, 1990; THOMSEN, 1991). A vaporização da água, com o aumento de pressão dentro dos vacúolos ocorre em temperaturas superiores a 100 °C. As pressões internas podem chegar a valores entre 2 a 10 atmosferas (TULEIMAT, 2010), e as temperaturas de vaporização para estas pressões estariam entre 120 °C e 180 °C, respectivamente. O diagrama de fases da água, mostrado na Figura 7 mostra no ramo T-D que para aumentos de pressão há o aumento da temperatura de vaporização (transformação da fase líquida para gasosa).

Figura 7 – Diagrama de fases da água. O ramo T-D do diagrama indica em quais temperaturas, em função da pressão, ocorre a mudança da fase líquida para a fase de vapor. Os pontos A e B indicam as temperaturas fusão/solidificação e vaporização/condensação para a pressão de 1 atmosfera, respectivamente. O ponto T é o ponto triplo. O ponto C indica a pressão crítica e D o ponto crítico.



Fonte: autoria própria.

Para valores entre 100 °C e 200 °C e com a variação destas temperaturas ocorrendo em poucos segundos (ou até mesmo milissegundos), a ablação do tecido permanece explosiva, e parte do tecido ablado ainda é ejetado fragmentado. A partir de aproximadamente 150 °C o mecanismo de ablação é alterado pela alta temperatura (PEARCE, 1990). A partir destas temperaturas mais elevadas, os fragmentos ejetados vão ficando cada vez menores, transportando menos massa de água na fase líquida (THOMSEN, 1991), ou seja, uma massa maior de água passa a ser vaporizada nestas condições.

2.4.6 Propagação de Calor pelo Tecido Biológico – A Equação de Condução de Calor.

A propagação de calor pelo tecido biológico ocorre em regime transitório. A temperatura em cada ponto do tecido varia com o tempo. A quantidade de energia que permanece no tecido é igual à diferença de energia que entrou e que saiu do tecido durante o processo de ablação (DODDE *et al.*, 2012; KARAKI *et al.*, 2017). A Equação de Fourier - Biot pode ser obtida a partir da conservação da energia, mostrada em

$$\dot{q}(x) = \dot{q}(x + \Delta x) + \dot{q}_S + \dot{q}_B + \dot{q}_C + \dot{q}_R, \quad (21)$$

onde, $\dot{q}(x)$ [W] representa o fluxo de energia que incide no tecido biológico, $\dot{q}(x + \Delta x)$ [W] é o fluxo de energia que atravessou o tecido biológico de espessura Δx [m], \dot{q}_S [W] é o fluxo de energia gerado no tecido, \dot{q}_B [W] é o fluxo de energia em função do fluxo sanguíneo, \dot{q}_C [W] e \dot{q}_R [W] representam as taxas de calor cedido em relação ao tempo, por convecção e radiação, respectivamente.

A Equação “*Bio-Heat Equation*”, escrita a partir da *conservação de energia* (APÊNDICE A), é mostrada em

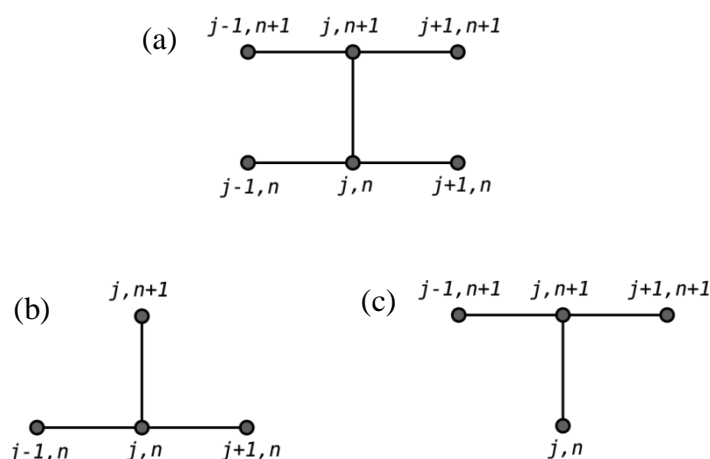
$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} = -\nabla(k\nabla T) + \rho_B c_B \omega_B (T_B - T_{amb}) + \dot{q}_S + \dot{q}_C + \dot{q}_R, \quad (21)$$

onde, ρ é a massa específica [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$] do tecido biológico; c_p [$\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$] é o calor específico em pressão constante; T [K] é a temperatura; t [s] é o tempo. O termo k [$\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$] é a condutividade térmica do tecido; ρ_B [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$] é a massa específica do sangue; c_B [$\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$] é

o calor específico do sangue e ω_B [$\text{m}^3 \cdot \text{s}^{-1}$] é o fluxo sanguíneo (DODDE *et al.*, 2012), para este trabalho $\omega_B = 0$. T_B [K] é a temperatura do sangue e T_{amb} [K] a temperatura ambiente.

A solução da equação de Fourier - Biot exige aproximações para a segunda derivada no espaço e para a primeira derivada no tempo. No regime transitório, a utilização de métodos numéricos para estas aproximações torna a resolução possível. Sendo assim, as derivadas parciais podem ser substituídas por diferenças finitas. Existem dois métodos que podem ser utilizados, o explícito e o implícito (CHAPRA e CANALE, 2016). A Figura 8 (a) mostra a molécula computacional que denota a posição e o incremento discreto de tempo nos quais as temperaturas foram medidas, no instante n , e sua evolução no instante $n + 1$. Para o método explícito, a Figura 8 (b) exhibe a molécula computacional para a evolução temporal da temperatura em um mesmo ponto e leva em consideração as temperaturas dos pontos vizinhos no tempo inicial (passo “ n ”). Este método possui problemas de estabilidade. No método implícito a determinação da temperatura no ponto leva em conta as temperaturas nos pontos vizinhos em um nível de tempo avançado (passo “ $n + 1$ ”), (CHAPRA e CANALE, 2016), a molécula computacional para este caso está representada esquematicamente na Figura 8 (c).

Figura 8 – Moléculas computacionais para a resolução da equação diferencial (Equação 19) pelo método das diferenças finitas. Em (a) a molécula geral, mostrando a evolução espacial e temporal. Em (b) a molécula para a evolução explícita, que determina a temperatura futura no mesmo ponto do espaço a partir das temperaturas vizinhas e do momento “ n ” (agora). Em (c) a molécula para o método implícito, que não possui instabilidade. Este método permite a determinação da temperatura no ponto levando em conta as temperaturas futuras de sua vizinhança.



O critério de estabilidade para o método explícito determina qual pode ser o intervalo de tempo máximo entre duas interações para que a solução seja confiável. O critério (CHAPRA e CANALE, 2016) é dado por

$$\Delta t \leq \frac{1}{2} \frac{\Delta x^2}{\delta}, \quad (23)$$

onde, Δt [s] representa o menor intervalo de tempo para o qual a estabilidade do método é mantida. Δx [cm] é o tamanho da grade utilizada, ou seja, a distância entre os nós da grade. E δ [$\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$] representa a difusividade térmica do material.

Determinado o maior intervalo de tempo que atende ao critério de estabilidade é possível calcular o número de Fourier (INCROPERA e DeWITT, 1998), Equação 24, e classificar os possíveis erros aos quais as medidas estarão sujeitas, ou seja,

$$\gamma = \frac{\delta \cdot \Delta t}{\Delta x^2}, \quad (24)$$

onde, γ (adimensional) representa o número de Fourier. Este número é a medida da quantidade de calor que é conduzido através do tecido em relação à quantidade de calor armazenado (INCROPERA e DeWITT, 1998). Para $\gamma \leq 1/2$ os erros não evoluem, mas oscilam. Para $\gamma \leq 1/4$ a solução não oscilará. E finalmente, para $\gamma \leq 1/6$ é minimizado o erro de truncamento, que é o erro acumulado após todas as interações, supondo exatas as condições iniciais (CHAPRA e CANALE, 2016).

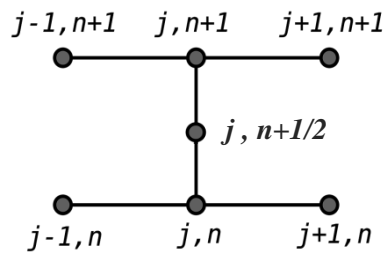
A difusividade térmica pode ser determinada para cada tecido biológico utilizado através de

$$\delta = \frac{k}{\rho \cdot c_p}. \quad (25)$$

O método implícito é estável e convergente e não possui restrições. O custo na utilização de métodos implícitos está na resolução de algoritmos um pouco mais complicados. Todavia, a evolução gera o mesmo número de incógnitas que os de equações e este sistema de equações pode ser resolvido.

O método de Crank-Nicolson (CHAPRA e CANALE, 2016), utilizado neste trabalho, é implícito e possui acurácia de segunda ordem, tanto para o espaço quanto para o tempo. Resolvendo a Lei de Fourier, apresentada na Equação 22, através de diferenças finitas e com um passo intermediário no tempo, previsto por este método como indicado na molécula computacional exibida na Figura 9, a evolução temporal das temperaturas através do tecido orgânico pode ser calculada.

Figura 9 – Molécula computacional utilizada para o método de *Crank-Nicolson*. Há um passo adicional no tempo, o que torna a aproximação temporal para segunda ordem.



Fonte: CHAPRA e CANALE, 2016.

Assim, se obtém as seguintes equações (demonstradas no APÊNDICE A);

1) Para os pontos internos

$$-\gamma T_{j-1}^{n+1} + 2(1 + \gamma) T_j^{n+1} - \gamma T_{j+1}^{n+1} + \frac{h \cdot \Delta t}{\rho \cdot c \cdot \Delta x} (T_{\text{sup}} - T_{\text{amb}}) + \frac{\epsilon \cdot \sigma \cdot \Delta t}{\rho \cdot c \cdot \Delta x} (T_{\text{sup}}^4 - T_{\text{amb}}^4) = \gamma T_{j-1}^n + 2(1 - \gamma) T_j^n + \gamma T_{j+1}^n; (26)$$

2) Para o primeiro nó interior

$$2(1 + \gamma) T_1^{n+1} - \gamma T_2^{n+1} + \frac{h \cdot \Delta t}{\rho \cdot c \cdot \Delta x} (T_{\text{sup}} - T_{\text{amb}}) + \frac{\epsilon \cdot \sigma \cdot \Delta t}{\rho \cdot c \cdot \Delta x} (T_{\text{sup}}^4 - T_{\text{amb}}^4) \gamma f_0(t^n) + 2(1 - \gamma) T_1^n + \gamma T_2^n + \gamma f_0(t^{n+1}); (27)$$

onde: $\gamma f_0(t^{n+1}) = T_0^{n+1}$, é a condição de contorno para o nó onde $j = 0$; e

3) Para o último nó interior

$$-\gamma T_{m-1}^{n+1} + 2(1 + \gamma) T_m^{n+1} + \frac{h \cdot \Delta t}{\rho \cdot c \cdot \Delta x} (T_{\text{sup}} - T_{\text{amb}}) + \frac{\epsilon \cdot \sigma \cdot \Delta t}{\rho \cdot c \cdot \Delta x} (T_{\text{sup}}^4 - T_{\text{amb}}^4) = \gamma f_{m+1}(t^n) + 2(1 - \gamma) T_m^n + \gamma T_{m-1}^n + \gamma f_{m+1}(t^{n+1}); \quad (28)$$

onde: $\gamma f_{m+1}(t^{n+1}) = T_{m+1}^{n+1}$, é a condição de contorno para o nó onde $j = m + 1$.

O desenvolvimento matemático dos perfis térmicos através da utilização das equações 26, 27 e 28 confirmaram as leituras dos perfis térmicos registrados com a câmera térmica FLUKE®. A partir de um único perfil térmico demarcado sobre o tecido, é possível evoluir matematicamente as variações de temperatura no tempo, até que esta região do tecido atinja o equilíbrio térmico. Este procedimento permite, por exemplo, a determinação da extensão e do tipo de dano térmico causado ao tecido biológico.

2.4.7 Determinação do Parâmetro de Dano e das Dimensões do Dano Tecidual Causado pela Hipertermia

Um modelo que quantifica a região do tecido que sofreu dano térmico permanente foi proposto em 1947 por Henriques e Moritz (HENRIQUES e MORITZ, 1947). O modelo propõe a determinação de uma grandeza adimensional, chamada de parâmetro de dano, representada por Ω . O parâmetro de dano é o logaritmo natural da razão entre o número de células sadias existentes antes $N_C(0)$ e depois $N_C(t)$ do evento térmico (VÉLES, QUIJANO *et al.*, 2010), a razão é

$$\Omega = \ln \left(\frac{N_C(0)}{N_C(t)} \right). \quad (29)$$

O parâmetro de dano também pode ser determinado por modelo cinético, que leva em conta o número de eventos de colisão (frequência de colisão) entre moléculas na região do tecido que sofre hipertermia e a energia de ativação (reação que acarreta na morte celular) (CHANG e NGUYEN, 2004). A equação que incorpora os elementos do modelo cinético para a determinação do dano térmico é chamada de integral de Arrhenius dada por

$$\Omega = \int_0^t f_c \cdot e^{\left[\frac{-E_a}{R \cdot T(t)}\right]} dt, \quad (30)$$

onde, f_c [s^{-1}] representa a frequência de colisões. Para a maioria dos tecidos biológicos o intervalo de valores para a frequência de colisões é: $10^{40} < f_c < 10^{105}$; E_a [$J \cdot mol^{-1}$] representa a energia de ativação por mol, e o intervalo de valores é: $10^5 < E_a < 10^6$ (VÉLES e QUIJANO, 2010). $R = 8,314$ [$J \cdot mol^{-1} \cdot K^{-1}$] é a constante universal dos gases, T [K] é a temperatura absoluta e t (s) é o tempo. O dano causado ao tecido não é função exclusiva da temperatura, mas também do tempo em que o tecido fica sujeito às temperaturas elevadas durante a fase de resfriamento.

Segundo Henriques e Moritz, para $\Omega = 0,53$, a queimadura na pele é do primeiro grau, ou seja, a pele apresenta eritema, que é a vermelhidão em função da vaso dilatação, não havendo dano permanente e a cura é relativamente rápida. Para $\Omega = 1,00$ a queimadura é do segundo grau, onde a camada epidérmica é danificada, apresenta bolhas e a lesão estende-se até a camada dérmica, e a dor é intensa (HENRIQUES e MORITZ, 1947). A epiderme não possui vasos e apresenta uma espessura variável que vai desde a superfície até um milímetro, e ela possui função protetora contra microrganismos, por exemplo. A derme é formada por tecido gorduroso, apresenta espessura entre um e três milímetros e oferece proteção contra traumatismos e variações de temperatura (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999). Quando $\Omega > 3000$, a destruição celular é irreversível (WELCH, 1984). Para $\Omega = 10^4$, há destruição completa dos tecidos epidérmicos e dérmicos. Há dano no tecido subcutâneo. Na área queimada aparecem regiões carbonizadas ou uma cor branca. Nestes locais não é possível a cura natural do tecido (XU *et al.*, 2010; NG e CHUA, 2002). Ou seja, é nessa região que, em um procedimento eletrocirúrgico, tem início a ablação do tecido. A Figura 10 exemplifica os possíveis graus de queimadura tecidual e os respectivos parâmetros de dano.

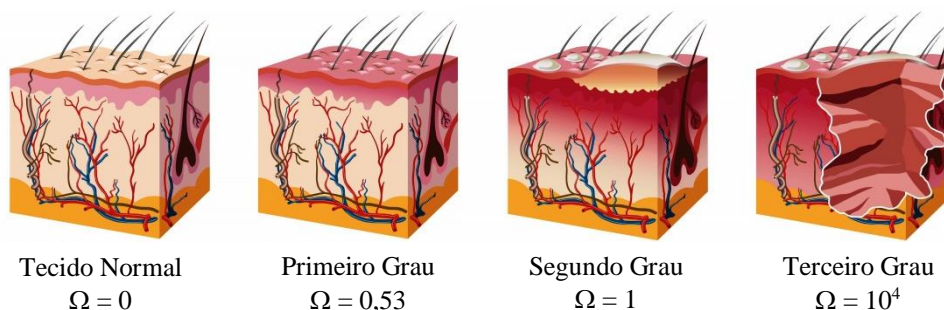
Determinado o parâmetro de dano tecidual é possível calcular, através da Equação 31, a porcentagem de células mortas na região (XU *et al.*, 2010; NG e CHUA, 2002), ou seja,

$$M = 100 \cdot (1 - e^{-\Omega}), \quad (31)$$

onde, M [%] representa a porcentagem de células mortas, calculada em função do valor do parâmetro de dano alcançado na região.

Figura 10 – Ilustrações que associam o nível de queimadura e o dano estrutural ocorrido ao tecido associado ao valor do dano térmico. <https://stemcellreference.com/applications/burn-scars/>, acesso em 10/05/2019.

Queimaduras na pele – Classificação e o Referente Dano Térmico



Fonte: Adaptado de GCIR, 2019.

Geralmente o valor utilizado para o parâmetro de dano $\Omega_{REF} = 1$ é utilizado como referência (THOMSEN e PEARCE, 1995). Com este parâmetro de dano é possível determinar a temperatura limiar, utilizando

$$T_{TH} = \frac{Ea}{R[\ln(f_C) + \ln(t)]}, \quad (32)$$

onde, T_{TH} (K) é a temperatura limite, para a qual $\Omega = 1$. Ou seja, a partir desta temperatura, o dano passa para o segundo grau. Caso se queira determinar a temperatura limiar a partir de outro parâmetro de dano com referência (Ω_{REF}) pode-se utilizar

$$T_{TH} = \frac{Ea}{R[\ln(f_C) + \ln(t) - \ln \Omega_{REF}]}. \quad (33)$$

Thomsen e Pearce propuseram uma maneira de determinar a temperatura crítica, para a qual a taxa temporal de dano é igual a 1. Ou seja, quando $d\Omega/dt = 1$ a temperatura crítica, como resultado da derivada indicada (THOMSEN e PEARCE, 1995), é

$$T_{CRÍT.} = \frac{Ea}{R \cdot \ln(f_C)}. \quad (34)$$

2.4.8 Umidade, Umidade Relativa e Umidade Absoluta do Ar

O termo umidade é utilizado para designar a quantidade de água presente em um corpo ou a quantidade de vapor d'água no ar, este também é chamado de umidade atmosférica. Esta umidade pode ser caracterizada de várias maneiras, como por exemplo: por meio da umidade relativa, da umidade absoluta ou até mesmo através da pressão de vapor (GRIMM, 1999).

A umidade relativa é a razão entre a massa de água presente no ar pela massa de água que o saturaria. Ou seja, a umidade relativa não mede diretamente a quantidade de massa de água no ar e sim o quão próximo está da saturação. Para uma temperatura definida o ar pode conter certo número de moléculas de água. Quando este valor é ultrapassado, começa a ocorrer a condensação do vapor d'água, e diz-se que o ar está saturado (GRIMM, 1999). Este efeito é resumido por

$$UR(\%) = \frac{m_v}{m_{vs}} \cdot 100, \quad (35)$$

onde UR [%] é a umidade relativa do ar, m_v [kg] é a massa de vapor d'água no ar e m_{vs} [kg] é a massa de vapor d'água no ar saturado.

A umidade absoluta (UA) é a razão da massa de vapor d'água [kg] pelo volume de ar [m^3]. Seria como uma densidade do vapor d'água, como descrito por

$$UA = \frac{m_v}{V}, \quad (36)$$

onde, UA é a umidade absoluta [$kg \cdot m^{-3}$], (gramas de vapor d'água por quilogramas de ar), m_v [kg] é a massa de vapor d'água e V [m^3] é o volume ocupado pelo ar.

A umidade absoluta é difícil de ser medida, pois o volume pode ser alterado por mudanças de pressão e temperatura, a equação de Clapeyron, Equação 37, relaciona estas grandezas, isso é

$$p \cdot V = n \cdot R \cdot T, \quad (37)$$

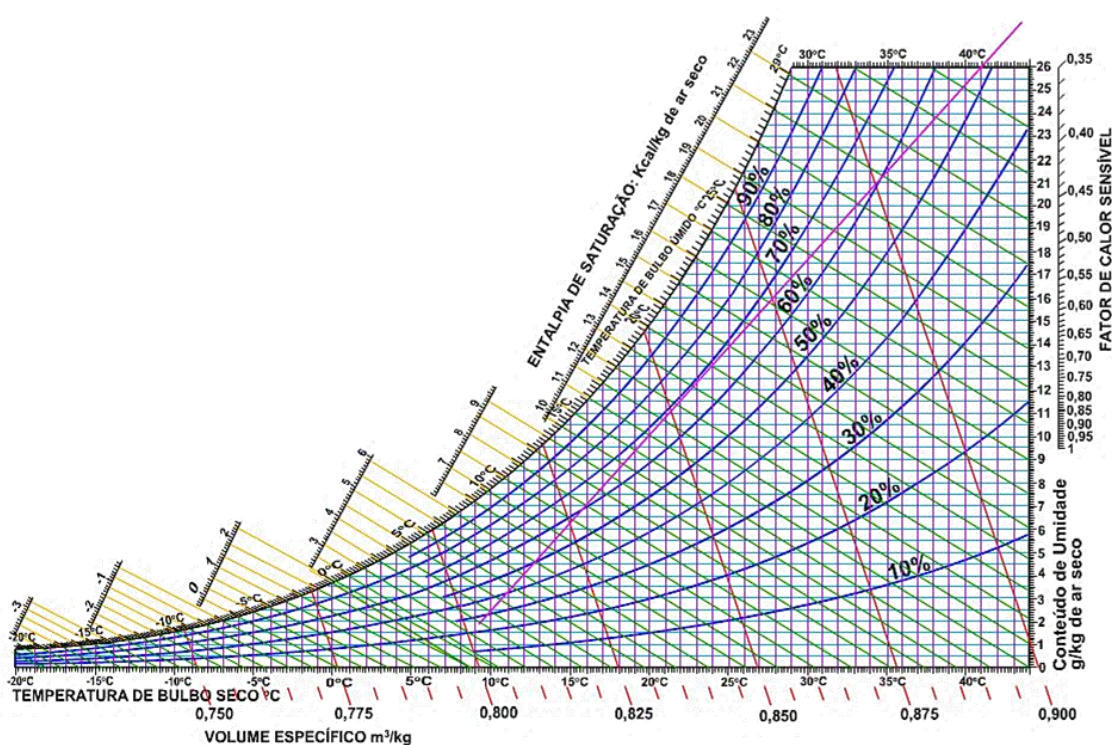
onde, p [$\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$] é a pressão ambiente; n é o número de mols. Portanto, é mais utilizada a razão de mistura (w) (GRIMM, 2009). A razão de mistura relaciona a massa de vapor d'água com a massa de ar seco, ou seja,

$$\omega = \frac{m_v}{m_{Ar}}, \quad (38)$$

onde, w [adimensional] é a razão de mistura, m_v [kg] é a massa de vapor d'água e m_{AR} [kg] é a massa de ar seco.

Conhecidas a temperatura (bulbo seco) e umidade relativa é possível determinar a razão de mistura com a utilização de uma carta psicrométrica, como a que é mostrada na Figura 11 (BRITTO, 2010).

Figura 11 – Carta psicrométrica, utilizada para determinar a razão de mistura a partir da temperatura de bulbo seco e da umidade relativa.



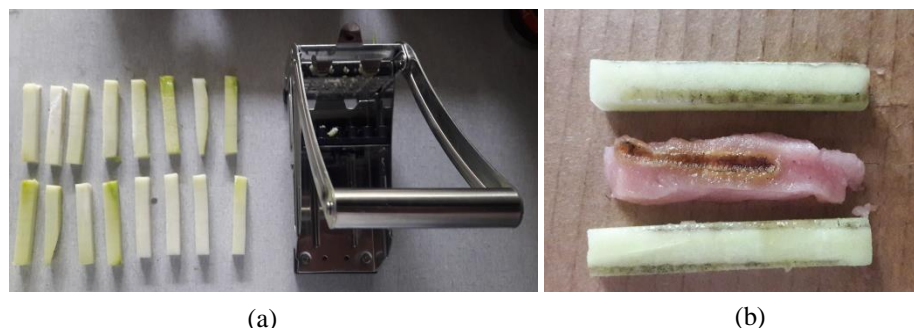
Fonte: PAIVA, 2014.

3 METODOLOGIA

3.1 AMOSTRAS

Os tecidos biológicos validados para a utilização em estudos que envolvem a eletrocirurgia são o chuchu (*Sechium edule*) (SCHNEIDER e ABATTI, 2008) e a carne de porco (*Sus scrofa dosmesticus*) (BOWMAN e CRAVALHO, 1975). No preparo das amostras de chuchu destinadas aos experimentos em óptica foi utilizado um fatiador de legumes, mostrado na Figura 12 (a). Os cortes eletrocirúrgicos, sempre que possível, foram realizados próximos da borda da amostra, para que a luz emitida pela faísca não fosse bloqueada pelo tecido. A Figura 12 (b) exibe duas amostras de chuchu e uma de carne de porco. A carne de porco, por ser mais mole, foi cortada com uma faca e com aproximadamente o tamanho da amostra de chuchu.

Figura 12 – A foto (a) exibe as amostras de chuchu cortadas e o cortador utilizado para a padronização das dimensões das amostras. A foto (b) mostra duas amostras de chuchu e uma de porco após o corte eletrocirúrgico.



Fonte: autoria própria.

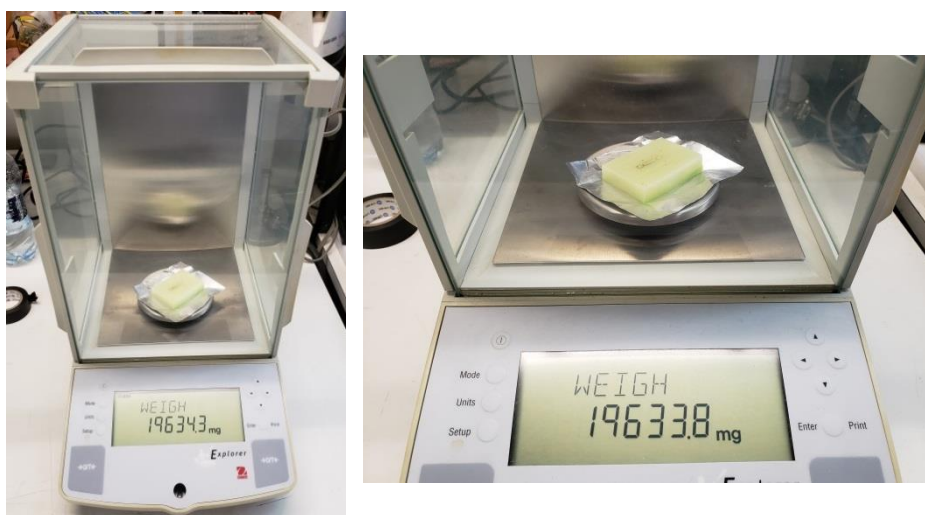
As amostras foram cortadas e rapidamente acondicionadas em potes plásticos com outros pedaços grandes. Este cuidado evitou que as amostras perdessem a umidade natural.

Para os ensaios térmicos foram medidas as massas antes e depois do corte. A diferença de massa é a massa que sofreu ablação, e que foi utilizada na determinação da energia necessária ao aquecimento e à vaporização do tecido. A balança utilizada, mostrada na Figura 13 foi a Explorer da marca Ohaus, com precisão de 0,1 mg.

Os dois tecidos utilizados são ricos em água. O chuchu possui 94% de água em sua constituição e a carne de porco 69% (Departamento de informática em saúde da Escola Paulista de Medicina/UFSP). No tempo de medição nos experimentos térmicos, com a

utilização da câmera térmica, ou nos experimentos de medição de umidade, os tecidos liberavam de forma natural certa quantidade de água.

Figura 13 – Balança Ohaus-Explorer, utilizada na medição da massa da amostra antes e depois de realizado o corte eletrocirúrgico.



Fonte: autoria própria.

Para que os resultados não fossem influenciados por esta perda, sempre foi colocado sob a amostra um pedaço retangular de papel alumínio para conter a água liberada, como mostrado na Figura 13, e que por ser condutor, não afetou a ocorrência da faísca eletrocirúrgica e a ablação do tecido biológico. Após a medição nunca houve contato das mãos com a amostra, que era transportada pelo papel de alumínio. A composição de cada um dos tecidos utilizados é mostrada na Tabela 6 para cada 100 g de tecido.

Tabela 6: Composição química dos tecidos biológicos utilizados.. As quantidades apresentadas se referem a massa de 100 g de tecido. Fonte: Departamento de informática em saúde da Escola Paulista de Medicina/UFSP.

	Chuchu	Porco
Água	94,24 g	69,11 g
Sódio	2 mg	57 mg
Potássio	125 mg	419 mg
Cálcio	17 mg	6 mg
Magnésio	12 mg	29 mg
Fósforo	18 mg	265 mg

A Tabela 7 exhibe as propriedades físicas utilizadas neste trabalho, traz os valores para os tecidos biológicos, para a água e para o ar para comparação com os valores dos tecidos biológicos (GONZAGA e DUARTE, 2007).

Tabela 7: Propriedades físicas dos materiais utilizados neste trabalho. As porcentagens referem-se à quantidade de água contida. Fonte: (ICROPERA e DeWITT, 1998; ÇENGEL e GHAJAR, 2012).

	Chuchu (94%)	Porco (69%)	Água (100%)	Ar (25°C)
c_p (kJ/kg°C)	4,05	3,49	4,19	1,007
k (W/m.K)	0,589	0,456	-	0,02551
ρ (kg/m ³)	1007	1030	1000	1,184
δ (m ² /s)	$1,4 \cdot 10^{-7}$	$1,3 \cdot 10^{-7}$	-	$2,141 \cdot 10^{-5}$
L_v (J/g)	-	-	2260,44	-

3.2 EQUIPAMENTOS DE ELETROCIRURGIA

3.2.1 Placa de Potência – Unidade Eletrocirúrgica

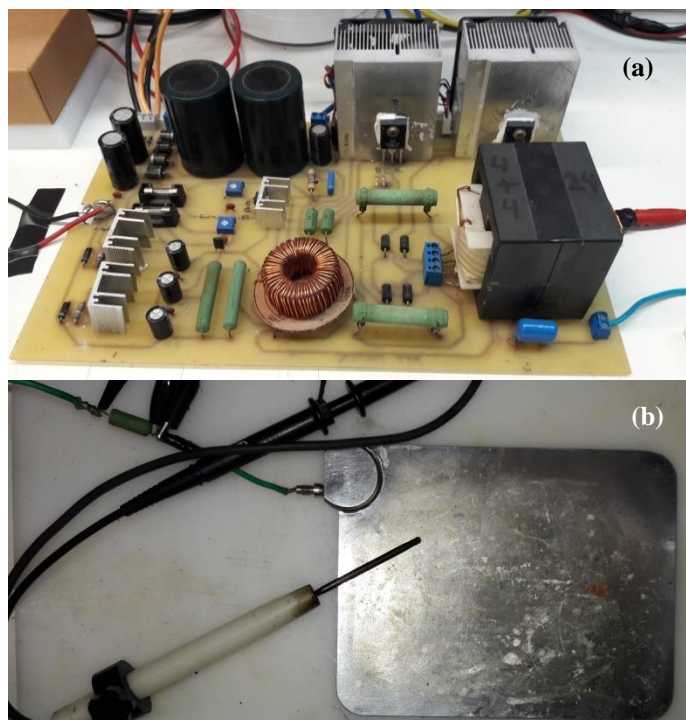
O circuito de potência, apresentado na Figura 14 (a) foi desenvolvido para simular o sinal de um bisturi eletrocirúrgico livre de interferências eletromagnéticas (SCHNEIDER, 2005; BERNARDI, 2008). Este dispositivo simula a utilização de um bisturi elétrico e controla a saída em frequência, em potência e em forma de onda (GRANDE, 2014).

Na Figura 14 (b) são mostrados o eletrodo passivo de metal de dimensões 15 cm x 11 cm, a caneta e o eletrodo ativo, com ponta esférica de 2 mm de diâmetro, este foi o eletrodo utilizado em todos os experimentos realizados e descritos neste trabalho.

3.2.2 Medidas de tensão e corrente elétricas

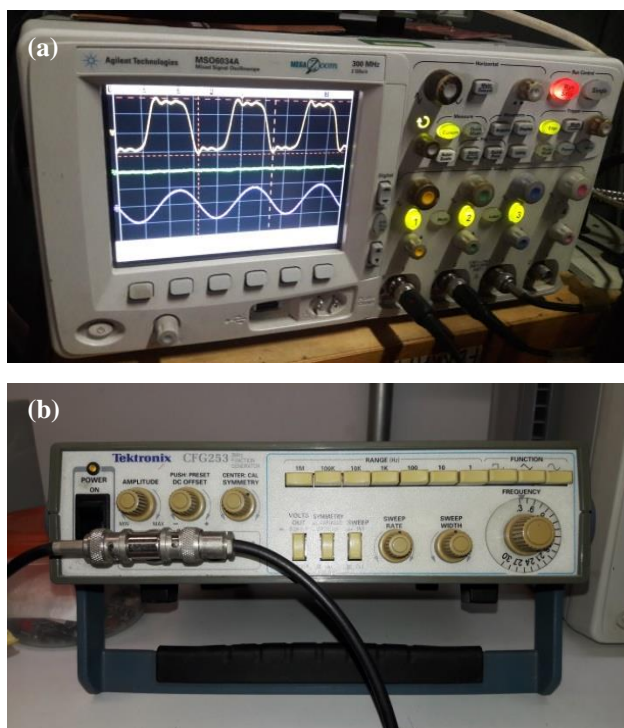
Para medir as tensões elétricas, foram utilizados dois osciloscópios da Agilent Technologies modelo MSO6034A, 300 MHz e 2 GSa/s, mostrado na Figura 15 (a). No primeiro osciloscópio e para cada amostra medida, seja nos experimentos de óptica, de acústica ou de termologia, foi obtida a forma de onda entregue à placa de potência pelo gerador de funções, marca Tektronics, modelo CFG 253, mostrado na Figura 15 (b). Bem como os sinais entre os eletrodos e sobre o resistor de medidas (7Ω com reatância desprezível).

Figura 14 – Em (a) a placa de potência do bisturi elétrico. E em (b) o eletrodo passivo, uma placa metálica plana sobre a qual as amostras foram colocadas, e o eletrodo ativo, esférico com 2 mm de diâmetro. Todos os experimentos foram realizados com estes eletrodos.



Fonte: autoria própria.

Figura 15 – (a) Osciloscópio da Agilent Technologies modelo MSO6034A. (b) Gerador de ondas da marca Tektronix, modelo CFG 253.



Fonte: autoria própria.

As formas de onda foram capturadas sempre com uma medição de amostragem de 32 telas feitas pelo próprio equipamento. Além disso, ao se pressionar o botão de captura a amostragem só era aceita se parecesse com a média visual na tela do osciloscópio.

Com os dados dos osciloscópios foi calculada a potência elétrica e a energia elétrica total entregue pelo bisturi ao tecido através da faísca elétrica. A potência elétrica foi calculada com a utilização do *software* MATLAB[®] (R2016a) com procedimento desenvolvido em trabalho anterior (MONTEIRO *et al.*, 2016). O programa encontra-se no APÊNDICE B.

Independentemente do objetivo do experimento, quer para a medição do espectro eletromagnético da faísca, das características acústicas, da determinação do vapor de água liberado pela ablação ou ainda, nos experimentos com a câmera térmica, as configurações do gerador de ondas, como a amplitude e a frequência (300 kHz), foram mantidas.

3.3 TÉCNICAS ÓPTICAS

3.3.1 Medidas Espectrais

A determinação do espectro eletromagnético da faísca eletrocirúrgica foi feita com a utilização do espectrômetro Shamrock SR-303i, da Andor, utilizado no Laboratório de Propriedades Ópticas, Eletrônicas e Fotônicas (LPOEF) da UFPR, mostrado na Figura 16. Este espectrômetro permite a escolha da grade de difração adequada para cada uma das faixas espectrais que se pretende analisar. As dimensões da fenda podem ser alteradas em função da intensidade da radiação gerada, bem como o tempo de integração.

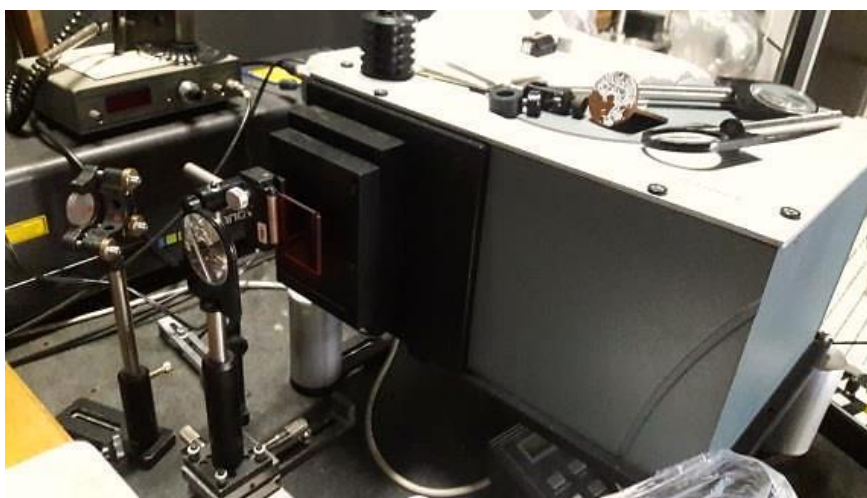
A unidade eletrocirúrgica pode manter a faísca elétrica durante uma dezena de segundos sem dano físico à placa de potência. Para evitar o aquecimento elevado dos resistores a opção foi a de realizar faíscas de até 10 segundos.

Desta forma não foi possível construir o espectro eletromagnético de uma só vez, mesmo dentro de uma determinada faixa espectral, como a visível, por exemplo. Por este motivo a metodologia escolhida foi a de dividir o espectro em intervalos de comprimentos de onda que mantivessem intersecções entre si, o que permitiu posteriormente a montagem de todo o espectro. O espectro medido foi desde o ultravioleta, 210 nm até o infravermelho próximo, 1100 nm.

A coleta da radiação emitida pela faísca eletrocirúrgica foi feita mantendo-se o eletrodo ativo parado em relação à fenda do espectrômetro. O eletrodo passivo, sobre o qual é

colocado o tecido biológico, foi fixado sobre um carrinho com rodas e deslocado com velocidade aproximadamente constante para que o bisturi realizasse o corte sempre alinhado com a fenda.

Figura 16 – Espectrômetro Shamrock SR-303i, da Andor. O espectrômetro decompôs a luz da faísca, cobrindo o espectro eletromagnético desde 210 nm no ultravioleta até 1100 nm no infravermelho próximo. Com o espectro da faísca eletromagnética a atmosfera eletrocirúrgica foi analisada e as quantidades de radiação entre os comprimentos de onda citados.



Fonte: autoria própria.

A radiação foi coletada e colimada sobre a fenda por uma lente de 4,80 cm de diâmetro, que foi colocada a 12,90 cm da faísca.

Para cada caso foram realizadas três coletas de dados, pois a faísca eletrocirúrgica não apresenta uma intensidade luminosa constante. A intensidade utilizada foi a média destas três medidas. Após cada medida do espectro, foi realizada uma medição sem a presença da faísca para verificar a contagem do escuro da sala.

O osciloscópio registrou, para cada uma das medidas do espectro da radiação, a medida da tensão elétrica AC aplicada pelo gerador de funções sobre a placa de potência. Também mediu a tensão elétrica entre a ponta do bisturi e a do eletrodo passivo e a tensão sobre o resistor de medida de corrente, através do qual se pode determinar o tempo de faiscância e a intensidade da corrente elétrica que fluiu pelo circuito, e também pelo tecido biológico, colocado em série com este resistor.

3.3.2 Medidas da Potência Luminosa Total

O medidor de potência luminosa utilizado foi o COHERENT – FieldMeter – Laser Power Meter (RoHS), Figura 17. Após cada rotina de obtenção do espectro, dez faíscas eram geradas para a medição da potência luminosa emitida. A potência utilizada nos cálculos posteriores foi a média destas dez medidas. A radiação emitida pela faísca foi colimada sobre o sensor do medidor de potência pela mesma lente utilizada para a obtenção do espectro eletromagnético da faísca elétrica. A colimação foi necessária para que a intensidade luminosa sobre os sensores seja do espectrômetro ou do medidor de potência permitisse a leitura da radiação incidente sobre estes dispositivos. Com estes dados foi possível determinar a potência luminosa total emitida em todas as direções.

Figura 17 – Medidor de Potência. Após cada espectro medido foram realizadas medições da potência luminosa nas mesmas condições do processo de faiscância.



Fonte: autoria própria.

3.3.3 Absorbância

Para o experimento de absorbância foi utilizado o espectrofotômetro Perkin Elmer modelo Lambda 1050 UV/VIS, mostrado na Figura 18. O espectro de absorbância foi realizado para amostras de chuchu, carne de porco, pele de porco, óculos de segurança e luvas cirúrgicas. As amostras de tecido biológico foram cortadas em espessuras que permitissem a transmissão da radiação através da amostra, como mostradas na Figura 19. A espessura do chuchu foi de 1,3 mm. A carne de porco foi fatiada com 1,5 mm e a pele com 2,95 mm. Na Figura 20 estão os óculos e as luvas cirúrgicas. A luva azul apresentou uma espessura de 40 μm ; a branca 70 μm , colocadas no suporte, mostrado na Figura 20 e os óculos apresentaram uma espessura de 2,15 mm.

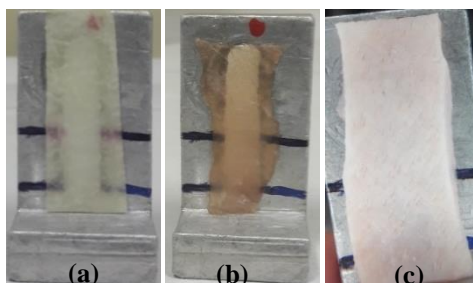
Figura 18 – Espectrofotômetro utilizado para o levantamento dos espectros de absorvância do chuchu, da carne e da pele do porco.



Fonte: autoria própria.

As espessuras dos tecidos biológicos e dos óculos foram medidas com o uso de um paquímetro. As espessuras das luvas foram medidas com um micrômetro. As amostras biológicas e as luvas foram fixadas em um suporte metálico, mostrado nas Figuras 19 e 20. Os óculos foram colocados diretamente no espectrofotômetro.

Figura 19 – Cortes feitos nos diferentes tecidos para o experimento de absorvância. Na Figura, (a) chuchu, cortado com 1,3 mm de espessura. (b) Carne de porco, cortada com 1,5 mm e (c) pele de porco, cortada com uma espessura de 2,95 mm.



Fonte: autoria própria.

Figura 20 – Óculos e luvas cirúrgicas são elementos de proteção médica em procedimentos cirúrgicos. A absorvância de cada um foi medida para avaliar o nível de proteção radiológica que apresentam. A luva azul possui uma espessura de 40 μm , a branca com 70 μm e os óculos 2,15 mm.



Fonte: autoria própria.

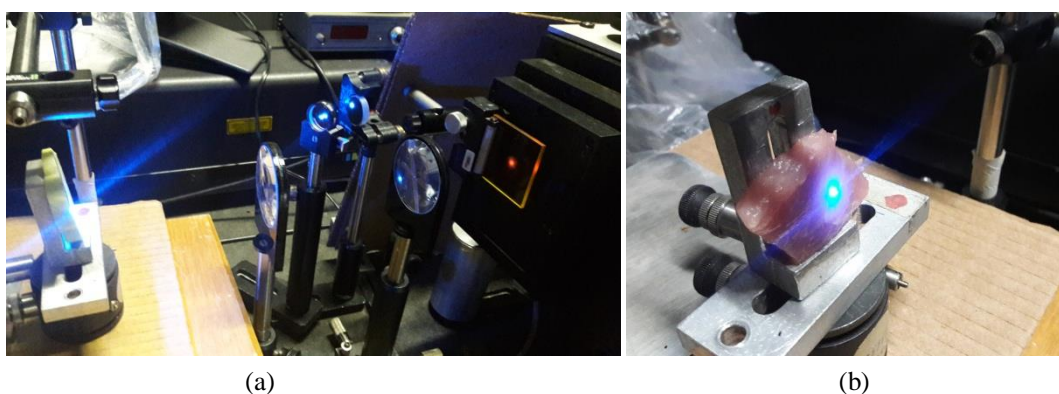
O espectro de absorção dos tecidos biológicos foi obtido em uma faixa espectral maior daquela registrada para a faísca elétrica e sua atmosfera (210 nm até 1100 nm). O intervalo para o espectro de absorção foi de 200 nm até 1800 nm, pois no infravermelho, em 1450 nm, a água absorve mais intensamente a radiação, e esta absorção da água serviu como uma assinatura para a confirmação das medidas. O espectro de absorção da radiação emitida pela faísca eletrocirúrgica permitiu o cálculo da profundidade atingida por cada uma das radiações em cada um dos tecidos estudados, como será visto posteriormente.

3.3.4 Luminescência

O experimento de Luminescência foi realizado para indicar se a radiação que foi registrada nos experimentos de espectroscopia foi totalmente emitida pela faísca e/ou pela atmosfera eletrocirúrgica formada durante a ablação do tecido, ou se houve a contribuição da emissão de radiação ocasionada pela excitação do tecido pela radiação incidente ou pelo feixe de elétrons que o atravessou.

As excitações do tecido, tanto do chuchu como do porco foram obtidas pela incidência de um feixe de laser azul, com comprimento de onda de 473 nm. O filtro amarelo, de absorção em 560 nm, colocado na fenda de entrada do espectrômetro, Figura 21 (a) serviu para absorver a radiação azul do laser espalhada pelo tecido. A Figura 21 (b) mostra o experimento de luminescência com a carne de porco.

Figura 21 – Experimentos de luminescência em (a) com o chuchu e em (b) com a carne de porco. O experimento de luminescência foi realizado para verificar se o espectro eletromagnético foi afetado pela emissão de radiação pela excitação do tecido ou pela passagem de elétrons em seu interior.



Fonte: autoria própria.

3.4 MEDIÇÕES TÉRMICAS

3.4.1 Perfil Térmico: Câmera Infravermelha

Os registros dos gradientes de temperatura foram levantados com a câmera infravermelha da marca FLUKE®, Figura 22. A câmera faz o registro térmico do tecido através de imagens e vídeos.

Figura 22 – Câmera Infravermelha – FLUKE®. Usada para registrar e medir as diferentes temperaturas no tecido biológico durante e após a faiscância.

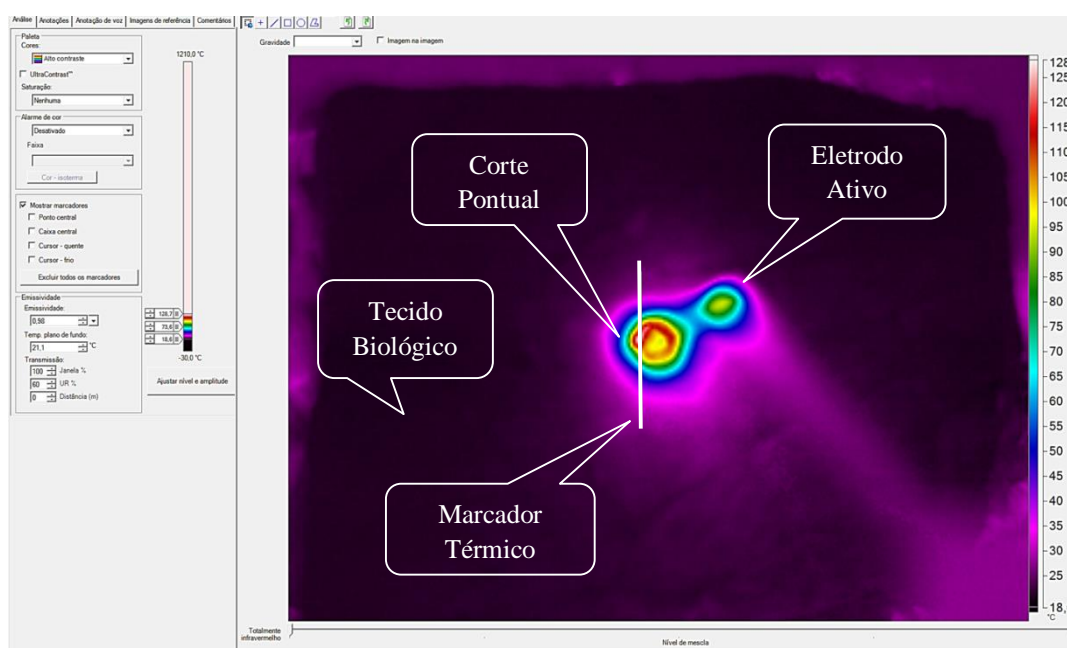


Fonte: www.fluke.com/pt-br/produtos/cameras-termicas/cameras-termograficas-portateis. Acesso em 05/08/2019.

A câmera térmica foi fixada em um tripé e recebeu a radiação perpendicularmente à sua lente. Em todos os experimentos registrou a temperatura superficial do tecido alguns minutos antes da ablação, durante a ablação e alguns minutos após, até o equilíbrio térmico com o meio. A Figura 23 abaixo mostra uma imagem feita durante o processo de ablação do tecido, neste caso, com a carne de porco. A imagem registra os dados radiométricos (termo usado pelo fabricante) e estes podem ser analisados com o *software* SmartView da FLUKE®. É possível conhecer a temperatura em cada pixel da foto, bastando colocar o cursor no local desejado. A faixa de calibração, em todos os experimentos foi de $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ até $1200\text{ }^{\circ}\text{C}$. A câmera permite o registro da temperatura de fundo (ambiente), que foi medido em todos os experimentos realizados. Também permite a seleção da emissividade do material e a porcentagem da transmissão, se utilizado algum filtro. Também é possível estabelecer o perfil de temperaturas sobre um marcador térmico (uma linha reta), que pode ser traçado em qualquer lugar da imagem. O *software* SmartView gera um gráfico com o perfil de temperaturas, como o mostrado na Figura 24. Neste trabalho, os marcadores térmicos

escolhidos foram traçados por linhas retas ao longo dos cortes extensos, desde o tecido que permaneceu sadio, passando pela região ablada até o tecido são na direção oposta. Nos cortes pontuais a reta traçada passava pelo corte, também ligando a região do tecido que permaneceu sadio, como mostrado na Figura 23.

Figura 23 – *Software* da câmera FLUKE®. Com o software é possível determinar a temperatura em cada ponto da imagem. A reta branca, utilizada como um marcador térmico, mostra a técnica utilizada para a medição do gradiente de temperaturas e sua evolução temporal.



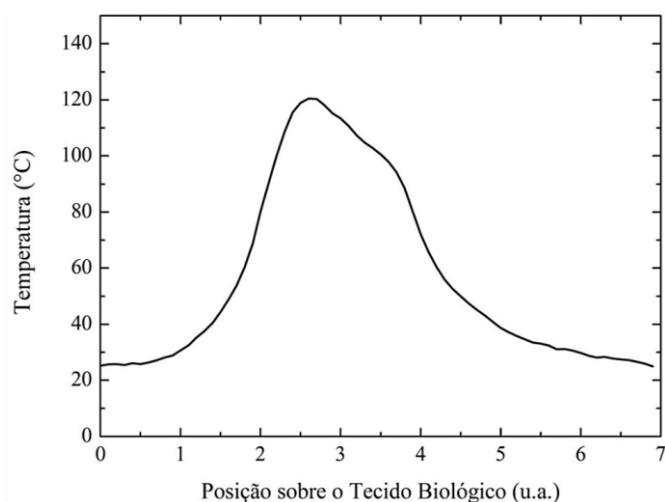
Fonte: autoria própria.

O perfil exibido na Figura 24 é o da reta branca, utilizada como marcador térmico mostrado na Figura 23. Em cada experimento foi realizada a medição das dimensões reais da amostra e do corte. Assim foi possível estabelecer uma escala e determinar o tamanho real do marcador térmico traçado sobre a imagem térmica. O mesmo marcador térmico, com o mesmo comprimento e a mesma posição foi traçado em cada imagem térmica registrada, quer a imagem tenha vindo da sucessão de fotos com intervalos de 10 s, sequência mostrada na Figura 25 para um corte extenso, ou pela obtenção das imagens retiradas dos vídeos. Ao final do processo, foi possível conhecer a evolução temporal do gradiente de temperaturas em uma mesma posição do tecido.

Estas informações permitiram o cálculo da espessura do dano térmico causado ao tecido biológico e as dimensões do corte eletrocirúrgico.

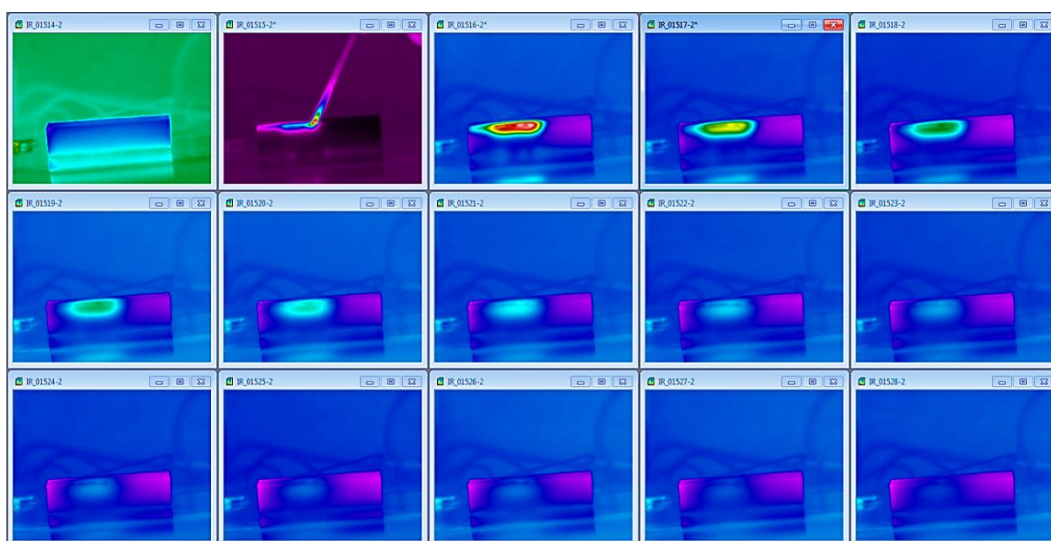
Os experimentos para a determinação da propagação de calor, das variações de temperatura e do dano térmico foram realizados através de dois tipos de cortes. Os cortes extensos e os cortes pontuais. Os cortes extensos foram realizados com o movimento horizontal do eletrodo ativo em relação à amostra. As extensões variaram de 3 cm a 5 cm. Os cortes pontuais foram feitos com o movimento vertical em profundidade em relação à superfície do tecido. Os cortes apresentaram diâmetros de 4,0 mm a 4,5 mm e profundidades de 2 mm a 3 mm, como mostrado, por exemplo, na Figura 26.

Figura 24 – Exemplo de perfil de temperaturas obtido, em um determinado instante, com o marcador térmico sobre o tecido biológico. As unidades da posição são arbitrárias (u.a.). Este perfil de temperaturas corresponde a posição do marcador térmico mostrado na imagem térmica da Figura 23.



Fonte: autoria própria.

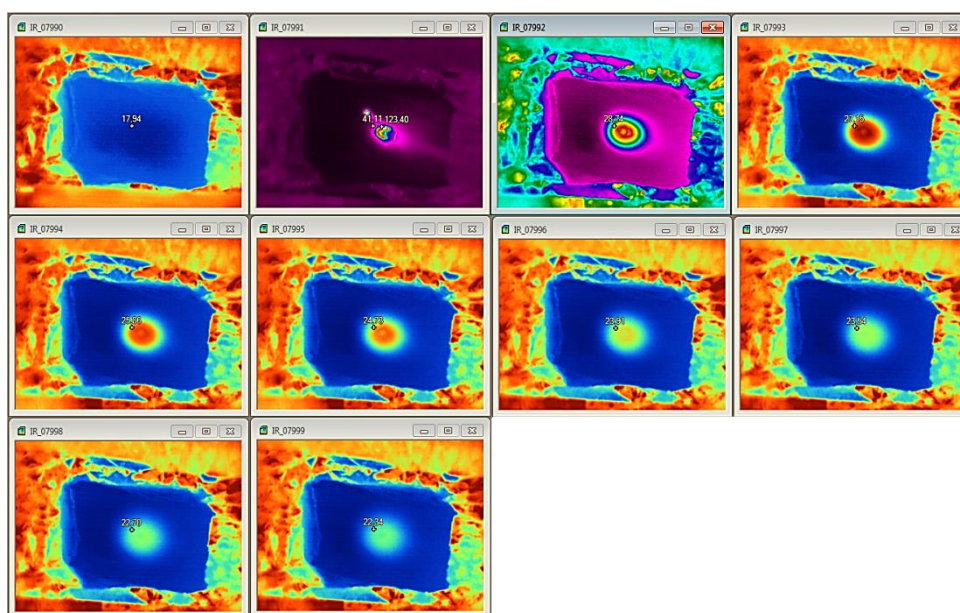
Figura 25 – Sequência de imagens feitas com a FLUKE®. A primeira registrou o perfil térmico instantes antes do corte. A segunda o instante do corte. A partir daí foi registrado o resfriamento, por convecção e radiação. O corte foi extenso e realizado no chuchu.



Fonte: autoria própria.

A Figura 26 mostra o corte pontual. A opção por também utilizar este corte foi a de facilitar o cálculo da energia térmica entregue ao tecido. A propagação do calor neste caso é radial e o gradiente térmico tem um perfil semiesférico e pode ser tratado como cascas esféricas em diferentes temperaturas.

Figura 26 – Sequência de fotos feitas com a FLUKE®. A primeira registrou o perfil térmico instantes antes do corte. A segunda o instante do corte. A partir daí foi registrado o resfriamento, por convecção e condução. O corte foi pontual.



Fonte: autoria própria.

3.4.2 Propagação de Calor pelo Tecido Biológico

A propagação do calor pelo tecido biológico foi acompanhada pela câmera térmica, instante a instante, como exibido nas seções anteriores. A validação dos registros feitos foi realizada através do método das diferenças finitas e através do método de Crank-Nicolson, por ser um método implícito livre de instabilidades na previsão da evolução temporal dos perfis de temperatura, Equações 26, 27 e 28. A aplicação do método se resume basicamente na conservação da energia que se propaga pelo tecido através da Lei de Fourier e da perda de calor por convecção e radiação. A equação para perda de calor por convecção, Equação 17 foi aplicada para o resfriamento e a lei de Stefan-Boltzmann, Equação 16 para a radiação.

O desenvolvimento do método está atrelado ao número de pontos que se pode medir sobre o marcador térmico. Portanto, para os cálculos numéricos da evolução temporal das temperaturas, foi desenvolvido um programa no MATLAB® (R2016a) que permitiu

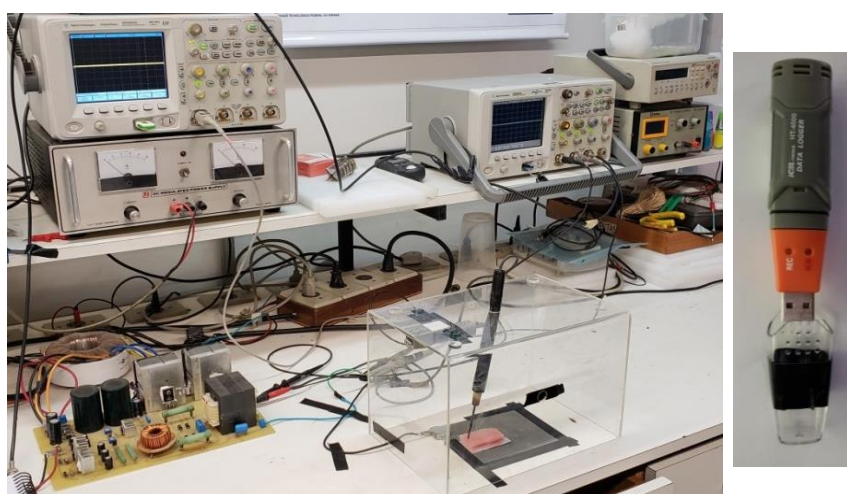
acrescentar pontos sobre o marcador e evoluir o sistema para interações em tempos maiores de forma ágil e rápida. Os resultados obtidos pelo método estão no APÊNDICE A e o programa desenvolvido é apresentado no APÊNDICE C.

3.5 QUANTIDADE DE VAPOR D'ÁGUA LIBERADO DURANTE O CORTE ELETROCIRÚRGICO

A quantidade de vapor d'água liberado durante o corte eletrocirúrgico foi determinada através de experimentos realizados dentro de uma caixa de acrílico desenvolvida para esta finalidade específica, mostrada na Figura 27, a caixa isolou a amostra e a emissão do vapor para o meio externo. Dentro da caixa foi fixado um termo-higrômetro modelo HT-4000 da marca ICEL, também mostrado no detalhe da Figura 27.

O volume da caixa de acrílico foi determinado para que não ocorresse saturação do vapor d'água em seu interior. Para o volume da caixa ($1,12 \times 10^{-2} \text{ m}^3$) e nas Condições Normais de Temperatura e Pressão – CNTP seria possível cortar até 332 mg de tecido (caso 100% da água contida no tecido fosse vaporizada). Este valor para a massa ablada nunca foi alcançado. De fato, o maior valor para a massa ablada nestes experimentos foi de 137 mg. Ou seja, o ar no interior da caixa de acrílico nunca ficou saturado de umidade e nunca ocorreu a condensação do vapor nas paredes de acrílico.

Figura 27 – Caixa de acrílico e o termo-higrômetro. Neste experimento o vapor d'água liberado durante o corte foi contido pela caixa. A diferença da umidade do ar em seu interior, antes e após o corte, indicou qual a parcela de vapor d'água foi liberada pelo tecido biológico durante a ablação.

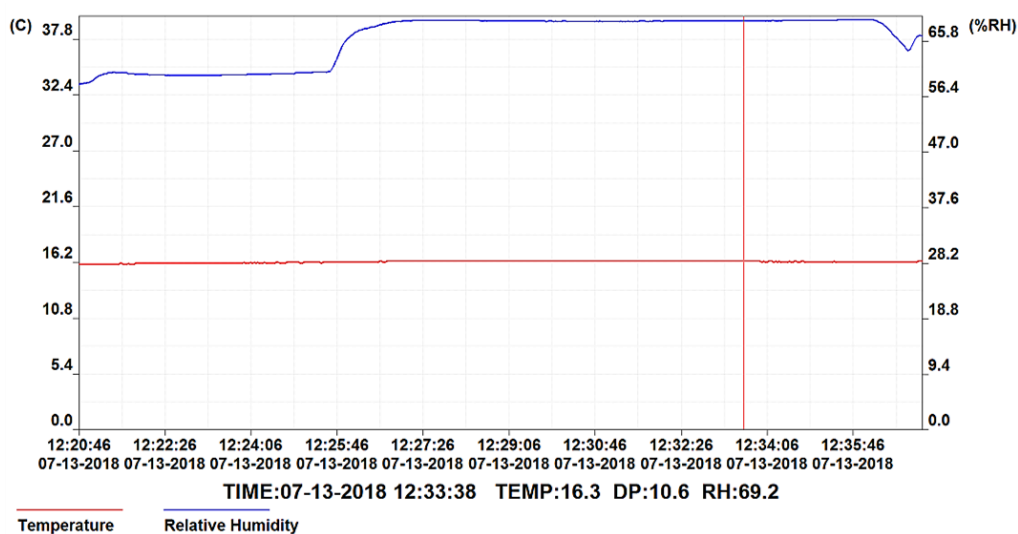


Fonte: autoria própria.

O termo-higrômetro foi calibrado para que fizesse 500 leituras, uma a cada 2 s (tempo total de leitura: 16 min 40 s). O termo-higrômetro era então colocado dentro da caixa e lá ficava com a amostra entre 4 e 5 minutos, registrando a temperatura e a umidade relativa do ar no interior da caixa antes do corte ser realizado. O corte era então feito e no tempo restante o termo-higrômetro permanecia registrando as alterações de temperatura e umidade dentro da caixa.

Após o tempo total de leitura, o termo-higrômetro era colocado no computador e com o *software* DataLogger Graph, os dados eram baixados de forma gráfica, como ilustrado na Figura 28. A variação da umidade dentro da caixa de acrílico indica a quantidade de massa de vapor d'água que foi liberada através da ablação. A diferença entre a massa ablada e a massa de vapor indica a quantidade de água que foi liberada sem ter sido vaporizada.

Figura 28 – Gráficos da umidade relativa do ar dentro da caixa de acrílico e da temperatura do ar em função do tempo. A variação da umidade do ar deve-se ao vapor d'água proveniente da ablação do tecido biológico.



Fonte: autoria própria.

3.6 MEDIÇÕES ACÚSTICAS

A faísca eletrocirúrgica emite, durante o corte, um som característico. Esta emissão sonora requer energia, que foi transformada a partir da energia elétrica da faísca. O nível sonoro foi medido com um medidor de pressão sonora ou decibelímetro. O instrumento usado

foi o decibelímetro digital da marca Hikari – HDB-882, mostrado na Figura 29. Este decibelímetro possui uma resolução de 0,1 dB.

O decibelímetro foi fixado em um tripé e colocado às distâncias 10 cm, 20 cm, 50 cm e 100 cm da faísca elétrica. Para cada uma das distâncias foram feitas 3 medidas do nível sonoro. Primeiramente do ruído ambiente e após, o do nível sonoro gerado pela faísca elétrica durante o corte eletrocirúrgico. Como o nível sonoro da faísca sofre variações durante o corte, foram feitos vídeos do visor do decibelímetro. Os valores dos níveis sonoros foram registrados a partir destes vídeos. As médias do som da faísca foram utilizadas para o cálculo da intensidade sonora e da potência sonora emitida durante o corte do tecido. As medidas foram realizadas em modo *slow* e com a ponderação A. Por este motivo a unidade do nível sonoro se escreve indicando a ponderação utilizada, *e.g.* dB(A). Os experimentos realizados seguiram a norma NR 15 - Portaria MTb n.º 3.214, de 08 de junho de 1978. Atualizada pela Portaria MTb n.º 1.084, de 18 de dezembro de 2018. A referida norma, já atualizada, no capítulo 15.7.2, cita:

“Os níveis de ruído contínuo ou intermitente devem ser medidos em decibéis (dB) com instrumento de nível de pressão sonora operando no circuito de compensação “A” e circuito de resposta lenta (SLOW). As leituras devem ser feitas próximas ao ouvido do trabalhador.”

Figura 29 - Medidor de pressão acústica - Decibelímetro digital - da marca Hikari – HDB-882. Utilizado na medição do nível sonoro da faísca elétrica.



Fonte: autoria própria

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 EXPERIMENTOS ÓPTICOS

4.1.1 Características Ópticas da Faísca Eletrocirúrgica

A investigação da emissão luminosa da faísca eletrocirúrgica foi realizada em duas abordagens. Primeiro, foram determinados os espectros da radiação emitida. Após, foi medida a potência luminosa total emitida pela faísca elétrica. O conhecimento dessas duas informações foi utilizado para estabelecer a potência emitida em cada intervalo espectral, e permitiu especificar o efeito da radiação emitida sobre o tecido ao redor do bisturi. Também foi possível fazer algumas considerações sobre a exposição do cirurgião e do paciente para os níveis de radiação medidos.

Foi utilizado o mesmo arranjo experimental para a medição da potência luminosa total e para os espectros da faísca. Neste trabalho foram realizadas medições tanto para o chuchu como para a carne de porco. Para fins de comparação também foi feito o espectro para a faísca entre a ponta metálica do eletrodo ativo e uma placa de metal (alumínio). Conhecendo a abertura da lente de coleção e a distância desta até a faísca foi possível determinar a potência radiante emitida pela faísca elétrica com a utilização das Equações 3 e 4. A potência luminosa média de 10 medidas foi $(6 \pm 2) \times 10^2 \mu\text{W}^1$ para o chuchu, $(1,1 \pm 0,4) \times 10^2 \mu\text{W}$ para a carne de porco, e $(3 \pm 1) \times 10^4 \mu\text{W}$ para o metal. As intensidades da radiação sobre os tecidos biológicos e o metal, ao redor do bisturi, foram de $(2 \pm 1) \times 10^1 \text{ W/m}^2$ para o chuchu, $(4 \pm 2) \text{ W/m}^2$ para a carne de porco, e $(8 \pm 4) \times 10^2 \text{ W/m}^2$, para o metal. Para os tecidos biológicos, estes valores são pequenos quando comparados, por exemplo, com a intensidade radiante do Sol sobre a superfície da Terra num dia de primavera (aproximadamente 1120 W/m^2 para latitudes entre 20° e 60° (DIFFEY, 2002)).

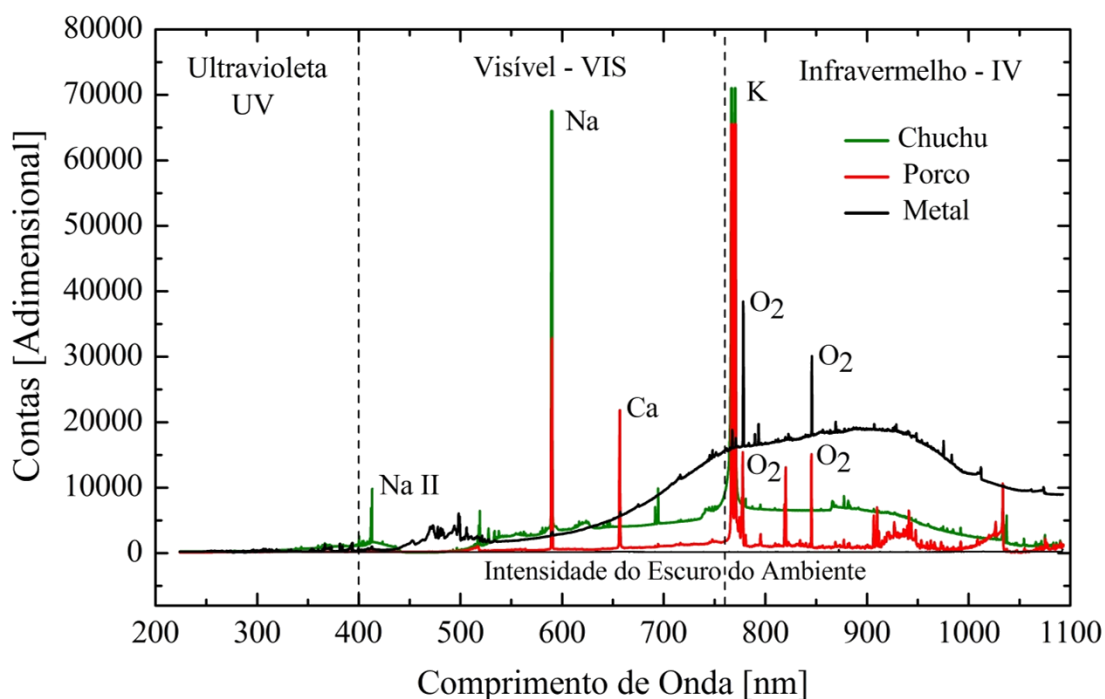
O experimento seguinte foi realizado para a obtenção do espectro da faísca eletrocirúrgica entre o eletrodo e os tecidos biológicos. O espectro revelou a existência da emissão ultravioleta, do visível e do infravermelho, como ilustra a Figura 30.

Na Figura, pode ser visto o espectro total (de 210 nm a 1100 nm) medido para a faísca produzida sobre o chuchu (curva verde), sobre a carne de porco (curva vermelha) e sobre o

¹ Os valores numéricos apresentados neste trabalho foram escritos conforme a Teoria de Erros, em que a regra é apresentar o número que representa a incerteza da medida com apenas um algarismo significativo (GOLDEMBERG, 1928; TAYLOR, 1997).

metal (curva preta). Numa primeira análise é possível perceber que a emissão principal da faísca eletrocirúrgica tem predominância na região do infravermelho, com pequena (mas mensurável) parcela de radiação emitida na região do ultravioleta. Também é possível ver que a forma do espectro é diferente entre carne de porco e chuchu, e ambos também são diferentes do espectro de uma faísca entre eletrodos metálicos. A razão dessa comparação com o caso sem tecido é poder determinar se a descarga da eletrocirurgia poderia ser simplesmente comparada a uma descarga elétrica convencional (como soldas elétricas ou relâmpagos), mas a Figura 30 mostra que isto definitivamente não é o caso. Pode-se ver da curva preta da Figura 30 que além da envoltória larga com máximo em torno de 900 nm, a faísca metal-metal apresenta contribuições de emissões atômicas do Oxigênio, um dos constituintes da atmosfera onde a faísca ocorre. A linha preta horizontal mostra a intensidade do escuro do ambiente.

Figura 30 – Espectro eletromagnético completo, obtido entre 210 nm a 1100 nm para faiscância em chuchu, carne de porco e metal (Al). Os espectros exibem emissões de átomos constituintes dos tecidos liberados pela ablação. O espectro foi dividido pelas linhas pontilhadas verticais que separaram o ultravioleta (UV), do visível (VIS) e do infravermelho (IV). A linha horizontal preta mostra a medida da intensidade do escuro do ambiente. No eixo das ordenadas as “contas” indicam a contagem de fótons que incidiram no sensor CCD naquele comprimento de onda.



Fonte: autoria própria

A inspeção visual durante a realização do experimento com os tecidos biológicos mostrou que a faísca fica envolta por uma atmosfera que é constituída por partículas que

resultam da ablação do tecido. Isso se reflete nos espectros da Figura 30. Os resultados para os dois tecidos mostram que a atmosfera eletrocirúrgica não é composta apenas pelos constituintes do ar, mas também pelo material ejetado do tecido biológico, vaporizado e deslocado para cima pela explosão tecidual e pela convecção. A maior evidência são os picos estreitos e intensos em 589 nm, 766 nm, 770 nm e ainda em 656 nm, identificados como pertencentes à emissão atômica do sódio, Na, a dupla emissão do potássio, K e do cálcio, Ca respectivamente, presentes em quantidades relevantes na carne de porco e no chuchu, como mostrado na Tabela 6. Outras linhas estreitas presentes nos espectros podem ser identificadas como pertencentes ao oxigênio, O, que está no ar e também foi excitado por influência das temperaturas da atmosfera eletrocirúrgica no entorno próximo ao eletrodo ativo durante o processo de ablação, similar ao que foi encontrado para o experimento metal-metal.

Nas próximas seções são analisados os espectros eletromagnéticos, que foram separados nos seguintes intervalos espectrais: ultravioleta (UV), visível (VIS) e o infravermelho (IV).

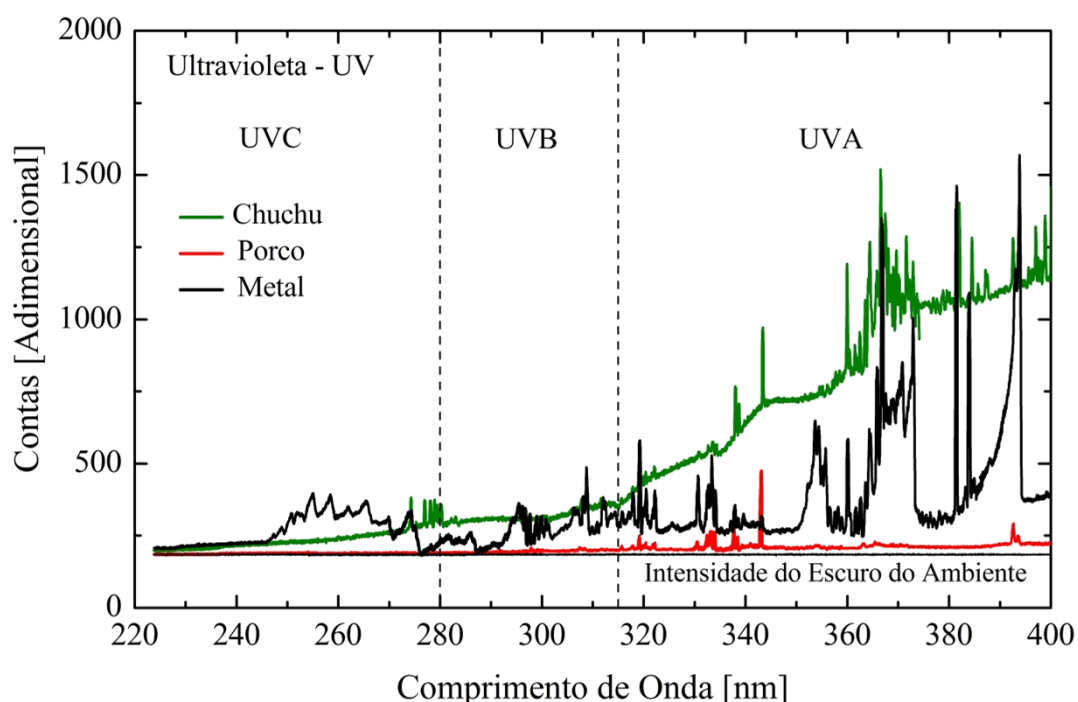
4.1.2 Radiação Ultravioleta

Uma das perguntas iniciais, e que motivou este trabalho, foi sobre a potência radiante na emissão da radiação ultravioleta pela faísca elétrica em um procedimento eletrocirúrgico. Os espectros obtidos para a faixa do ultravioleta e para os três materiais estudados, chuchu, carne de porco e o metal são exibidos da Figura 31.

Na figura, o ultravioleta aparece dividido em UVA, UVB e UVC, de acordo com as faixas determinadas no capítulo 3. A potência luminosa total determinada anteriormente pode ser dividida na área abaixo do gráfico dos espectros da faísca de cada material. A emissão da radiação ultravioleta da faísca quando utilizado o chuchu corresponde a 2,23% da emissão total medida por este comparativo de área. A potência emitida no ultravioleta na ablação do chuchu foi de $(13 \pm 5) \mu\text{W}$. Para o porco, houve uma emissão de 0,38% da emissão total, o que representa uma potência emitida na faixa de UV de $(0,4 \pm 0,2) \mu\text{W}$, o que corresponde a uma intensidade aproximadamente 32 vezes menos intensa do que a emissão com o chuchu. Finalmente, para a faísca entre metal – metal a emissão de ultravioleta correspondeu a 0,43% da emissão total, o que representa uma emissão de $(9 \pm 4) \times 10^1 \mu\text{W}$, ou seja, aproximadamente 7 vezes mais intensa do que a faísca sobre o chuchu.

Para comparação, se conhece a intensidade global da luz solar na superfície da Terra, que é de $1120 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$ entre 12 h 30 min até 13 h 30 min, e que 17 % devem-se ao ultravioleta (DIFFEY, 2002). Portanto, a intensidade do ultravioleta incidente na superfície terrestre neste período é de aproximadamente $190 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$. Sendo assim, a radiação ultravioleta incidente sobre o tecido na faísca com o chuchu corresponde a 0,37% do UV da luz solar sobre a superfície terrestre. Com a carne de porco a intensidade correspondeu a 0,01% e para a faísca sobre o metal 3,16%.

Figura 31 – Espectro da faísca eletrocirúrgica na região do ultravioleta – UV, para experimentos realizados com o chuchu, a carne de porco e metal (Al). A linha horizontal preta é a intensidade do escuro do ambiente. As linhas verticais dividem as regiões em UVC, UVB e UVA. No eixo das ordenadas as “contas” indicam a contagem de fótons que incidiram no sensor CCD naquele comprimento de onda.



Fonte: autoria própria

Dentre os três materiais utilizados, dois biológicos e um metálico, aquele que apresentou uma faísca elétrica com a maior emissão no ultravioleta foi o chuchu. No entanto, mesmo para esta quantidade de UV, segundo a International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection – ICNIRP, a emissão desta radiação está dentro dos limites de tolerância (ICNIRP, 2004). Com base nestas diretrizes, é possível estimar os limites de uso do bisturi eletrocirúrgico em tecidos vivos.

Foi considerada uma área de incidência de $25 \times 10^{-6} \text{ m}^2$, que é a área semiesférica deixada no tecido após a ablação. Além das potências de emissão das frações de UV, que são o UVA, o UVB e o UVC, foram obtidos os valores da irradiância espectral (B_λ) e o tempo limite de exposição da radiação UV. Os resultados para o chuchu são exibidos na Tabela 8 e na Tabela 9 encontram-se dados similares obtidos para a carne de porco. É importante ressaltar que estes resultados para o tempo limite valem quando o eletrodo ativo permanece estático em relação ao tecido. Um corte eletrocirúrgico é feito com o eletrodo em movimento e a irradiação não ocorre no mesmo local. Portanto, a irradiação do UV absorvida pelo tecido não é nociva ao paciente. Todavia, os dedos e os olhos do médico seguem o eletrodo e a faísca elétrica, e para ele, estes dados são relevantes.

Tabela 8: Valores de potência para cada faixa da região do UV, as intensidades medidas, o valor da função de eficácia de absorção pelo tecido, a irradiância total pesada pela função anterior. A coluna final indica os tempos recomendados de exposição máxima para o tecido saudável.

Chuchu	Potência (μW)	Irradiância ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$)	Efetividade Espectral S_λ	Irradiância Espectral B_λ ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$)	Tempo Limite (s)
UVA	(11 ± 4)	$(4 \pm 2) \times 10^1$	0,00015	$(0,006 \pm 0,003)$	18 a 42 min
UVB	$(1 \pm 0,4)$	(4 ± 2)	0,3749	$(1,5 \pm 0,7)$	
UVC	$(0,7 \pm 0,3)$	(3 ± 1)	0,2310	$(0,7 \pm 0,2)$	
				$\Sigma B_{ef} = (2 \pm 1)$	

A potência luminosa na emissão da faísca elétrica no chuchu é aproximadamente 5,3 vezes maior do que na carne de porco. E a emissão no UV é 32 vezes maior com o chuchu do que com a carne de porco. A Tabela 9 indica as potências emitidas nas faixas espectrais do UV para a faiscância na carne de porco, as irradiâncias e o tempo limite de exposição ao UV.

Tabela 9: Valores de potência para cada faixa da região do UV, as intensidades medidas, o valor da função de eficácia de absorção pelo tecido, a irradiância total pesada pela função anterior. A coluna final indica os tempos recomendados de exposição máxima para o tecido saudável.

Porco	Potência (μW)	Irradiância ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$)	Efetividade Espectral S_λ	Irradiância Espectral B_λ ($\mu\text{W}/\text{cm}^2$)	Tempo Limite (s)
UVA	$(0,3 \pm 0,2)$	$(1,2 \pm 0,8)$	0,00015	$(0,0002 \pm 0,0001)$	8 h e > 8 h
UVB	$(0,05 \pm 0,02)$	$(0,20 \pm 0,08)$	0,3749	$(0,07 \pm 0,03)$	
UVC	$(0,010 \pm 0,005)$	$(0,04 \pm 0,02)$	0,2310	$(0,009 \pm 0,005)$	
				$\Sigma B_{ef} = (0,08 \pm 0,04)$	

O tempo limite é bastante elevado, e como discutido anteriormente, o eletrodo ativo precisaria ficar acima de 8 h emitindo radiação sobre o mesmo local e esta não é uma prática em eletrocirurgia. Ou seja, não há absolutamente nenhum risco na absorção de UV em procedimentos eletrocirúrgicos. Os valores estão muito aquém dos limites diários de absorção desta radiação (SLINEY, 1997).

Embora o bisturi não realize o corte em somente um único ponto do tecido do paciente, ele está sendo conduzido pela mão do cirurgião. Este sim está sujeito a uma exposição constante à radiação emitida pela faísca eletrocirúrgica conforme comentado anteriormente. Considerando que a distância entre a descarga elétrica e os dedos do operador seja de 2 cm, e lembrando que a irradiância decresce com a lei do inverso do quadrado, ela diminui por um fator 100 (ainda considerando a faísca como uma fonte pontual). Isso significa que os valores de exposição segura, dadas pelas Tabelas 8 e 9 serão aumentados para mais de 8 h. Este tempo é muito superior à duração dos cortes em cirurgias convencionais, de modo que este trabalho apresenta um resultado quantitativo indicando que a radiação mais energética por fóton emitido pela faísca eletrocirúrgica, não apresenta riscos à saúde do paciente, do cirurgião e dos enfermeiros ou instrumentadores.

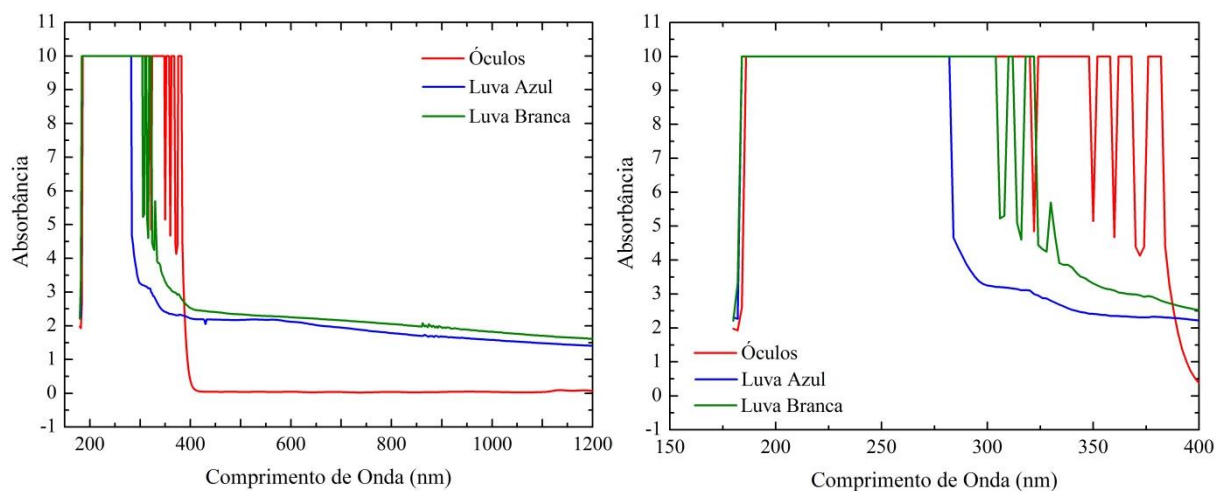
Outro fator que mereceu atenção foi a proteção ao ultravioleta do olho do médico, que durante o corte, acompanha a faísca do início ao fim do corte. A distância entre a faísca e o olho foi considerada de 50 cm. Para esta distância as intensidades do UV foram, para o chuchu, $(9 \pm 2) \times 10^{-4} \mu\text{W}/\text{cm}^2$, para o porco $(3 \pm 1) \times 10^{-5} \mu\text{W}/\text{cm}^2$, e para o metal $(6 \pm 3) \times 10^{-4} \mu\text{W}/\text{cm}^2$. A Irradiância Efetiva (B_{ef}) foi de $4,1 \times 10^{-4} \mu\text{W}/\text{cm}^2$, para o chuchu e de $2,2 \times 10^{-6} \mu\text{W}/\text{cm}^2$ para a carne de porco. Estes valores nem aparecem na Tabela 3, pois para estas irradiâncias, o tempo de exposição supera o limite de 8 h em uma jornada de trabalho de 8 h como prevê a norma (ICNIRP, 2004).

Apesar dos resultados indicarem que o cirurgião está seguro em relação à emissão de UV, foi realizado a medição dos coeficientes de absorção de dois tipos de luvas cirúrgicas e de um óculos de plástico também utilizado por médicos em práticas cirúrgicas. Os resultados destas medições estão representados no gráfico da Figura 32 (a). Na Figura 32 (b) é mostrado um detalhamento da absorção, dos três objetos de proteção, apenas na faixa do ultravioleta. A leitura das ordenadas dos gráficos indica que a radiação é totalmente transmitida quando o valor da absorbância é 0%, ou seja, naquele comprimento de onda o meio é transparente. Quando não ocorre transmissão, ou seja, a absorção é total, a absorbância corresponde a 100% e para este comprimento de onda o meio é opaco.

Os óculos, com 2,5 mm de espessura, são transparentes para o infravermelho e, obviamente, para a luz visível. Ou seja, entre 400 nm e 1100 nm (limite do infravermelho deste trabalho). Para o UV, e suas divisões entre 200 nm a 400 nm, ele é opaco, a absorbância é máxima e não há transmissão desta radiação através dele. Os olhos do cirurgião já não sofreriam dano pela emissão do UV, como discutido anteriormente. Com a utilização dos óculos a proteção radiológica aos olhos estará superdimensionada.

A luva branca e a luva azul apresentaram valores que permitem a proteção das mãos do cirurgião. As porcentagens de radiação transmitida por cada elemento de proteção são mostradas na Tabela 10. As espessuras das luvas de borracha, mostradas na tabela, foram medidas simulando elas esticadas, como se estivessem vestidas.

Figura 32 – Espectros de absorção de elementos de proteção utilizados por médicos durante uma cirurgia. Em (a) o espectro desde o UV até o IV. Em (b) detalhamento do espectro de absorção no UV.



Fonte: autoria própria

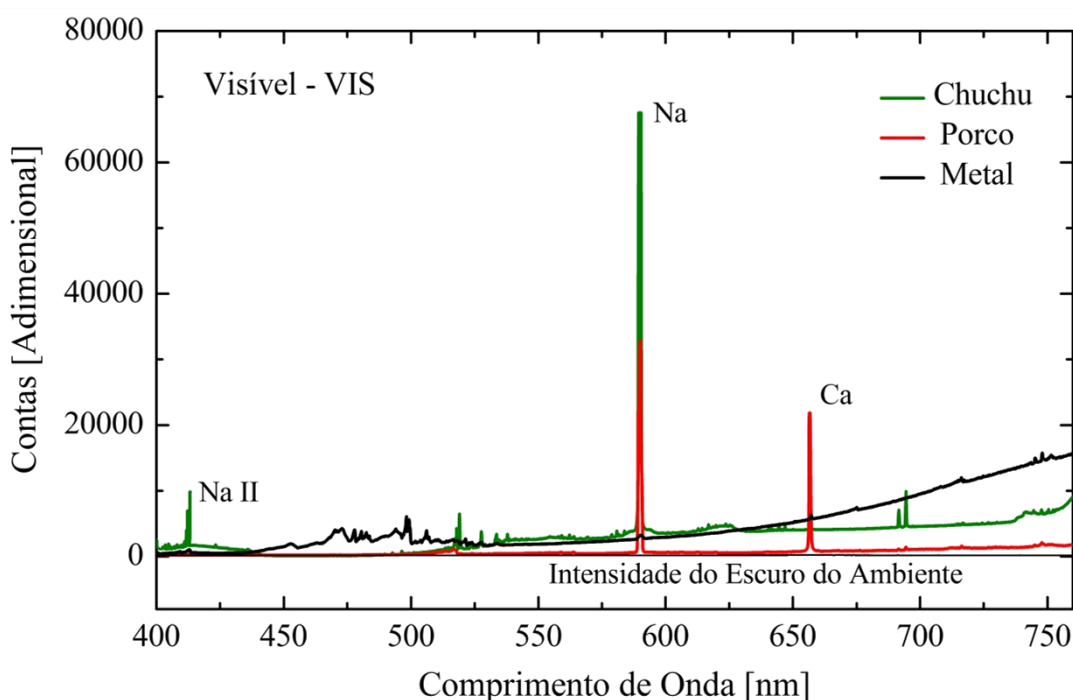
Tabela 10: Porcentagens de radiação transmitidas por cada um dos elementos de proteção. As espessuras das luvas as simulam vestidas.

	Espessura	UVA (%)	UVB (%)	UVC (%)	VIS (%)	IV (%)
Óculos	2,5 mm	0	0	0	100	100
Luva Branca	70 μ m	0,013	0	0	0,5	1,26
Luva Azul	40 μ m	0,2	0,05	0	1,0	2,5

4.1.3 Radiação Visível

O espectro eletromagnético da faísca na região do visível, ilustrado pelo gráfico da Figura 33, mostra que a coloração da atmosfera eletrocirúrgica deve-se principalmente pela emissão do sódio em 589,6 nm, o que confere a coloração amarelada verificada visualmente para a atmosfera eletrocirúrgica. Em experimentos com a carne de porco, ocorrem emissões do cálcio, em 657,3 nm, emissão que confere a cor alaranjada a atmosfera eletrocirúrgica, no entorno do eletrodo ativo, e é mais pronunciada do que no chuchu.

Figura 33 – Espectro da faísca eletrocirúrgica na região do visível – VIS, para experimentos realizados com o chuchu, a carne de porco e metal (Al). A linha horizontal preta é a intensidade do escuro do ambiente. No eixo das ordenadas as “contas” indicam a contagem de fótons que incidiram no sensor CCD naquele comprimento de onda.



Fonte: autoria própria

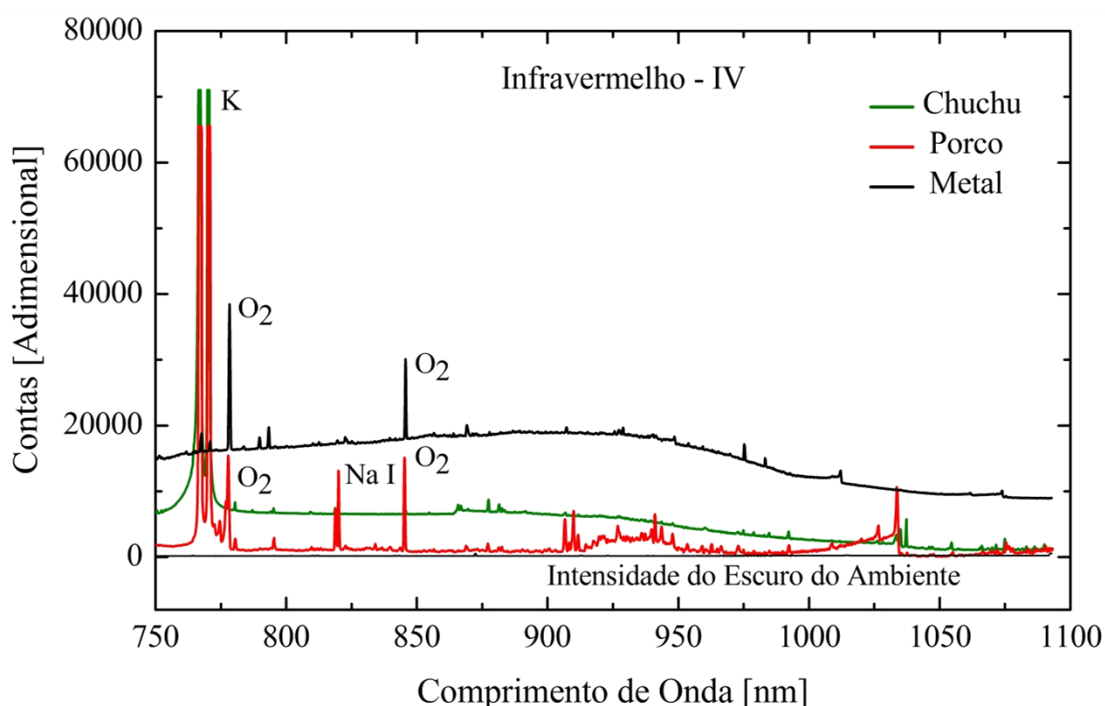
Esta região do espectro mostra que a atmosfera eletrocirúrgica não é composta apenas pelos constituintes do ar. É também composta por elementos que foram ejetados durante o processo de ablação. A confirmação desta alteração pode contribuir em estudos anteriores sobre o processo pelo qual ocorre a ionização do ar, que leva a quebra de rigidez dielétrica do meio, para que a faísca elétrica possa se desenvolver entre os eletrodos, promovendo o corte eletrocirúrgico.

No chuchu, a potência no visível foi de $(2,3 \pm 0,8) \times 10^2 \mu\text{W}$, que corresponde a 38,23% da potência total medida. Para a carne de porco a potência no visível foi de $(3 \pm 1) \times 10^1 \mu\text{W}$, que corresponde a 26,81% da potência total emitida e na faísca entre metal-metal a potência na emissão do visível foi de $(5 \pm 2) \text{ mW}$, que corresponde a 24,60% da potência total medida. Como comentado na seção anterior, apenas a radiação UV teria alguma influência danosa sobre o tecido sadio ou sobre o cirurgião, de modo que não há problemas de segurança envolvendo a luz emitida pela faísca.

4.1.4 Radiação Infravermelha

Na região do infravermelho, que foi medido entre 750 nm e 1095 nm, ocorre a dupla emissão do potássio, uma em 766 nm e outra em 770 nm, como mostra a Figura 34.

Figura 34 – Espectro da faísca eletrocirúrgica na região do infravermelho – IV, para experimentos realizados com o chuchu, a carne de porco e metal (Al). A linha horizontal preta é a intensidade do escuro do ambiente. No eixo das ordenadas as “contas” indicam a contagem de fótons que incidiram no sensor CCD naquele comprimento de onda.



Fonte: autoria própria

Assim como no caso do sódio, o potássio foi retirado do tecido biológico durante a ablação e transportado por convecção, alterando assim a atmosfera eletrocirúrgica. A potência

na emissão do infravermelho foi de $(4 \pm 1) \times 10^2 \mu\text{W}$ no o chuchu e correspondeu a 60,54% da emissão total. Com a carne de porco a potência na emissão correspondeu $(8 \pm 3) \times 10^1 \mu\text{W}$ e correspondeu a 72,81% da emissão total. No metal a potência de emissão foi de $(15 \pm 7) \text{mW}$ e correspondeu a 74,97% da emissão total da radiação quando utilizado o alumínio como eletrodo plano. A radiação nesta faixa interage com o tecido biológico e ao ser absorvida produz o seu aquecimento. A variação de temperatura causada pela absorção do infravermelho é um efeito importante, e deve ser investigado. Nas próximas seções serão quantificados estes aquecimentos. A investigação é necessária para definir limites de uso da técnica, se necessário, pois os tecidos biológicos saudáveis podem perder sua funcionalidade biológica se submetidos por muito tempo a temperaturas superiores a 46 °C (THOMSEN, 1991).

4.1.5 Determinação do Coeficiente de Absorção e da Profundidade Alcançada pela Radiação nos Tecidos Biológicos.

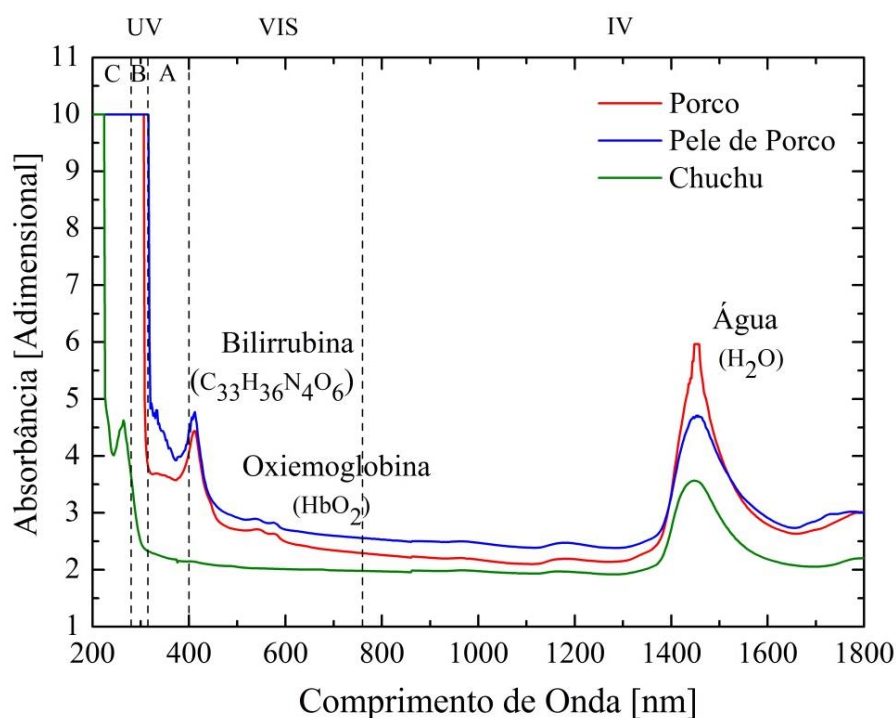
A Figura 35 apresenta os espectros da absorbância dos dois tecidos utilizados nos estudos em eletrocirurgia, o chuchu e a carne de porco e ainda para a pele de porco. Os coeficientes de absorção para cada tecido são exibidos na Figura 36. No gráfico de absorbância, além da absorção da água em 1450 nm, que ocorre nos três tecidos estudados, pois obviamente possuem água. Ocorre também, na carne de porco, um pico de absorção em 412 nm, região do visível, devido à presença da bilirrubina ($\text{C}_{33}\text{H}_{36}\text{N}_4\text{O}_6$), que é encontrada no plasma sanguíneo (SMITH, MANCINI e NIE, 2009). E ainda dois pequenos picos, em 548 nm e 555 nm indicando a Oxiemoglobina, que é a hemoglobina transportando oxigênio (HbO_2), (SILVA *et al.*, 2015; SEKAR *et al.*, 2017; ZIJLSTRA, BUURSMA e MEEUWSENVAN, 1991). O chuchu (curva verde na Figura 36) não apresenta essas duas contribuições como seria esperado devido à sua composição.

Através dos espectros de absorção e da lei de Beer, Equação 5, foi possível determinar o coeficiente de absorção (α) em função do comprimento de onda e, a partir de α , a porcentagem da intensidade de energia absorvida em diferentes profundidades (ATVARS e MARTELLI, 2002).

Também foi determinada a profundidade para a qual ocorreu uma absorção igual a $\eta/\eta_0 = 10^{-5}$ da intensidade inicial da radiação. Os resultados são apresentados separadamente

para o chuchu e para a carne de porco. Para cada uma das faixas espectrais foi feita a média das absorvâncias através dos resultados do gráfico da absorvância, Figura 35.

Figura 35 – Espectros de absorção da carne de porco (carne e pele) e do chuchu. A intensidade da absorção depende da espessura do tecido. Para uma absorvância igual a 10, toda a radiação foi absorvida pelo tecido. Os três espectros mostram a absorção da água no infravermelho. A carne e a pele do porco, por conterem sangue, mostram a absorção da bilirrubina e da oxiemoglobina.



Fonte: autoria própria

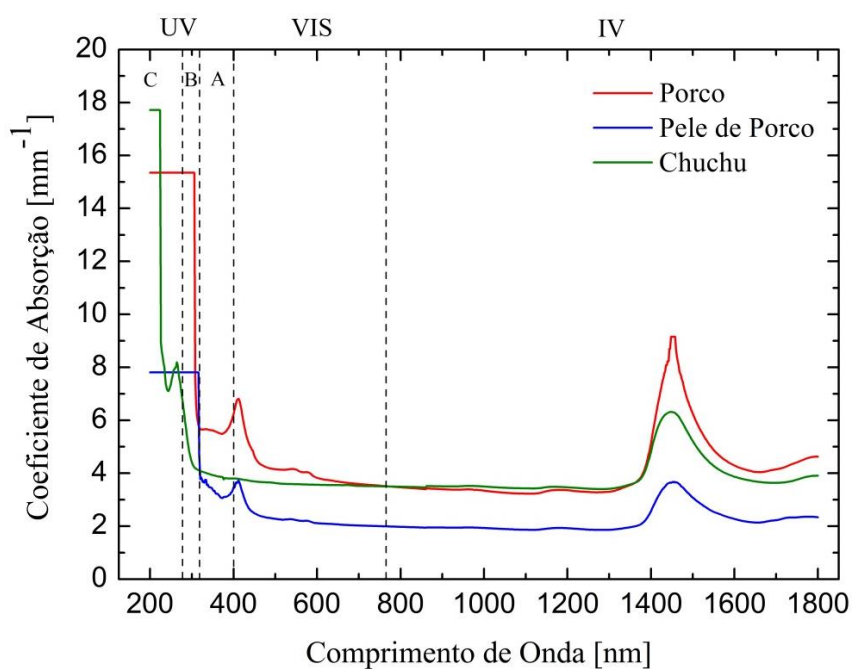
A amostra de chuchu foi cortada com uma espessura de 1,3 mm. As absorvâncias médias no UV foram: $A_{UVC} = 6,18$; $A_{UVB} = 2,75$ e $A_{UVA} = 2,22$. A absorvância média no visível foi: $A_{VIS} = 2,03$ e no infravermelho: $A_{IV} = 1,97$. Para estes valores da absorvância, o coeficiente de absorção, em cada faixa foi: $\alpha_{UVC} = 10,94 \text{ mm}^{-1}$; $\alpha_{UVB} = 4,87 \text{ mm}^{-1}$ e $\alpha_{UVA} = 3,92 \text{ mm}^{-1}$, para o ultravioleta.

No visível, $\alpha_{VIS} = 3,60 \text{ mm}^{-1}$ e no infravermelho $\alpha_{IV} = 3,49 \text{ mm}^{-1}$. A Tabela 11 exibe as porcentagens de absorção da radiação para alguns comprimentos de onda e profundidades. As profundidades foram determinadas com a utilização da Equação 5.

Com o porco foram feitos dois experimentos, um com a carne, que apresenta um tecido mais interno, e outro com a pele. A amostra da carne foi cortada com 1,5 mm e a pele foi cortada com 2,95 mm. Devido à espessura desses cortes de porco, não foi possível medir a

absorbância para a região do UVC (pele) ou do UVC+UVB (carne), pois em ambos os casos as amostras absorveram completamente a radiação incidente naquelas faixas espectrais. As Tabelas 12 e 13 mostram as porcentagens de absorção de alguns comprimentos de onda para algumas profundidades na carne e na pele, respectivamente.

Figura 36 – O gráfico indica a absorção por unidade de espessura [mm] para a carne e pele de porco e para o chuchu.



Fonte: autoria própria

Tabela 11: Chuchu – Porcentagem de radiação absorvida para diferentes profundidades no chuchu. As linhas da Tabela indicam estas profundidades e as colunas a região do espectro e o comprimento de onda utilizado para a determinação da quantidade absorvida em porcentagem.

	UVC (254 nm)	UVB (312 nm)	UVA (364 nm)	VIS (400 nm)	VIS (550 nm)	IV (760 nm)	IV (1100 nm)
0,03 mm	21 %	12 %	11 %	11 %	10 %	10 %	10 %
0,07 mm	42 %	25 %	24 %	23 %	22 %	22 %	21 %
0,15 mm	68 %	46 %	44 %	43 %	42 %	41 %	40 %
1,00 mm	99,95 %	98,4 %	98 %	97,8 %	97,2 %	97 %	96,8 %
2,00 mm	99,99998 %	99,98 %	99,96 %	99,95 %	99,92 %	99,91 %	99,89 %

Tabela 12: Carne de Porco – Porcentagem de radiação absorvida para diferentes profundidades na carne de porco. As linhas da Tabela indicam estas profundidades e as colunas a região do espectro e o comprimento de onda utilizado para a determinação da quantidade absorvida em porcentagem. Para a espessura utilizada, todo o UVC foi absorvido.

	UVC (254 nm)	UVB (312 nm)	UVA (364 nm)	VIS (400 nm)	VIS (550 nm)	IV (760 nm)	IV (1100 nm)
0,03 mm	-	17,0 %	15,3 %	17,1 %	11,7 %	10 %	9,2 %
0,07 mm	-	35,2 %	32,1 %	35,4 %	25,1 %	21,8 %	20,2 %
0,15 mm	-	60,5 %	56,3 %	60,1 %	46,2 %	41,0 %	38,4 %
1,00 mm	-	99,8 %	99,6 %	99,8 %	98,4 %	97,0 %	96,0 %
2,00 mm	-	99,99 %	99,99 %	99,99 %	99,97 %	99,91 %	99,84 %

Tabela 13: Pele de Porco – Porcentagem de radiação absorvida para diferentes profundidades na pele. As linhas da Tabela indicam estas profundidades e as colunas a região do espectro e o comprimento de onda utilizado para a determinação da quantidade absorvida em porcentagem. Para a espessura utilizada, todo o UVB e o UVC foi absorvido.

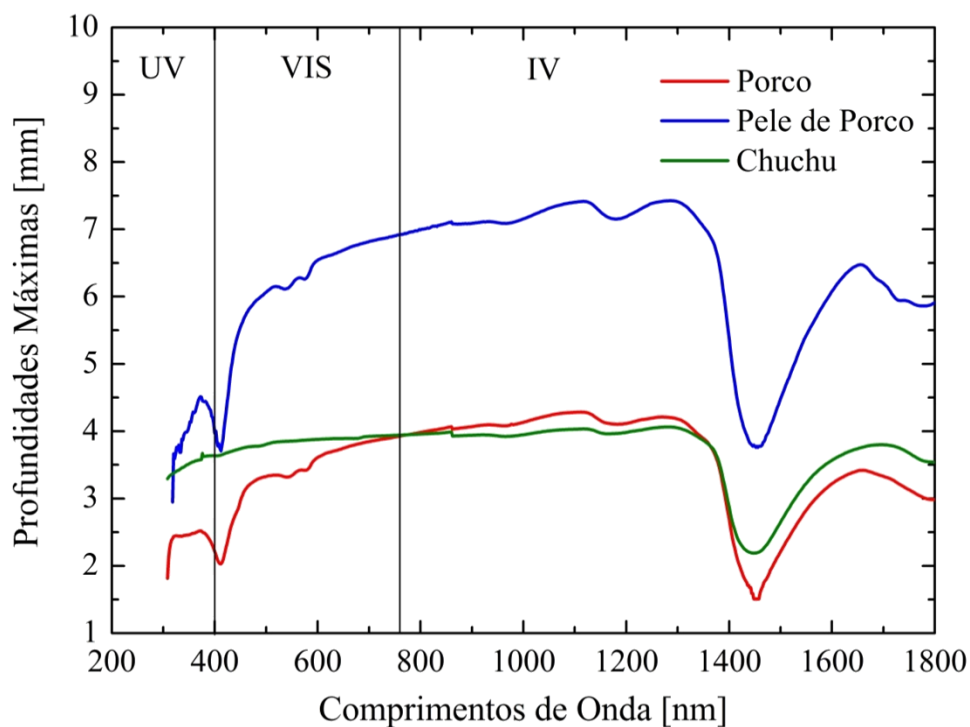
	UVC (254 nm)	UVB (312 nm)	UVA ₂ (364 nm)	VIS (400 nm)	VIS (550 nm)	IV (760 nm)	IV (1100 nm)
0,03 mm	-	-	9,1 %	9,9 %	6,5 %	5,8 %	5,4 %
0,07 mm	-	-	20 %	21,6 %	14,5 %	13 %	12,2 %
0,15 mm	-	-	38 %	40,7 %	28,5 %	25,9 %	24,2 %
1,00 mm	-	-	95,9 %	96,9 %	89,3 %	86,4 %	84,5 %
2,00 mm	-	-	99,8 %	99,91 %	98,8 %	98,2 %	97,6 %

A determinação da profundidade máxima alcançada pela radiação é importante para o cálculo da variação de temperatura que o tecido sofre pela incidência da radiação. Foi considerada a propagação da radiação em uma semiesfera cujo raio é a profundidade máxima da radiação no tecido. O gráfico exibido na Figura 37 apresenta a profundidade máxima alcançada. Foi considerada a absorção total da radiação quando $\eta/\eta_0 = 10^{-5}$.

Através da análise do gráfico das profundidades alcançadas pela radiação, foi verificado que a pele do porco é a mais permeável para as radiações, Figura 37. Para a pele o ultravioleta penetraria aproximadamente 3,5 mm enquanto que na região do visível penetrou até um máximo de 5,0 mm e o infravermelho 6,5 mm aproximadamente. Para a carne de porco os valores de máxima penetração da radiação seriam em torno de 2,4 mm no ultravioleta, 3,3 mm para o visível e de 4,1 mm no infravermelho. No chuchu, o ultravioleta penetrou aproximadamente 2,3 mm, para o visível 3,8 mm e para o infravermelho 4,0. A

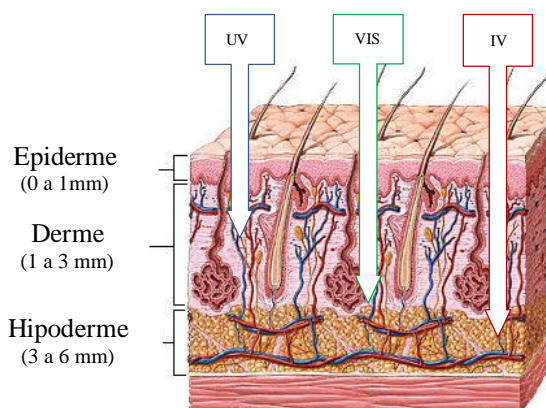
Figura 38 ilustra a profundidade máxima alcançada para cada faixa de radiação na pele humana.

Figura 37 – Máximas profundidades alcançadas nos tecidos orgânicos, chuchu, carne de porco e pele de porco, em função do comprimento de onda da radiação incidente sobre o tecido. Resultados obtidos assumindo para uma absorção de 10^{-5} da radiação incidente.



Fonte: autoria própria

Figura 38 – Pele humana, em corte, exibindo as profundidades máximas calculadas através dos valores calculados para a carne de porco.



Fonte: Adaptado de GCIR (2019)

4.1.6 Variação de Temperatura dos Tecidos Biológicos por Absorção da Radiação

Durante o processo de ablação do tecido biológico a faísca elétrica, ao emitir a radiação, afeta o tecido remanescente, não ablado. O tecido que não foi retirado absorve a radiação até a profundidade máxima e sua energia é transformada em calor. As variações de temperatura devidas à absorção da radiação foram calculadas com base nos dados da subseção anterior e com a utilização da Equação 6, e são apresentadas abaixo para cada um dos tecidos biológicos utilizados. A Tabela 14 exhibe os resultados obtidos com a utilização do chuchu. E a Tabela 15 os resultados com a carne de porco. Em ambos os tecidos a variação de temperatura estimada por causa da absorção da luz proveniente da faísca eletrocirúrgica é muito pequena, claramente insuficiente para proporcionar qualquer dano térmico ao tecido sadio (que foi deixado após o corte). Como será mostrado mais adiante, o processo de ablação dos tecidos vai introduzir uma variação de temperatura dos tecidos que é pelos menos 3 ordens de grandeza superiores às que podem ocorrer pelo efeito de absorção de radiação luminosa.

Tabela 14: Variação de temperatura do chuchu para as profundidades máximas alcançadas pela radiação e suas respectivas potências.

Chuchu	$P_{MÁX}$ (μW)	$x_{MÁX}$ (mm)	ΔT ($^{\circ}C$)
UV	18,0	3,5	$1,0 \cdot 10^{-4}$
VIS	310,1	3,8	$1,1 \cdot 10^{-3}$
IV	500,2	4,0	$1,7 \cdot 10^{-3}$
			$\Delta T_{Total} = 2,9 \cdot 10^{-3}$

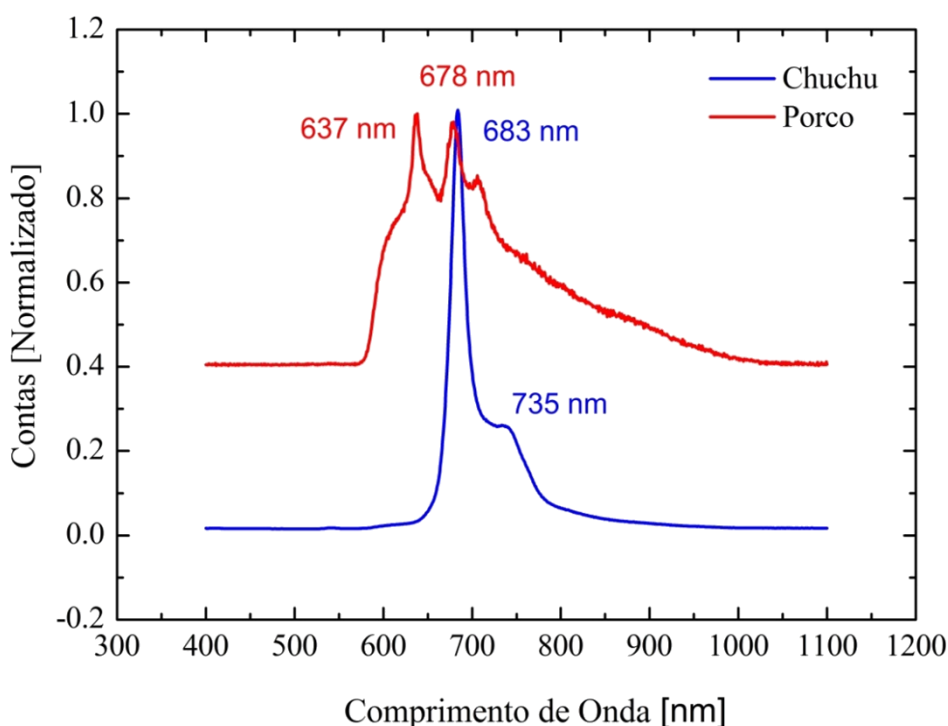
Tabela 15: Variação de temperatura da carne de porco para as profundidades máximas alcançadas pela radiação e suas respectivas potências.

Porco	$P_{MÁX}$ (μW)	$x_{MÁX}$ (mm)	ΔT ($^{\circ}C$)
UV	0,59	2,4	$1,0 \cdot 10^{-5}$
VIS	40,0	3,3	$2,6 \cdot 10^{-4}$
IV	110,1	4,1	$3,4 \cdot 10^{-4}$
			$\Delta T_{Total} = 6,1 \cdot 10^{-4}$

4.1.7 Luminescência - Emissão Luminosa dos Tecidos Estudados

O experimento de luminescência, idealizado para que se descartasse a participação da radiação emitida pelo tecido biológico, foi realizado tanto para o chuchu como para a carne de porco, os dados são mostrados na Figura 39. A partir destas emissões por excitação externa com o laser ($\lambda = 473 \text{ nm}$), houve a confirmação de que os espectros registrados com o espectrômetro (seção 5.1.1) são oriundos apenas da emissão de radiação da faísca elétrica, e da atmosfera eletrocirúrgica. Comparando as frequências de emissão mais intensas na luminescência do chuchu que ocorreram em 683 nm e em 735 nm, com o espectro total do chuchu, Figura 30, é possível verificar que a contribuição desta emissão por excitação externa não é significativa e não contribui para a formação do espectro total da faísca eletrocirúrgica. O mesmo ocorre com a carne de porco, porém, com uma intensidade de emissão menor que a medida no chuchu. Estas emissões ocorrem em 637 nm e em 678 nm.

Figura 39 – Luminescência do chuchu e da carne de porco. O gráfico foi normalizado a partir da emissão mais intensa que ocorre no chuchu. A luminescência indica em quais comprimentos de onda ocorrem as emissões de radiação quando o material é excitado. Os espectros mostram claramente que estas emissões não foram registradas no espectro eletromagnético da faísca elétrica mostrado na Figura 30.



Os efeitos da emissão óptica da faísca eletrocirúrgica foram quantificados para os dois tecidos utilizados. De toda a energia fornecida pelo bisturi elétrico, a parcela envolvida em perdas por emissão luminosa e eventual aquecimento do tecido sadio pela absorção de parte dessa radiação é muito pequena. Um subproduto dessa conclusão é que, do ponto de vista das propriedades ópticas da faísca, o processo eletrocirúrgico é seguro tanto para o paciente quanto para o operador do equipamento, segundo as normas internacionais (IARC/WHO, 2001; ICNIRP, 2004 e ACGIH, 1995).

4.2 EXPERIMENTOS ACÚSTICOS

4.2.1 Nível, Intensidade e Potência da Faísca Eletrocirúrgica

Os níveis de intensidade sonora do ruído ambiente e da faísca elétrica foram medidos em quatro diferentes distâncias entre o eletrodo ativo e o decibelímetro. A partir dos níveis sonoros foram calculadas: as intensidades sonoras do ruído ambiente e da faísca elétrica (Equação 12) e a dose acústica (Equação 15). Os níveis de intensidade sonora em dB(A) obtidos nos experimentos realizados com o chuchu são apresentados na Tabela 16.

Tabela 16: Chuchu – Para diferentes distâncias são apresentados o nível sonoro para o ruído da sala e para o momento do corte.

d (cm)	Nível de Intensidade Sonora Ruído (dB(A))	Nível de Intensidade Sonora Faísca (dB(A))
10	(52,3 ± 0,4)	(79 ± 2)
20	(49,1 ± 0,1)	(71 ± 5)
50	(47,3 ± 0,2)	(58 ± 8)
100	(47,1 ± 0,3)	(52 ± 1)

Os experimentos foram repetidos com a carne de porco. Os resultados obtidos estão na Tabela 17.

Mesmo estando o eletrodo ativo a um metro de distância do decibelímetro, o som emitido pela faísca elétrica, entre o eletrodo ativo e os tecidos biológicos, apresentou um nível

sonoro acima do previsto pela norma NBR 10152 (1987) para um centro cirúrgico, que deve estar entre 35 e 45 dB(A). Cabem aqui duas ressalvas. Em primeiro lugar, a norma é do ruído ambiente de um centro cirúrgico em geral, sem o uso de qualquer equipamento, porque propicia um conforto para o paciente e um ambiente de comunicação clara entre os membros da equipe cirúrgica. Nestes valores relatados da norma o bisturi eletrocirúrgico permanece desligado. A segunda ressalva é que um bisturi comercial é diferente do equipamento aqui utilizado; usualmente o nível de intensidade sonora é menor que o fornecido pelo nosso aparato. Assim, os valores comentados na sequência podem ser tomados como um limite superior às condições de operação de um equipamento comercial.

Tabela 17: Carne de Porco – Para diferentes distâncias são apresentados o nível sonoro para o ruído da sala e para o momento do corte.

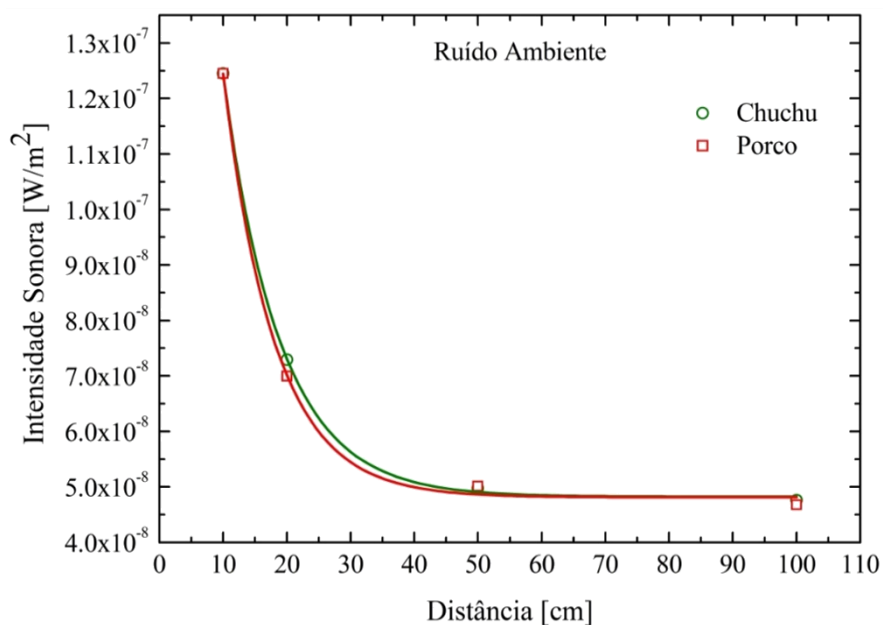
d (cm)	Nível de Intensidade Sonora Ruído (dB(A))	Nível de Intensidade Sonora Faísca (dB(A))
10	(52,5 ± 0,0)	(85 ± 7)
20	(49,1 ± 0,4)	(75 ± 2)
50	(47,2 ± 0,2)	(67 ± 9)
100	(47,3 ± 0,3)	(66 ± 9)

O gráfico apresentado na Figura 40 exhibe as intensidades sonoras medidas para o ruído do ambiente, antes do processo de faiscância. A Figura 41 mostra as intensidades sonoras da faísca elétrica para os experimentos com o chuchu e com a carne de porco.

A partir dos resultados da seção anterior, buscou-se analisar se esta exposição ao som emitido pelo acionamento do bisturi eletrocirúrgico poderia trazer algum dano ao paciente, sobretudo ao cirurgião (que passa mais tempo submetido ao som de corte).

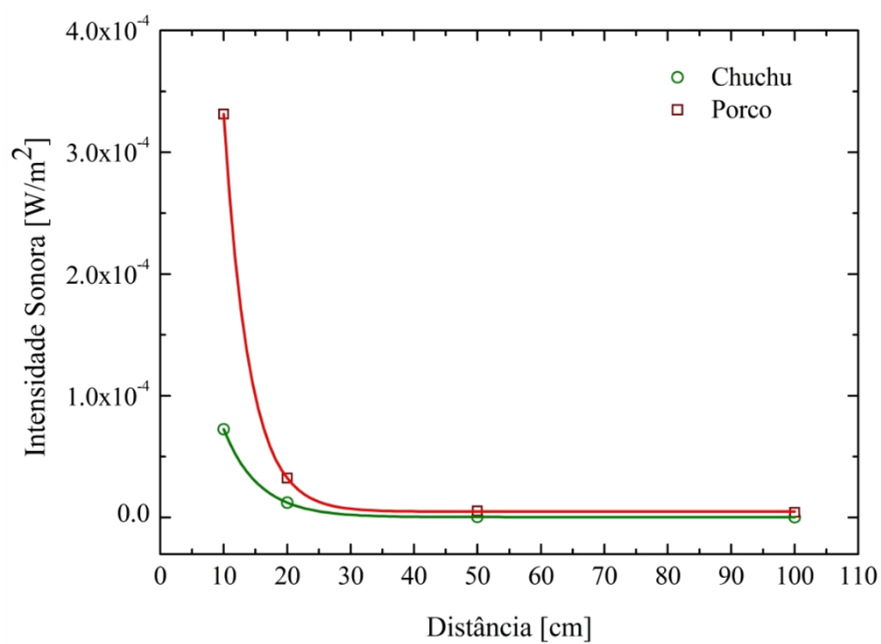
A potência média na emissão sonora durante a ablação foi de $(5 \pm 3) \mu\text{W}$ para o chuchu e de $(0,03 \pm 0,02) \text{mW}$ com a carne de porco. Os dimensionamentos para a proteção acústica foram realizados considerando que a distância aproximada do eletrodo ativo ao ouvido do cirurgião é de 50 cm. Os valores referentes ao tempo de exposição e da dose acústica foram determinados com os valores máximos dos níveis sonoros apresentados.

Figura 40 – Intensidades sonoras registradas no ambiente antes de utilização da unidade eletrocirúrgica.



Fonte: autoria própria.

Figura 41 – Intensidades sonoras registradas durante o processo de corte em experimentos realizados com o chuchu e com a carne de porco.



Fonte: autoria própria.

4.2.2 Dose Acústica da Faísca Eletrocirúrgica

Para a determinação da dose acústica foi considerada uma situação na qual o cirurgião acione o bisturi elétrico em 5 momentos de 2 minutos, ou seja, o som foi ouvido por um período de 10 minutos. Nestas condições, que é considerada superdimensionada, e utilizando o formalismo descrito na seção 3.3, para cortes realizados na carne de porco, com nível sonoro máximo de 72,6 dB(A), o tempo limite de exposição ao som é de 55,7 h e a dose acústica é de 2,1%. Para o chuchu o nível sonoro máximo foi de 65,8 dB(A) e o tempo de exposição a este som pode ser de até 675,6 h, com um dano acústico de 2,1%.

Em resumo, as medidas de propriedades acústicas revelaram que o som emitido durante a operação de um bisturi eletrocirúrgico não é uma parcela apreciável da potência elétrica média entregue pela UE no processo de ablação, que é de $(6 \pm 2) \times 10^1$ W. Também foi registrado que a energia sonora não traz qualquer dano, seja ao paciente ou ao cirurgião, durante períodos usuais de cirurgia.

4.3 EXPERIMENTOS TÉRMICOS

Nesta seção serão descritos experimentos realizados para perseguir os prováveis mecanismos térmicos que estariam por traz do uso da energia fornecida pelo bisturi eletrocirúrgico.

4.3.1 Calorimetria da Ablação do Chuchu e da Carne de Porco

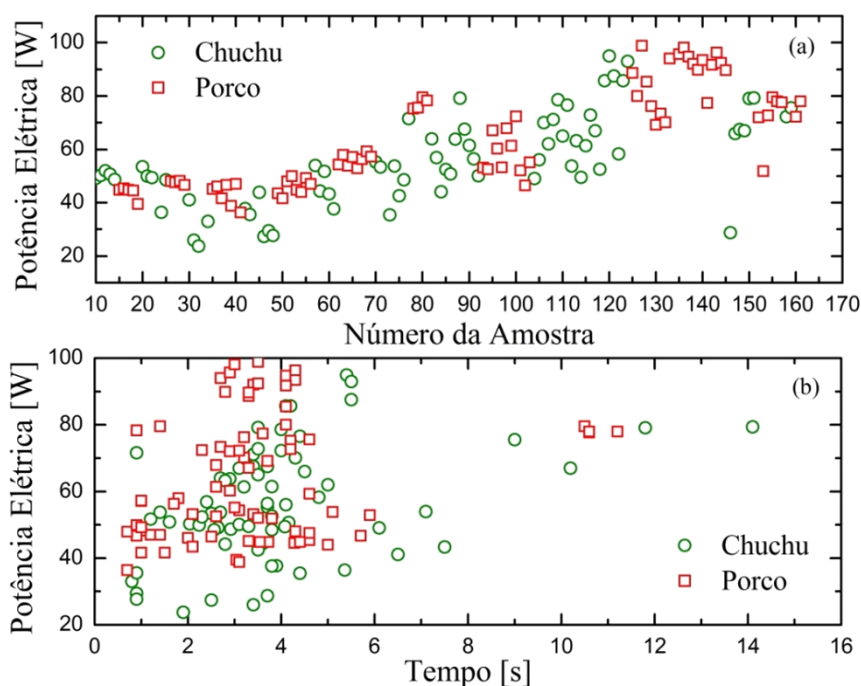
A potência elétrica entregue pela unidade eletrocirúrgica ao tecido depende da quantidade de energia elétrica necessária para a realização do corte. A Figura 42 mostra em (a) a potência requerida para o corte em cada uma das amostras utilizadas nos experimentos.

Após a realização de um pouco mais de uma centena e meia de experimentos envolvendo o corte eletrocirúrgico sobre o chuchu e a carne de porco (APÊNDICE D), foi possível perceber diferenças na ablação entre estes dois tecidos. Essas diferenças ocorrem principalmente devido à quantidade de água em cada tecido.

Em (b) a potência elétrica é mostrada em função do tempo de faiscância. Não há uma relação direta entre os valores. É possível verificar que para os mesmos tempos existem vários valores para a potência elétrica. Se a velocidade de corte fosse constante e não houvesse diferenças no tecido, como a distribuição das fibras no chuchu, gorduras no porco e diferentes quantidades de água, a potência elétrica seria constante ao longo de todo o corte.

A partir dos dados da Figura 42 (a), a potência média, entregue pela unidade eletrocirúrgica, nos experimentos realizados com os dois tecidos foi de $(6 \pm 2) \times 10^1$ W. Procurando outras razões para estes valores de potência elétrica, foram realizados experimentos com amostras variando em espessura, área de contato com o eletrodo passivo e em diferentes temperaturas iniciais. Nenhum destes fatores apresentou alteração na potência entregue para a ablação.

Figura 42 – Em (a) o registro das potências elétricas em cada um dos experimentos realizados. Em (b) o gráfico indica a potência elétrica entregue em função do tempo de acionamento da unidade eletrocirúrgica. Os círculos verdes indicam experimentos realizados com chuchu e quadrados vermelhos com a carne de porco.



Fonte: autoria própria

A medição da potência foi realizada através de um resistor shunt de 7Ω . Para avaliar a possibilidade de influência térmica nos valores de resistência apresentados por ele foram feitos experimentos, com chuchu e carne de porco, observando com a câmera térmica FLUKE® o comportamento de temperatura deste resistor durante o processo de faiscância. Os

experimentos foram realizados com cortes curtos, com intervalos pequenos de tempo, de aproximadamente 3 s, e também experimentos com cortes longos e intervalos de tempo maiores, com aproximadamente 10 s. Estes experimentos mostraram que a variação de temperatura sobre o resistor não foi significativa a ponto de alterar os valores de tensão e potência determinados nos experimentos. Ou seja, a exigência de potência realmente vem da amostra, de sua composição tecidual e da quantidade de massa de água que ela contém (TULEIMAT, 2010).

Em alguns experimentos, e para os dois tecidos, a energia elétrica pareceu não ser o suficiente para a realização da ablação, pois a energia não seria suficiente para transformar a massa de água do tecido retirado em vapor, quando considerado 100% de água vaporizada. Isso foi investigado, os tecidos biológicos passam por um processo explosivo durante a ablação. A Figura 43 mostra imagens térmicas indicando a ejeção de material durante a ablação explosiva nos dois tecidos biológicos, em (a), experimento com o chuchu, em (b), (c) e (d) com a carne de porco. Assim, se calcularmos a energia necessária para aquecer e vaporizar completamente a massa ablada (que é determinada através de medidas de massa como descrito no Capítulo 4), esta, às vezes, fica numericamente superior ao que foi entregue pela UE durante o processo de ablação. Esta diferença se origina, em boa aproximação, no fato de que o processo de ablação é explosivo e nem todo o material é completamente vaporizado durante o corte (o que é mostrado na Figura 43). Portanto, há uma diferença entre a energia para o aquecimento e a vaporização (100% de água) calculada e a realmente utilizada no processo de ablação. Como exemplo, na amostra 22 (APÊNDICE D), em experimento realizado dentro da caixa de acrílico, a potência térmica aparentemente necessária para a ablação foi de 76,75 W e a potência elétrica desenvolvida pela UE foi de 49,44 W.

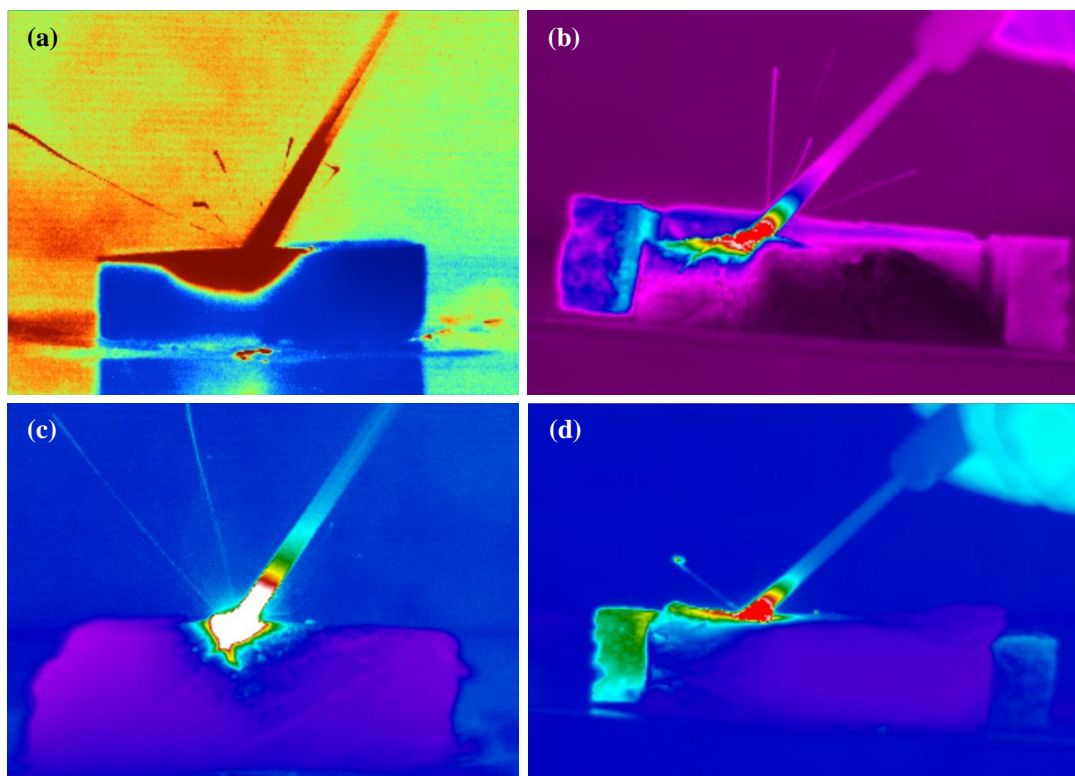
A ablação explosiva causou cortes com bordas irregulares, como mostrado na Figura 44 em uma incisão pontual realizada no chuchu.

Em (a) uma foto do corte, exibindo o perfil circular promovido pelo avanço em profundidade do eletrodo ativo esférico. É possível observar o entorno irregular devido à súbita expansão do vapor de água contido nas células e nos vacúolos. Em (b) o perímetro do corte e das irregularidades são ressaltadas. Em (c) um negativo da foto evidenciando as regiões mencionadas e os fragmentos de tecido ejetados.

Nos processos de corte verificou-se que a atmosfera entre o eletrodo ativo e o tecido acaba sendo aquecida até temperaturas da ordem de 220 °C a 260°C, e este aquecimento deve

ser levado em conta, pois parte da energia elétrica entregue pela UE é utilizada neste processo.

Figura 43 – Imagens térmicas do material ejetado, mostrando que o processo de ablação é explosivo. A ejeção ocorre devida à súbita expansão do vapor liberado pela destruição térmica da célula que forma o tecido biológico. Em (a) experimento realizado com o chuchu e em (b), (c) e (d) com a carne de porco.

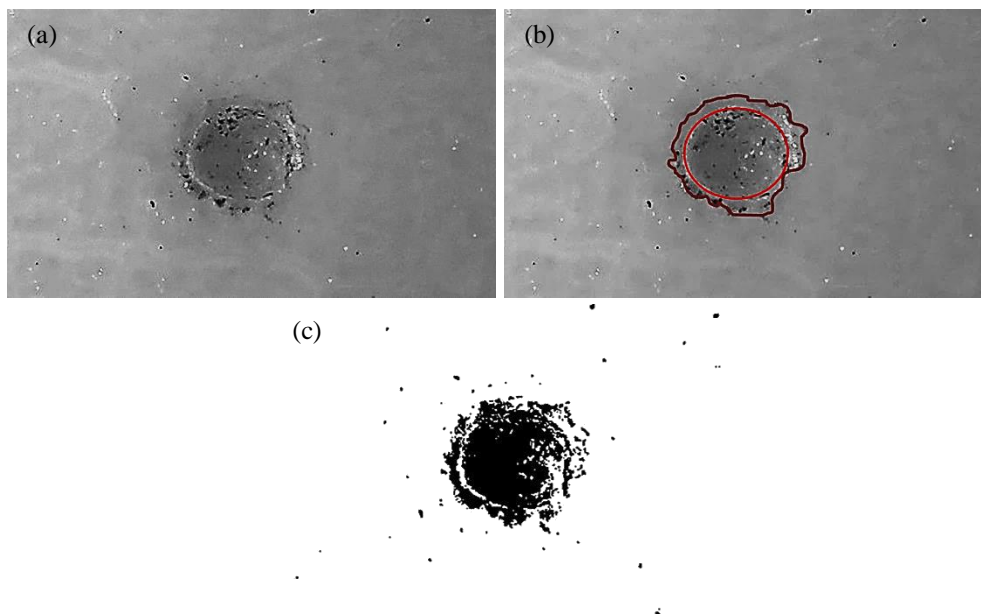


Fonte: autoria própria.

Ainda, durante o corte, também ocorre o aquecimento do eletrodo ativo, o gradiente de temperaturas é mostrado na Figura 43, este é outro elemento que participa das trocas de calor, subtraindo em função de seu aquecimento parte da energia elétrica entregue pela UE.

Assim, sabendo que a ablação não é feita através da evaporação de 100% da água do tecido, pois foi verificada a presença de processos explosivos que ejetam tecidos fragmentados ainda com água líquida em seu interior, nas próximas seções, serão apresentadas medidas e análises referentes ao vapor gerado no corte dos tecidos e ao processo de transporte de energia térmica pelo tecido após o corte, de forma a podermos quantificar quanta energia foi utilizada para cada um dos dois processos.

Figura 44 – A súbita expansão do vapor de água, contidos nas células e nos vacúolos, promove uma ablação explosiva que resulta num corte com bordas irregulares. Em (a) foto de um corte pontual realizado no chuchu. A foto em (b) mostra a periferia da incisão e o entorno irregular, evidenciando a natureza explosiva da ablação. Em (c) um negativo da foto (a), mostrando a ejeção de partículas originárias do tecido.



Fonte: autoria própria.

4.3.2 A Vaporização da Água no Processo de Ablação

Os resultados obtidos sobre a quantidade de calor e a literatura (TULEIMAT, 2010; VERDASDOONK *et.al*, 1990) indicaram que o processo de ablação é mais complexo do que apenas aquecer e vaporizar toda a quantidade de água contida no tecido biológico. Desta forma, experimentos para quantificar as quantidades de vapor de água formadas durante a ablação foram realizados com o auxílio de uma caixa acrílica e um termo-higrômetro. O arranjo desenvolvido para esta finalidade está descrito no capítulo 4. Com base na variação da umidade relativa dentro do volume de estudo é possível determinar a massa de vapor de água adicional, provinda da vaporização do tecido ablado. Como os corpos de prova tiveram as massas medidas antes e depois do experimento, determinou-se a porcentagem da massa ablada que efetivamente foi retirada do tecido.

A massa de vapor de água formada nos experimentos realizados dentro da caixa acrílica com a utilização do termo-higrômetro é apresentada na Figura 45 em função da massa ablada. Em (a) os resultados em experimentos com o chuchu e em (b) com a carne de porco.

Na média, para cada miligrama de tecido ablado, foi obtido, como resultado, $(0,15 \pm 0,04)$ mg de massa de vapor com o chuchu e de $(0,45 \pm 0,06)$ mg de vapor com a carne de porco.

São resultados interessantes, pois apesar de o chuchu possuir mais água do que a carne de porco (Tabela 4), a quantidade de água que vaporizou neste tecido foi menor. Aqui se pode ver como a estrutura diferente dos dois tecidos influencia o processo de corte. Foi necessária a vaporização de (15 ± 4) % da água contida no tecido para que a pressão interna nos vacúolos promovesse o rompimento do tecido vegetal. Já no tecido animal, mais elástico e gorduroso, precisou que (45 ± 6) % da água fossem transformadas em vapor para que as pressões internas nos vacúolos aumentassem e as rompessem, ocorrendo assim o corte do tecido.

A literatura da área apresenta dois modelos que visam explicar a ablação de tecidos biológicos que contém água. O de alta temperatura, que considera que 100% da água líquida do tecido foi vaporizada. E o de baixa temperatura, que considera que apenas 1% da água vaporizou (TULEIMAT, 2010).

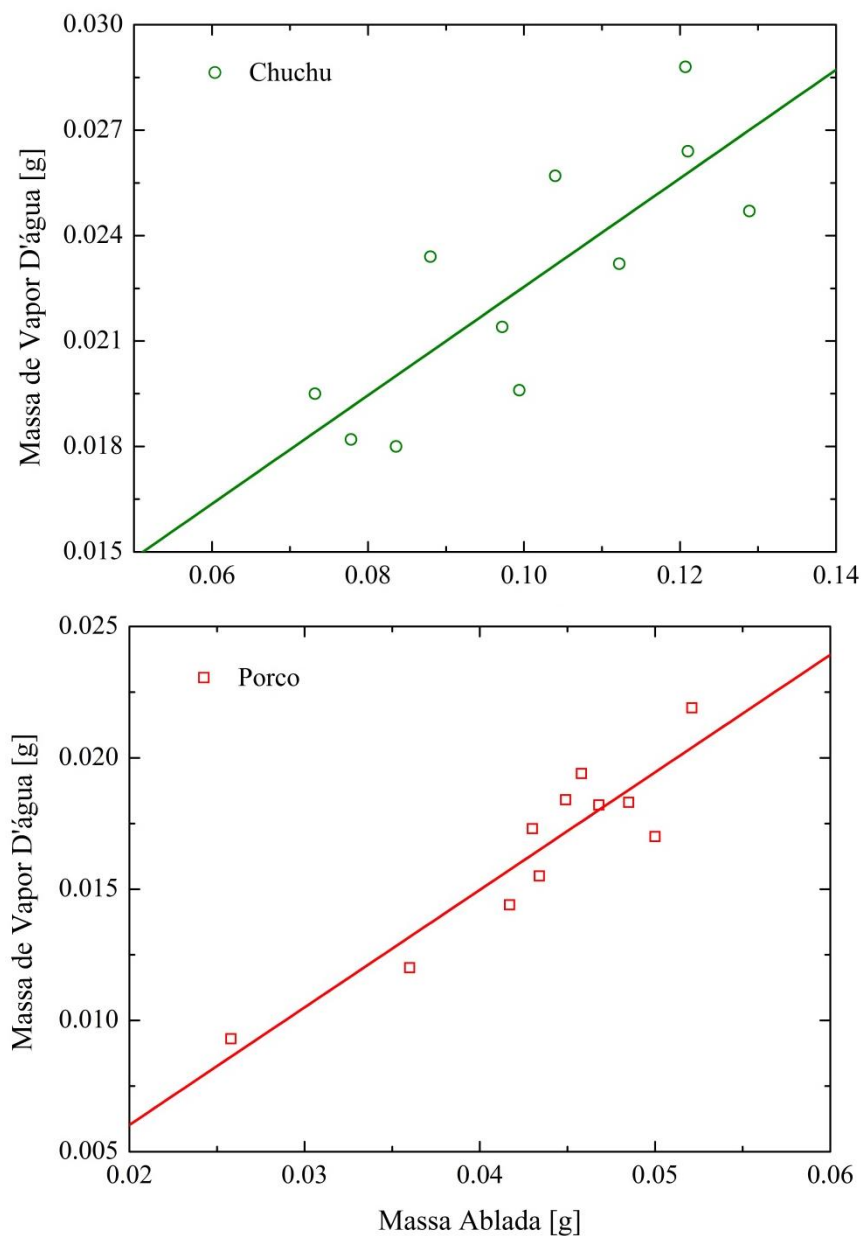
Com base nestes resultados, e nas concentrações de água em cada tecido (Tabela 6) utilizamos os formalismos descritos no capítulo 3 para calcular a energia gasta nos processos de aquecimento e vaporização das quantidades de água medidas neste experimento, e acrescentamos o aquecimento do vapor identificado na seção anterior. Quanto ao mecanismo explosivo, muito provavelmente, vem da expansão do vapor de água dentro do tecido, que resiste inicialmente, o que leva a um aumento da temperatura desse vapor. No momento da explosão, seria esse vapor aquecido que escaparia na direção do eletrodo ativo. A maneira de levar em conta o aquecimento e a vaporização de maneira simplificada foi através da utilização da Equação 19 para as fases de aquecimento e da Equação 20 para a fase de vaporização.

Para a energia dispendida na carbonização do tecido, considerou-se o aquecimento apenas da parte referente ao tecido biológico, sem a água, o que ocorre no intervalo de 100 °C a 300 °C (VERDAASDONK, BORST e GEMERT, 1990).

A quantidade de calor requerida na ablação do tecido (aquecimento + vaporização + aquecimento do vapor + carbonização) em função do tempo é mostrada na Figura 46. A potência térmica média, para o chuchu é de 33,5 W e para o porco 32,3 W, e foi levado em conta o fato que nem toda a água contida nas células é vaporizada, para estes cálculos os resultados observados no experimento com o termo-higrômetro foram utilizados. Para o aquecimento, para a vaporização, para o aquecimento do vapor liberado e a carbonização as

temperaturas consideradas levaram em conta o aumento de pressão interna dos vacúolos, como descrito no capítulo 3.

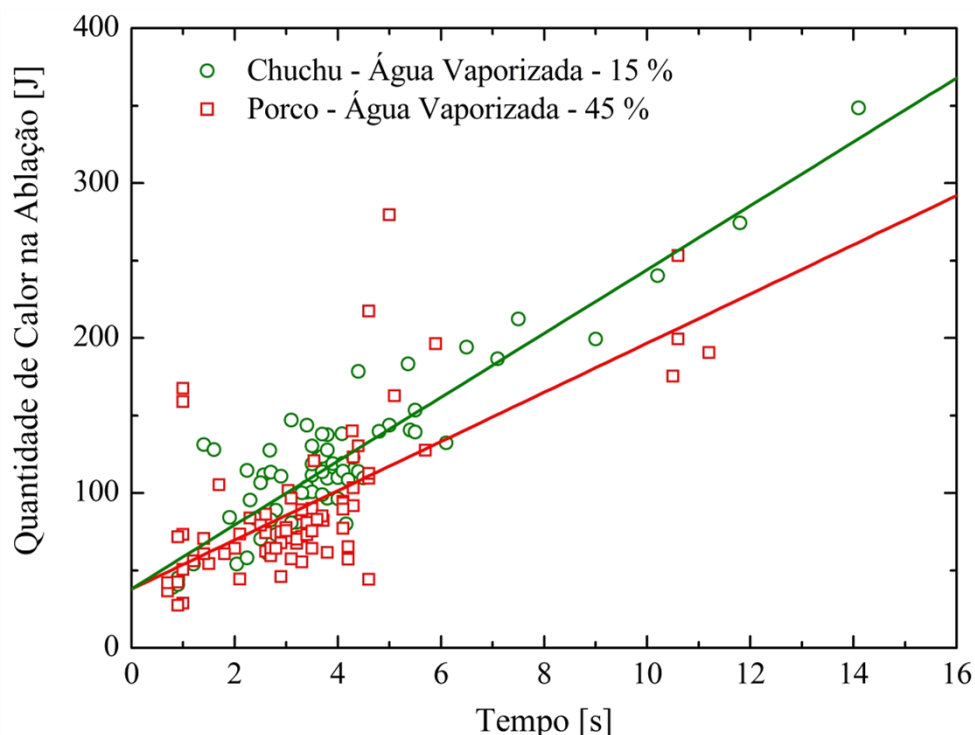
Figura 45 – Massa de vapor d'água formada durante o processo de ablação em função da massa ablada. Em (a) o resultado com o chuchu e em (b) com a carne de porco. Na ablação do chuchu 15% da massa de água foi transformada em vapor. Com o porco o resultado foi de 45%. Apenas uma fração da água contida nas células e nos vacúolos muda para a fase de vapor.



Fonte: autoria própria.

As pressões internas nos vacúolos, antes do rompimento, podem chegar entre 2 a 10 atmosferas e a temperatura de vaporização estará entre 120 °C e 180 °C (TULEIMAT, 2010).

Figura 46 – Quantidade de calor requerido no processo de aquecimento, vaporização, aquecimento do vapor e carbonização do tecido ablado em função do tempo. A inclinação das retas indica a potência térmica média requerida no processo de ablação destes tecidos biológicos. Os círculos verdes indicam experimentos realizados com chuchu e quadrados vermelhos com a carne de porco.

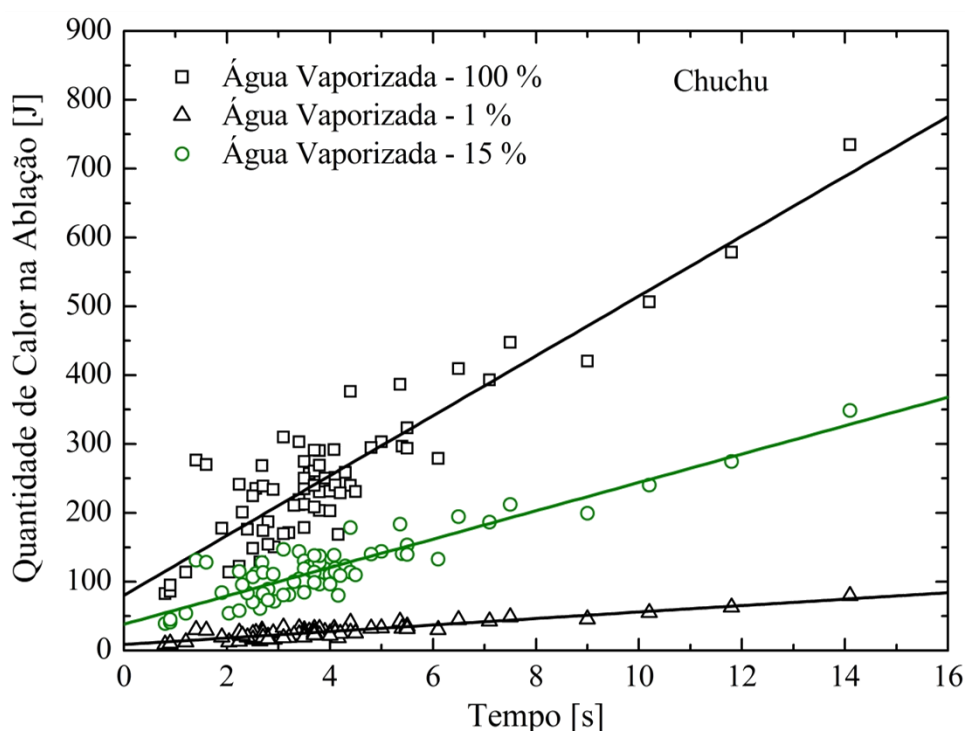


Fonte: autoria própria.

Os experimentos de vaporização deste trabalho indicaram que a ablação dos tecidos utilizados está entre os valores limites para as quantidades de água vaporizada, 1% do modelo de baixa temperatura e de 100% do modelo de alta temperatura. A Figura 47 mostra a quantidade de calor necessária para o aquecimento e vaporização da água, aquecimento do vapor e carbonização em todos os experimentos deste trabalho realizados com o chuchu. As linhas pretas indicam os citados limites dos modelos de baixa e alta temperatura, utilizadas para situar os resultados obtidos neste trabalho, que indicaram que, para o chuchu, apenas 15% da água foi vaporizada. Os quadrados mostram os resultados de um cálculo para a vaporização de 100% da água contida no tecido e os triângulos a vaporização de apenas 1% da água, segundo os modelos. As circunferências verdes indicam a energia necessária para a vaporização de 15% da água contida no chuchu, resultado obtido no experimento com o

termo-higrômetro na caixa acrílica. Nos experimentos de vaporização e para os dois tecidos estudados, os valores medidos para a quantidade de água vaporizada são diferentes daqueles utilizados até então na literatura (TULEIMAT, 2010).

Figura 47 – Quantidade de calor necessária para o aquecimento do tecido, vaporização, aquecimento do vapor e para a carbonização do tecido ablado. As linhas pretas indicam os resultados que seriam obtidos com os modelos de alta e de baixa temperatura. Os quadrados mostram a quantidade de calor necessária para 100 % de vaporização da água. E os triângulos pretos a quantidade de calor calculada para que 1 % da água vaporize. As circunferências verdes mostram a quantidade de calor experimental para a ablação, que indica a vaporização de 15 % da água contida no chuchu.



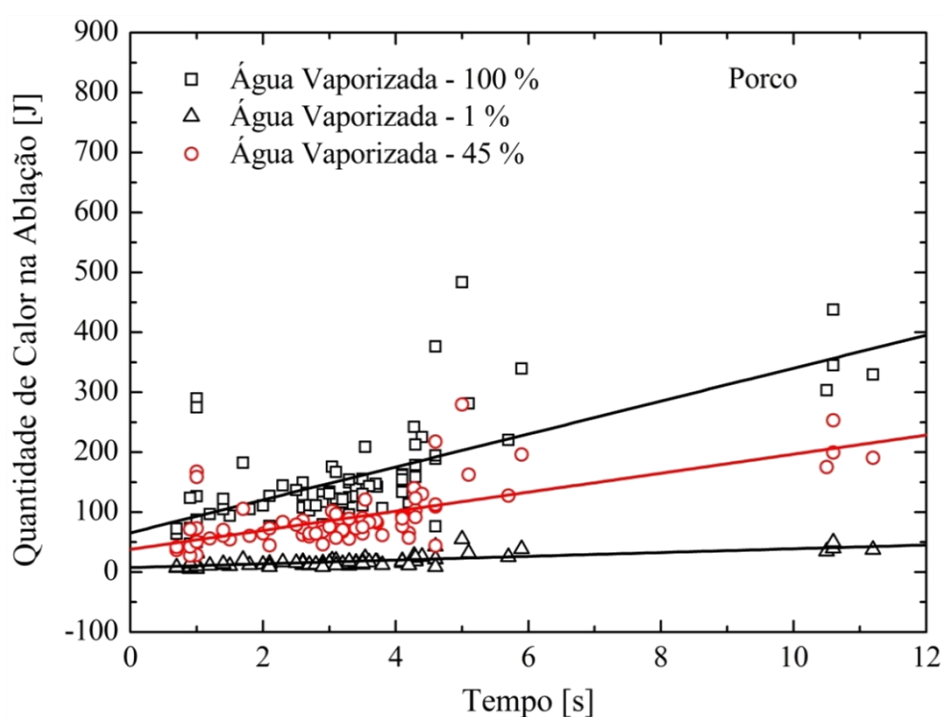
Fonte: autoria própria.

Na Figura 48 são mostrados os resultados para os experimentos realizados com a carne de porco. As linhas pretas são os limites dos modelos de baixa e alta temperatura, novamente utilizados para situar os resultados obtidos neste trabalho com os experimentos com o termo-higrômetro. Os quadrados mostram a quantidade de calor calculada necessária para que 100% da água contida no tecido seja vaporizada, e os triângulos para a vaporização de 1% da água. As circunferências vermelhas mostram a quantidade de calor para que 45% da água contida na carne de porco seja vaporizada.

Os resultados obtidos nos experimentos de medição da quantidade de vapor formado nos processos de corte confirmam a informação visual da Figura 43 e indicam que a ablação destes dois tecidos se mostra explosiva e, portanto, lança pequenas partes do tecido sem que a

água destas frações tenha sido vaporizada/carbonizada. As Figuras 49 e 50 mostram gráficos que exibem a diferença entre a energia elétrica entregue pela UE e a quantidade de calor necessária para o aquecimento, vaporização, aquecimento do vapor e carbonização dos tecidos biológicos, considerando o aumento de pressão e temperatura de vaporização.

Figura 48 – Quantidade de calor necessária para o aquecimento do tecido, vaporização, aquecimento do vapor e para a carbonização do tecido ablado. As linhas pretas indicam os resultados com os modelos de alta e de baixa energia. Os triângulos indicam a vaporização de 1% da água contida no tecido. Os quadrados pretos indicam a quantidade de calor calculada para 100 % de vaporização da água. A linha vermelha mostra a quantidade de calor experimental para a ablação, que indica vaporização de 45 % da água contida na carne de porco.

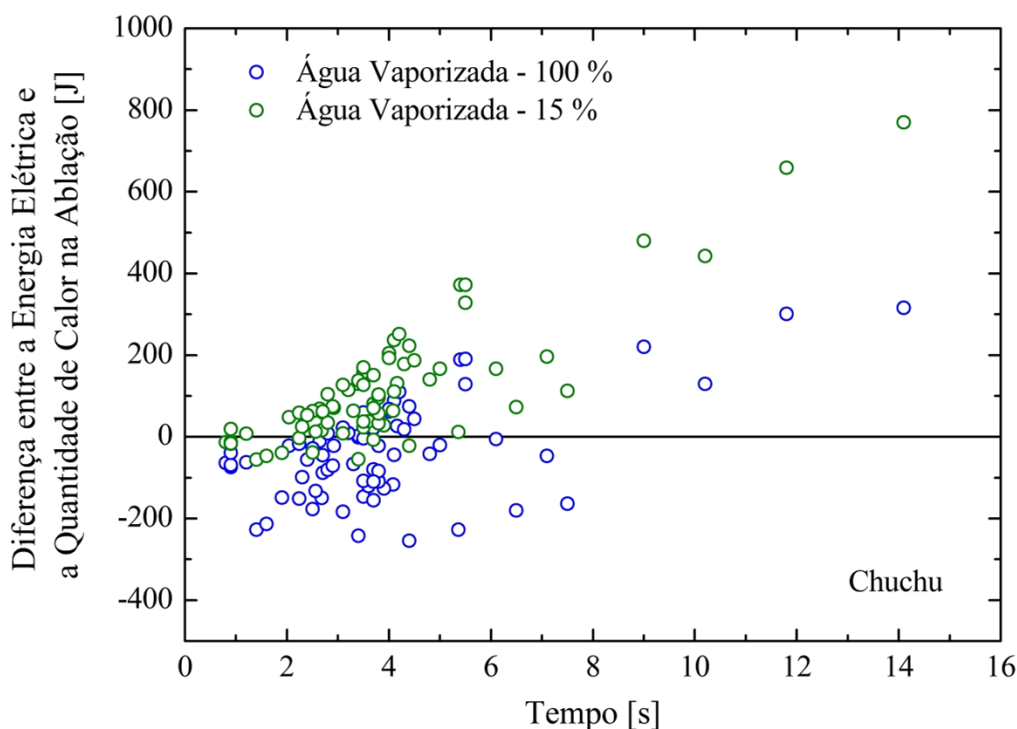


Fonte: autoria própria.

A Figura 49 mostra esta situação na ablação do chuchu e a Figura 50 para a carne de porco. Os dois gráficos trazem estes resultados considerando os 100% teóricos de vaporização da água e a vaporização efetivamente medida neste trabalho para cada tecido (15% em experimentos com o chuchu e 45% com a carne de porco). A linha preta horizontal ($y = 0$) é uma referência para facilitar a visualização entre os experimentos que representam o modelo de ablação de baixa temperatura, a transição entre os modelos e a região do modelo de alta temperatura. Na Figura 49, os valores calculados para o chuchu considerando 100% de água vaporizada, circunferências azuis, e entre 0 s e 7 s, aproximadamente, mostraram grandes diferenças entre a energia elétrica e a térmica. Todavia, quando foi considerada a

vaporização de 15% de água, circunferências verdes, as diferenças apresentadas entre as energias em muitos experimentos, e com tempos inferiores a 5 segundos de acionamento da UE, diminuíram.

Figura 49 – Diferença entre a energia elétrica entregue pela UE ao tecido e a quantidade de calor para ablação em função do tempo. Os círculos azuis mostram os resultados calculados para 100% de vaporização da água do tecido e os círculos verdes os resultados para 15% da água vaporizada. A diferença entre as energias diminui se considerarmos a vaporização de 15% da água contida no chuchu. Neste gráfico também é possível observar a transição entre os dois modelos térmicos, de baixa para alta temperatura.



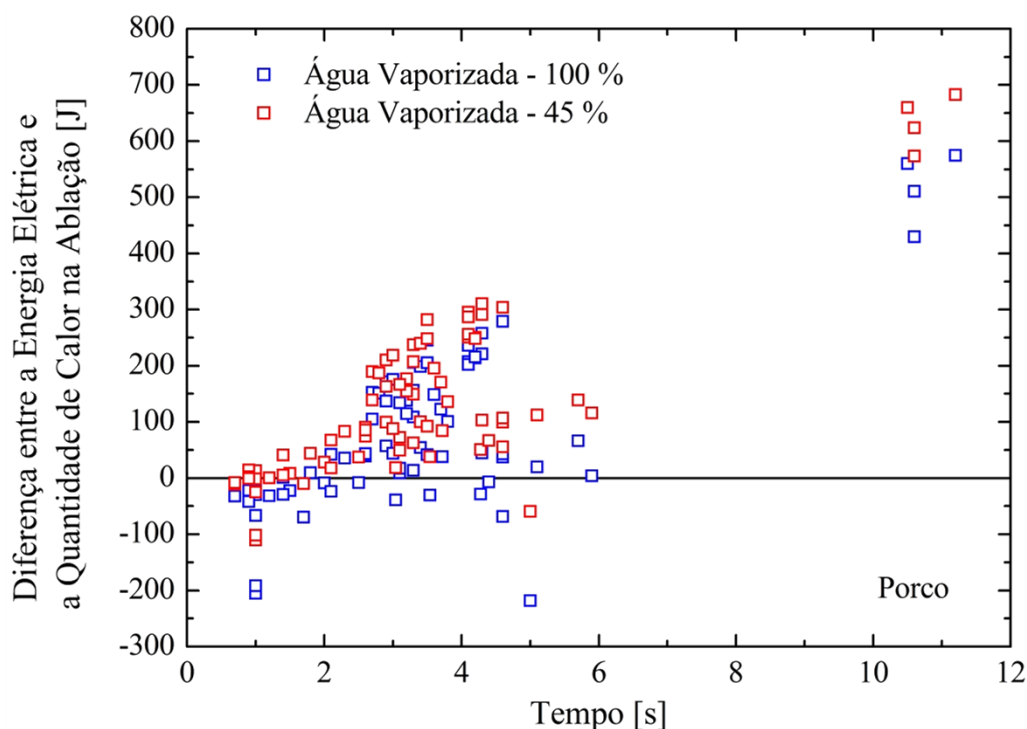
Fonte: autoria própria.

A Figura 50 mostra os experimentos realizados com a carne de porco. Considerando 100% de água vaporizada, e entre 0 s e 2 s, aproximadamente, quadrados azuis, há diferença entre a energia elétrica e a térmica. Entretanto, quando se considerou a vaporização de 45% de água, quadrados vermelhos, as diferenças de energia apresentadas neste intervalo de tempo, diminuíram.

Os gráficos das Figuras 49 e 50 indicam que os experimentos realizados em tempos curtos de acionamento da UE apresentam distinções, quanto às diferenças de energia, dos experimentos realizados com acionamentos de tempos mais longos. Ou seja, os gráficos exibem a mudança de comportamento térmico da ablação inicial, em temperaturas menores,

para a ablação realizada em temperaturas maiores. Os gráficos citados indicam a mudança entre o modelo de baixa para alta temperatura.

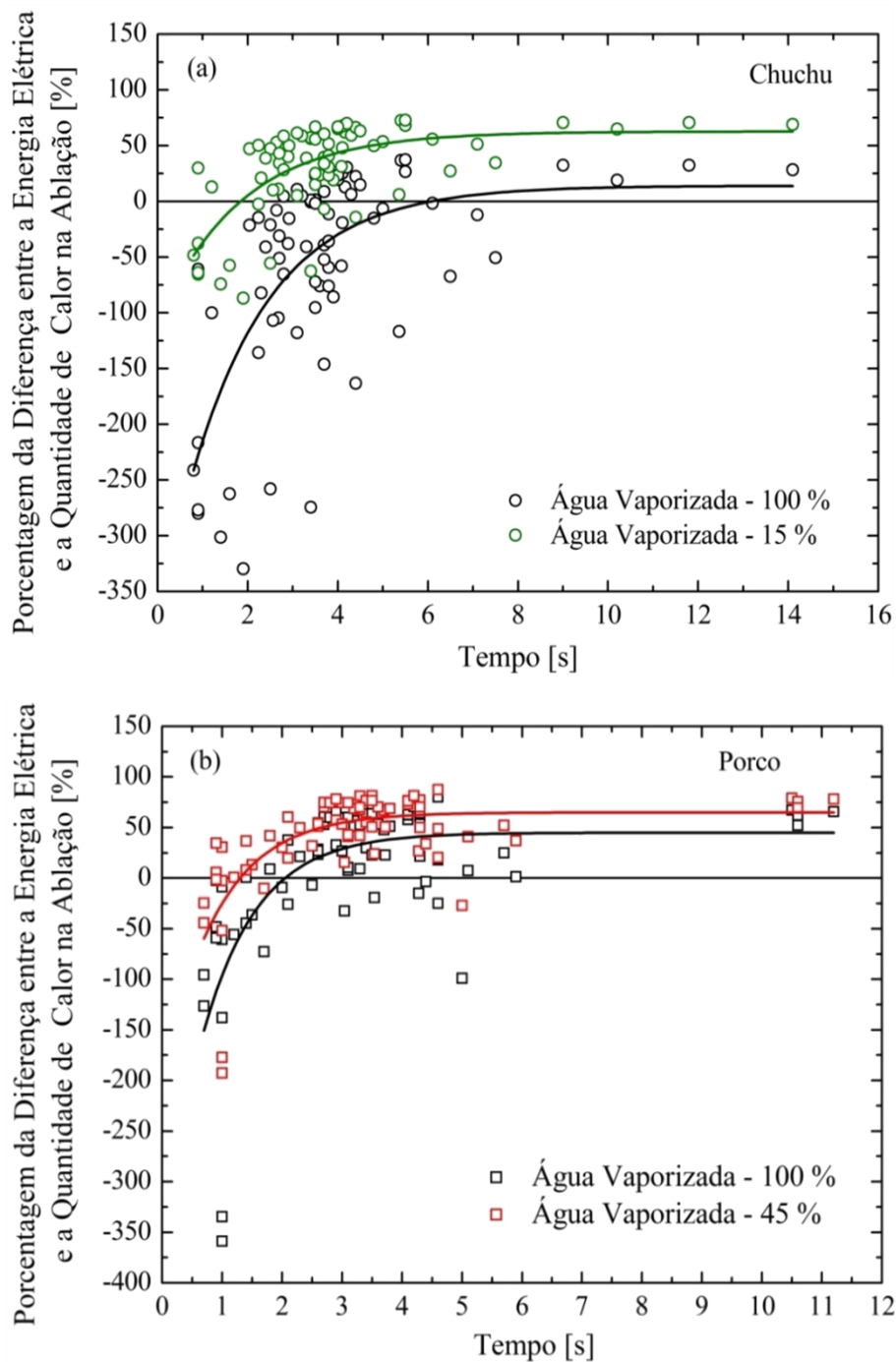
Figura 50 – Diferença entre a energia elétrica entregue pela UE ao tecido e a quantidade de calor em função do tempo. Os quadrados azuis mostram os resultados para 100% de vaporização da água do tecido e os quadrados vermelhos os resultados para 45% da água vaporizada. A diferença entre as energias diminui se considerarmos a vaporização de 45% da água contida na carne de porco. Neste gráfico também é possível observar a transição entre os dois modelos térmicos, de baixa para alta temperatura.



Fonte: autoria própria.

A análise das diferenças de energia elétrica e térmica em função da quantidade de água vaporizada no processo de ablação tecidual indicou que experimentos realizados com intervalos de tempo curtos mostram aderência ao modelo de baixa temperatura. E experimentos realizados em tempos longos a aderência ocorre com o modelo de alta temperatura. Os gráficos apresentados na Figura 51 mostram a porcentagem da diferença entre a energia elétrica fornecida e a térmica calculada, em função do tempo, em (a) experimentos com o chuchu e em (b) com a carne de porco. Estes gráficos mostram os tempos de acionamento da UE nos quais ocorreram as transições entre os modelos térmicos, comparando cálculos com 100% de vaporização da água e os resultados experimentais de 15% de vaporização com o chuchu e 45% de vaporização com o porco.

Figura 51 – Os gráficos mostram a porcentagem das diferenças entre a energia elétrica e a quantidade de calor necessária para a ablação em função do tempo de acionamento da UE. Em (a) são mostrados os dados com o chuchu para as vaporizações de 100% e 15% da água contida no tecido. E em (b) os dados com a carne de porco para as vaporizações de 100% e 45% da água contida no tecido. Nestes gráficos é possível verificar as transições entre os modelos térmicos de baixa e alta temperatura e a tendência ao equilíbrio nas transformações de energia.



Fonte: autoria própria.

Nestes gráficos a linha preta horizontal ($y = 0$) também é uma referência para facilitar a visualização entre os experimentos que representam o modelo de ablação de baixa temperatura, a transição entre os modelos e a região do modelo de alta temperatura.

Em experimentos com o chuchu, Figura 51 (a), considerando 100% de vaporização da água, o tempo de acionamento da UE para a transição entre os modelos, indicado pela curva de tendência, é de 6,1 s. Mas para 15% de vaporização o tempo de transição entre os modelos é de 1,8 s, devido à diferença da massa vaporizada. As curvas de tendência são exponenciais simples e foram obtidas com o programa ORIGIN PRO[®] 8S0.

Nos experimentos com a carne de porco, Figura 51 (b), considerando a vaporização de 100% da água contida no tecido, a transição entre os modelos ocorreu em 2,0 s. E considerando que 45% da água vaporizou o tempo de transição foi de 1,3 s. Faz sentido que os tempos de transição sejam menores quando consideradas a menor massa de água que vaporiza, pois a variação de temperatura ocorre mais rapidamente, o que acelera a transição entre os modelos de baixa para alta temperatura.

Para tempos superiores aos indicados para a transição entre os modelos existe diferença entre a energia elétrica e a térmica. Para os dois tecidos (chuchu com 15 % de vaporização e a carne de porco com 45 % de vaporização) o equilíbrio ocorre quando a diferença entre a energia elétrica e o calor atinge aproximadamente 60 % da energia elétrica fornecida. Esta diferença é encontrada em experimentos em que o tempo de acionamento da UE foi elevado, acima dos tempos de transição entre os modelos térmicos apresentados, portanto, o corte já estava sendo realizado no regime de alta temperatura, acima dos 150 °C. O calor específico de uma substância depende da temperatura e este efeito é pouco considerado em trabalhos da área (KARAKI *et al.*, 2017). Segundo o trabalho de Karaki e seus colaboradores, o aumento da razão de vaporização e com o aumento de temperatura é responsável pela elevação do valor do calor específico do tecido biológico. Em cortes realizados com potência elétrica de até 50 W (valor próximo da potência média apresentada neste trabalho) e na temperatura de 100 °C, o calor específico do tecido apresentou um aumento de até cinco vezes do valor encontrado na temperatura e pressão ambiente. Portanto, a diferença encontrada pode ser explicada através do aumento do calor específico em temperaturas elevadas.

Em trabalhos anteriores sobre as quantidades de calor envolvidas no processo de ablação, Grande (2014), realizou cortes eletrocirúrgicos com 5, 15 e 20 segundos, sempre encerrando o corte estando no regime de alta temperatura, o que tornou impossível notar os processos envolvidos no modelo de baixa temperatura que são: a fragmentação explosiva do

tecido e a consequente diferença entre a energia elétrica e energia térmica envolvidas no processo de ablação, e que ocorre em temperaturas entre 120 °C e 150 °C (TULEIMAT, 2010).

Até onde se verificou na literatura esta é a primeira vez que se mede a quantidade de água que foi vaporizada em um processo de ablação, quer na ablação à laser ou na eletrocirurgia. Dos tecidos estudados neste trabalho é a carne de porco a que mais se aproxima do tecido humano, portanto, o resultado de que aproximadamente 45 % da água contida no tecido é liberada inicialmente, ainda no regime de baixa temperatura, representa um dos resultados de maior relevância no estudo térmico e seus subprodutos apresentados neste trabalho.

4.3.3 A Transferência de Calor para o Tecido

No intuito de compreender como os processos de transporte de calor ocorrem nos tecidos após o início do corte, foram realizados experimentos com o registro por câmera infravermelha para levantar a evolução dos perfis de temperaturas no tecido remanescente ao longo do tempo.

O gradiente de temperaturas no tecido foi medido com a utilização da câmera térmica FLUKE®. Através de vídeos, foi possível realizar o registro temporal da evolução dos perfis térmicos ao longo do tecido nos instantes antes, durante e após a ablação. Os registros foram feitos com cortes extensos e pontuais na carne de porco e no chuchu. Os perfis de temperaturas, ponto a ponto do tecido, permitiram o cálculo da extensão do dano térmico causado ao tecido que não foi ablado, adjacente ao corte.

4.3.4 Validação da Utilização das Imagens Térmicas da FLUKE® através do Método das Diferenças Finitas

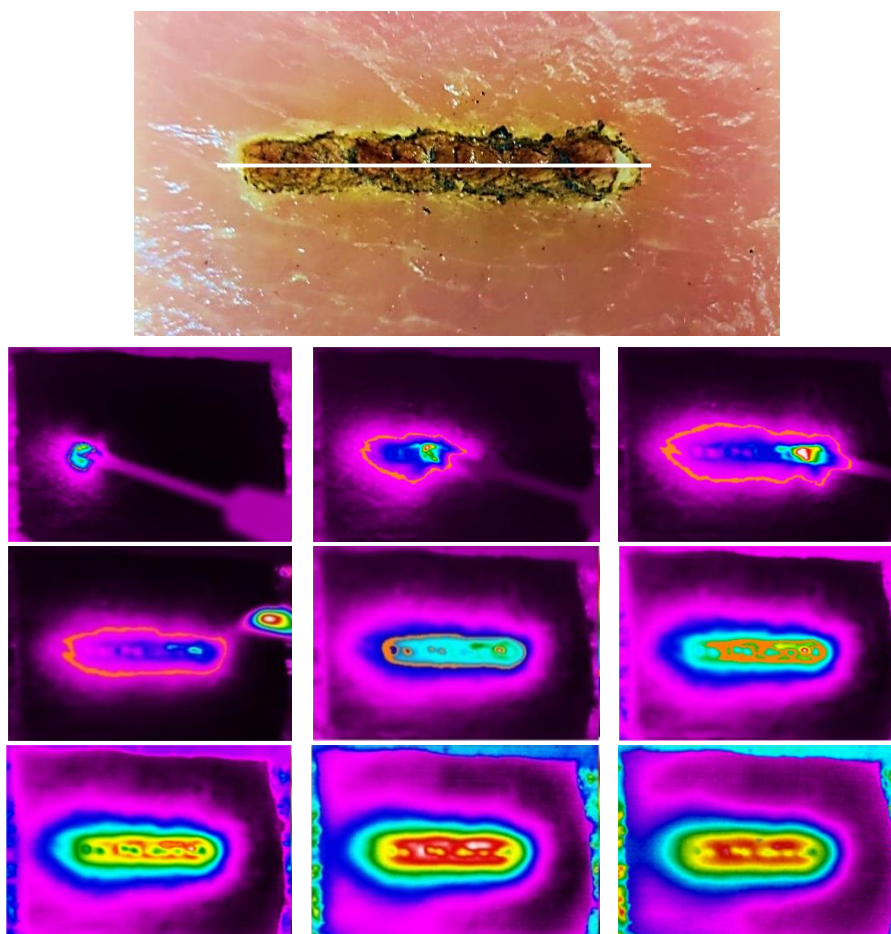
Antes de utilizar amplamente a proposta de análise das imagens da câmera térmica, que é a nossa proposta de análise para esta seção, procurou-se validar a metodologia através de um modelo já amplamente utilizado na literatura nesta área, o Método das Diferenças Finitas. A evolução temporal do gradiente de temperaturas, medidos com a utilização da câmera térmica, também pode ser prevista matematicamente, através do Método das Diferenças Finitas e via modelagem implícita de Crank-Nicolson. A visualização direta feita pela FLUKE® é bem descrita por este método. Os resultados obtidos são apresentados no

APÊNDICE A. Os perfis térmicos registrados pela câmera infravermelha, validados pelo modelo matemático, serão utilizados nos estudos sobre: o fluxo de calor pelo tecido, os danos térmicos causados e o mapeamento das potências envolvidas nos fenômenos térmicos, pois esta análise se mostra mais simples e direta para o interesse deste trabalho.

4.3.5 Cortes Extensos e Pontuais na Carne de Porco e no Chuchu

A Figura 52 mostra a foto do corte extenso realizado em carne de porco e a sequência de imagens que registram a evolução da temperatura no tempo. As regiões alaranjadas são isotermas que indicam temperaturas entre 46 °C e 50 °C. A hipertermia acarreta, também em função do tempo, dano ao tecido biológico.

Figura 52 – Foto do corte extenso na carne de porco, a reta branca é o marcador térmico e a sequência de imagens mostra a evolução temporal do gradiente de temperaturas durante e após o corte, sobre o marcador. Cada imagem mostra uma isoterma de temperaturas entre 46 °C e 50 °C (área alaranjada). Nos três primeiros quadros o corte está sendo realizado. No quarto quadro é possível ver o eletrodo ativo sendo retirado.

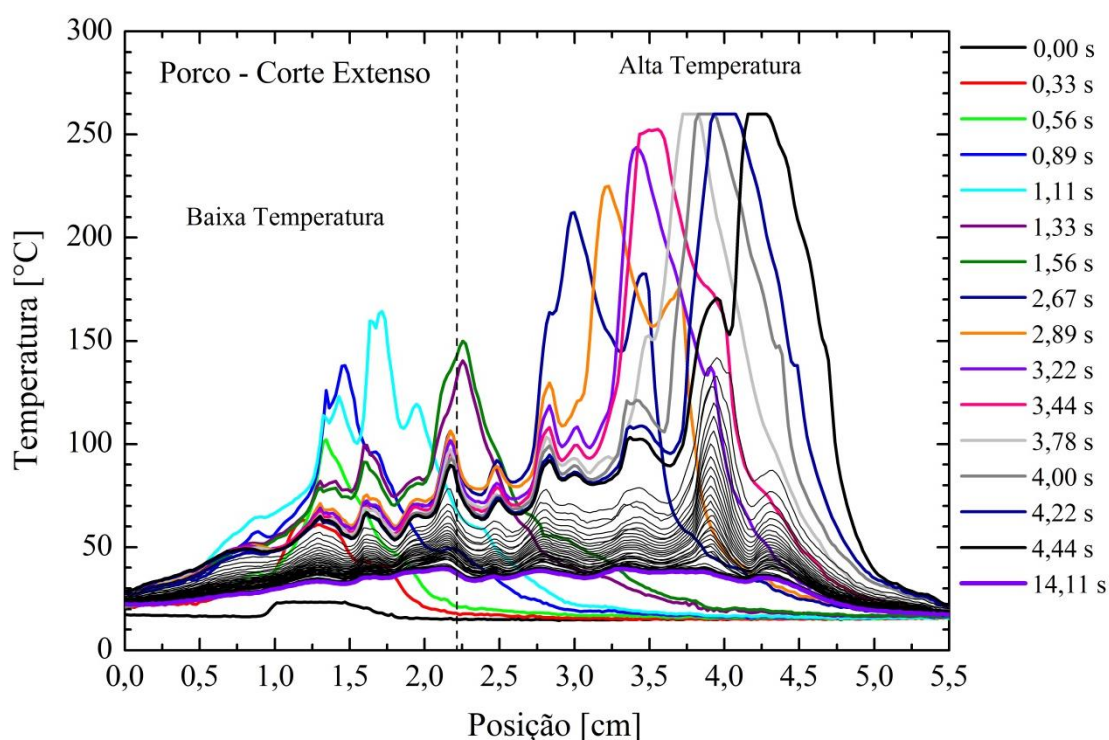


Fonte: autoria própria.

A foto do corte também mostra a região de ablação, áreas carbonizadas e o entorno do corte onde é possível observar a mudança na coloração do tecido (mudança da birrefringência do colágeno (THOMSEN e PEARCE, 1995)). A reta branca sobre o corte é o marcador térmico, utilizado para a análise dos perfis térmicos. Todos os marcadores térmicos utilizados neste trabalho foram retas desenhadas sobre o tecido.

Os perfis térmicos obtidos através das imagens da Figura 52 são apresentados na Figura 53. Nela, estão representados os perfis térmicos desde o instante 0 s até 4,44 s, que foi o tempo de acionamento do eletrodo ativo neste caso, que foi deslocado e promoveu uma incisão de 5,4 cm. Após, os perfis mostram a fase de resfriamento, de 4,44 s até 14,11 s. Na legenda está indicado o tempo que representa cada perfil térmico. As linhas pretas e finas ilustram o resfriamento do tecido.

Figura 53 – Perfis térmicos em corte extenso na carne de porco. O marcador térmico se estendeu por todo o corte. A legenda à direita indica o tempo de cada perfil, o eletrodo estava ativo até 4,44s. Após, até 14,11 s as linhas pretas e finas indicam o resfriamento. Neste gráfico é possível observar a transição do modelo de baixa para o de alta temperatura, que ocorre no instante 1,3 s aproximadamente.



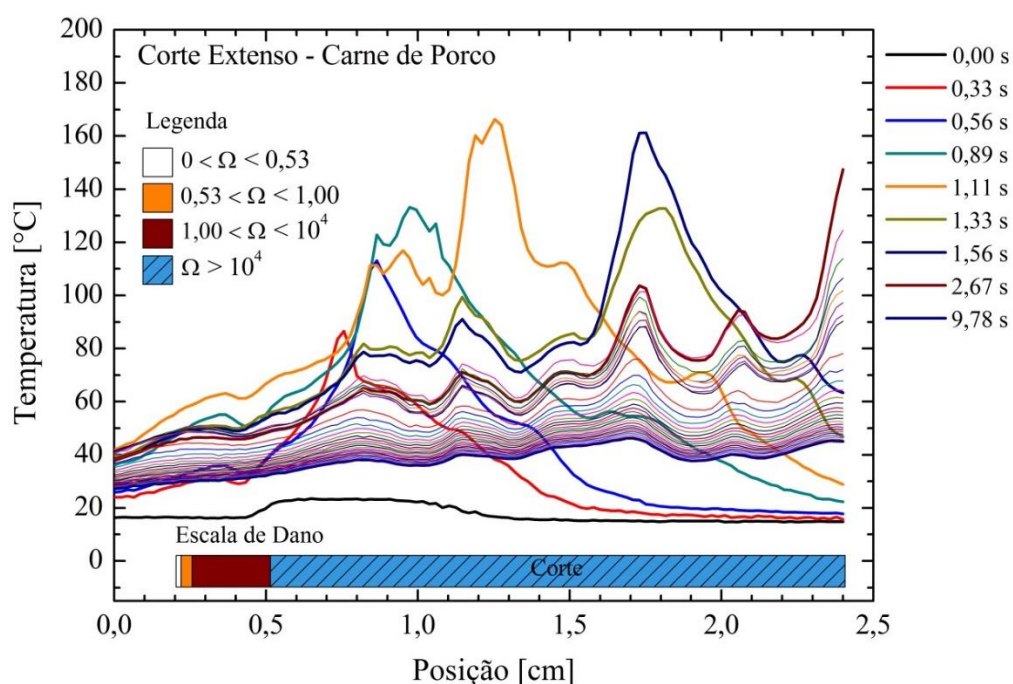
Fonte: autoria própria.

Os perfis térmicos da Figura 53 trazem uma ideia, de forma aproximada, em função das limitações de registro temporal da câmera térmica, do movimento do eletrodo sobre o tecido. Os perfis indicam uma mudança significativa nas temperaturas do eletrodo ativo e do

tecido biológico. Nos primeiros instantes, até 0,89 s aproximadamente, a ablação é realizada entre 100 °C e 150 °C. O que está em concordância com os resultados obtidos a partir do gráfico na Figura 51 (b). Após, entre 0,89 s e 1.10 s aproximadamente, o corte passa a ser realizado com temperaturas mais elevadas, chegando em 210 °C em 2,56 s. Ou seja, há uma mudança entre o modelo de baixa temperatura para o de alta temperatura (TULEIMAT, 2010). Até 0,89 s, dentro do modelo de baixa temperatura, o corte foi explosivo, ejetando pedaços de tecido sem que a água tenha sido completamente vaporizada. A partir deste tempo aproximadamente, a ablação ocorre com a vaporização também da água dos fragmentos ejetados, dentro do modelo de alta temperatura. Neste gráfico, também é possível observar a tendência ao equilíbrio nas transformações de energia, quando, em 3,78 s a temperatura atinge 260 °C e tende a permanecer constante até o final do corte em 4,44 s. A inspeção visual do corte em carne de porco, na Figura 52, mostra que dentro do modelo de baixa temperatura uma menor massa de tecido sofre carbonização.

A Figura 54 mostra o perfil térmico exibido na Figura 53 apenas entre as posições 0,0 cm e 2,5 cm, de forma mais detalhada. No rodapé do gráfico da Figura 54 é mostrada a região do tecido que sofreu dano térmico bem como sua classificação, obtido através da Equação 30. No rodapé da figura também é indicada a região que sofreu ablação.

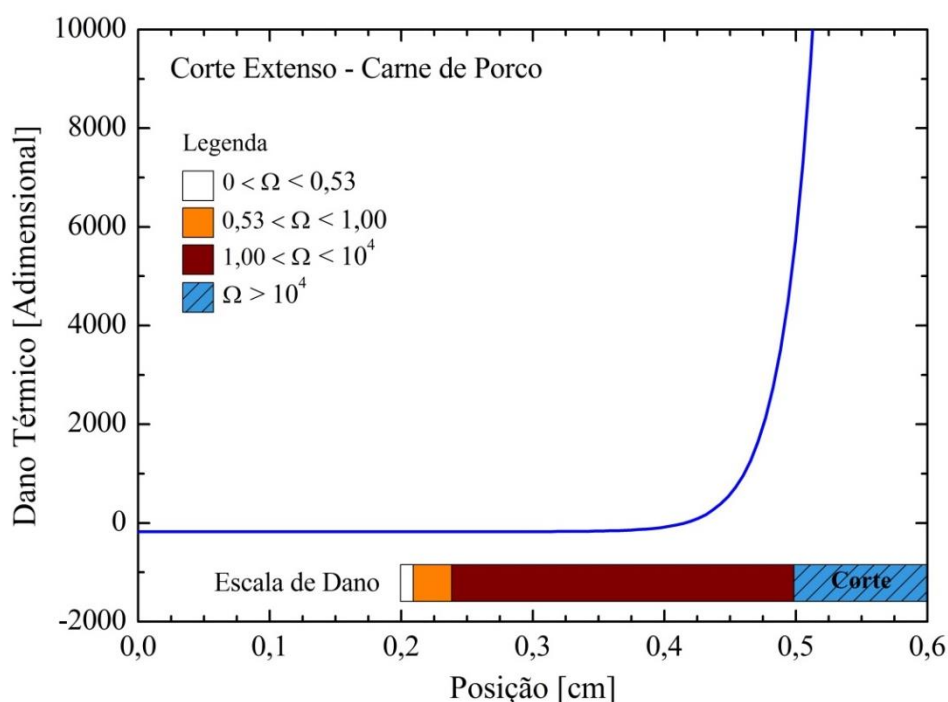
Figura 54 – Perfil térmico ao longo de uma reta escolhida sobre o corte mostrado na Figura 53. Este perfil exhibe o aquecimento e resfriamento da região e permite determinar o local e a espessura do dano térmico bem como a região ablada, que também são mostrados no rodapé do gráfico.



Fonte: autoria própria.

A extensão da região de hipertermia, que levou ao dano térmico, também foi determinada através do gráfico da Figura 55. O dano tecidual vai de $\Omega = 0,53$ até $\Omega = 10^4$ (NG e CHUA, 2002; VÉLEZ *et al.*, 2010), onde o processo de destruição celular tem início, promovendo a ablação explosiva do tecido.

Figura 55 – Valor do dano térmico causado pela hipertermia local do tecido. O gráfico mostra o valor do dano térmico (Ω) e a posição de ocorrência. No rodapé é mostrada a classificação e a extensão do dano.



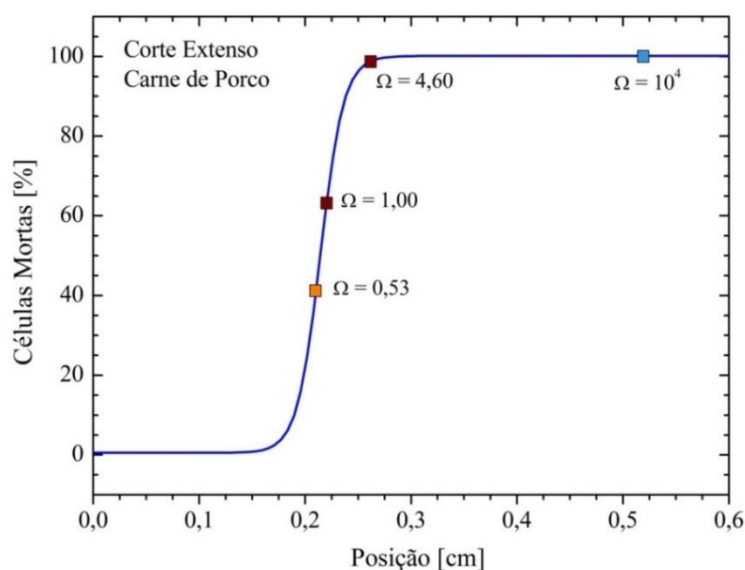
Fonte: autoria própria.

O perfil térmico, ao indicar a temperatura em cada ponto do tecido e o tempo de permanência acima das temperaturas limites, permite, através da Equação 29, a determinação do dano térmico causado ao tecido. A Figura 55 exhibe o dano térmico promovido em cada ponto do tecido biológico. A legenda do rodapé indica o nível do dano, bem como a região onde começou a ablação.

O perfil de dano térmico, mostrado na Figura 55 permite, com a utilização da Equação 31, determinar a porcentagem de células mortas em cada posição do tecido. Este resultado é exibido na Figura 56. Sobre a curva está indicado, com quadrados, o nível de dano térmico associado ao percentual de células mortas. A projeção destes quadrados sobre o eixo das posições indica a extensão daquele tipo de dano sofrido pelo tecido. Os mesmos registros foram feitos para um corte pontual, sem o movimento paralelo ao tecido. O corte foi realizado

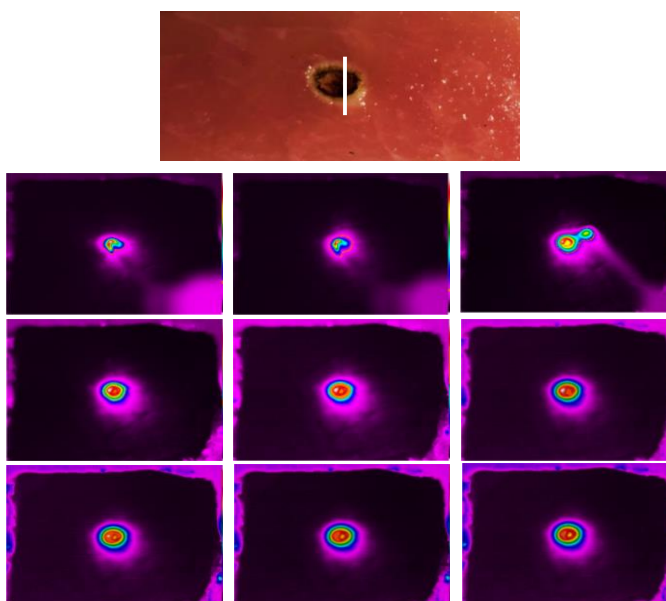
com 3 mm de profundidade aproximadamente. A Figura 57 mostra a evolução temporal do gradiente de temperaturas e a isoterma, com temperaturas entre 46 °C e 50 °C em um corte pontual, também realizado na carne de porco.

Figura 56 – Porcentagem de células mortas em função da posição. Os valores indicados nos quadrados não se referem à curva, e sim aos valores associados ao dano térmico que promoveu aquela porcentagem de células mortas. A projeção dos quadrados sobre o eixo das posições indica a extensão do relativo dano térmico causado naquela região.



Fonte: autoria própria.

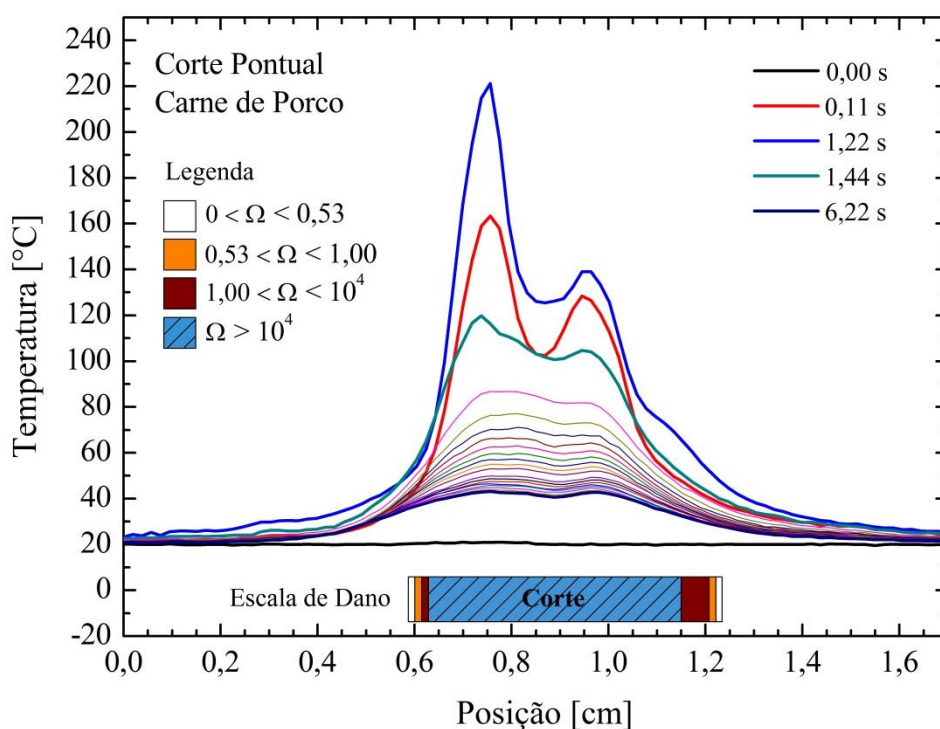
Figura 57 – Foto do corte pontual na carne de porco e a sequência de imagens mostrando a evolução temporal do gradiente de temperaturas durante e após o corte. Cada imagem mostra uma isoterma de temperaturas entre 46 °C e 50 °C (área alaranjada). Nos dois primeiros quadros o corte está sendo realizado. No terceiro quadro é possível ver o eletrodo ativo sendo retirado.



Fonte: autoria própria.

Na primeira foto da Figura 57 é possível ver o dano térmico causado sobre o tecido não ablado, bem como as regiões de carbonização e um pouco do material ejetado durante a ablação. O perfil térmico para a o marcador térmico, mostrado na primeira foto, é exibido na Figura 58. O gráfico exibe a fase de aquecimento durante o processo de faiscância. As curvas grossas estão associadas aos tempos em que foram registradas no vídeo da FLUKE®. As linhas finas, a partir de 1,44 s até 6,22 s mostram as curvas de resfriamento.

Figura 58 – Perfil térmico ao longo do marcador térmico mostrado na Figura 58. Este perfil exibe o aquecimento e resfriamento da região e permite determinar o local e a espessura do dano térmico bem como a região que sofreu ablação. As curvas grossas exibem o tempo em que aquele era o perfil térmico do tecido.



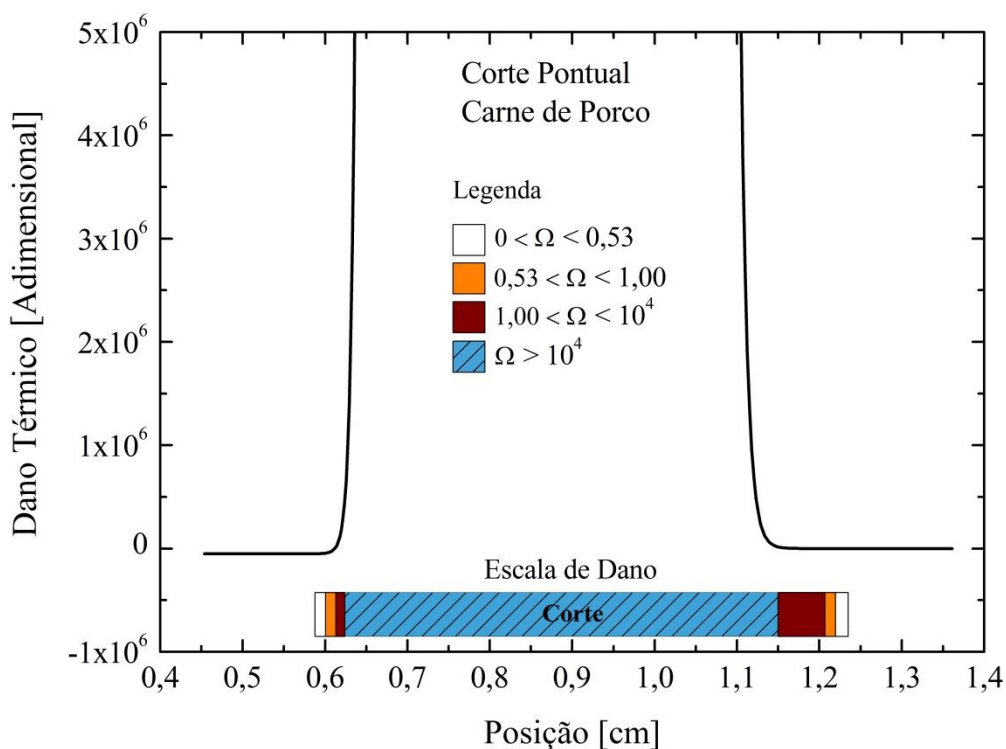
Fonte: autoria própria.

Os tempos de permanência nestas temperaturas foram utilizados para a determinação do dano térmico no tecido não ablado, adjacente ao corte. As regiões que sofreram dano com a hipertermia são mostradas no rodapé do gráfico. A extensão da região que sofreu ablação é mostrada no rodapé da Figura 58 e corresponde ao diâmetro do corte exibido na Figura 57, que é aproximadamente circular.

O valor do dano em função da posição é mostrado no gráfico da Figura 59. No rodapé é mostrada a escala de dano que também indica a extensão do tecido que sofreu ablação. O gráfico da Figura 60 mostra a porcentagem de células mortas em função das posições do

marcador térmico. Para a melhor interpretação e visualização dos resultados, estão marcados, com quadrados, os valores dos danos térmicos referentes àquela posição e porcentagem de células mortas.

Figura 59 – Dano térmico causado ao tecido em função da posição sobre o marcador térmico em experimento realizado com a carne de porco. No rodapé do gráfico exibe as extensões do dano e a região ablada.

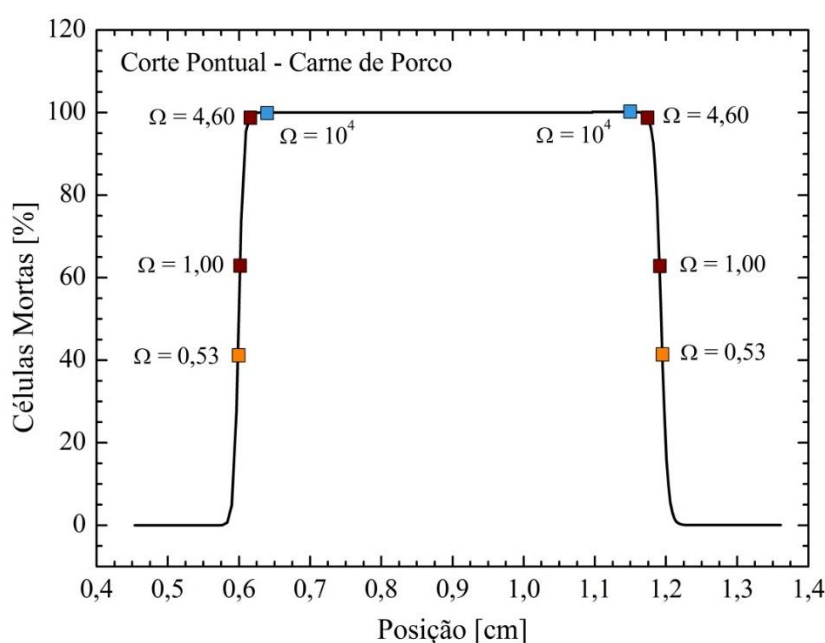


Fonte: autoria própria.

No gráfico da Figura 60 a projeção dos quadrados que representam os valores dos danos térmicos, sobre o eixo das posições, indicam as extensões dos danos ocorridos e sua classificação nas referentes regiões do tecido. Experimentos similares foram realizados com o chuchu. Foram feitos cortes extensos e pontuais, registrados em vídeos com a câmera térmica. Os vídeos forneceram imagens em diferentes tempos, mapeando assim a evolução temporal do gradiente térmico sobre o tecido não ablado. Os gráficos apresentados abaixo seguiram a mesma metodologia e são apresentados na mesma ordem daqueles com a carne de porco, as imagens térmicas seguidas dos perfis de temperaturas e de dano tecidual.

A foto do corte extenso e a sequência de imagens são apresentadas na Figura 61 que também apresenta o perfil térmico durante e após o corte. As regiões mostradas em alaranjado são isothermas de temperaturas entre 46 °C e 50 °C. Na primeira imagem o marcador térmico é mostrado na posição e com o comprimento utilizado sobre cada uma das imagens térmicas mostradas abaixo.

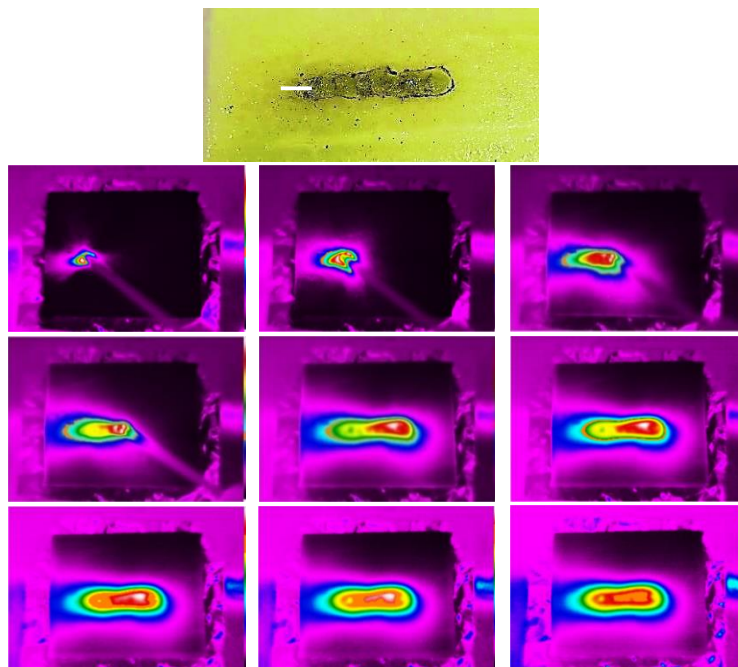
Figura 60 – Porcentagem de células mortas em função da posição do marcador térmico sobre o tecido. Os quadrados representam as posições de ocorrência do dano indicado. A projeção dos quadrados sobre o eixo das posições indica a região do tecido em que aquele nível de dano térmico foi causado.



Fonte: autoria própria.

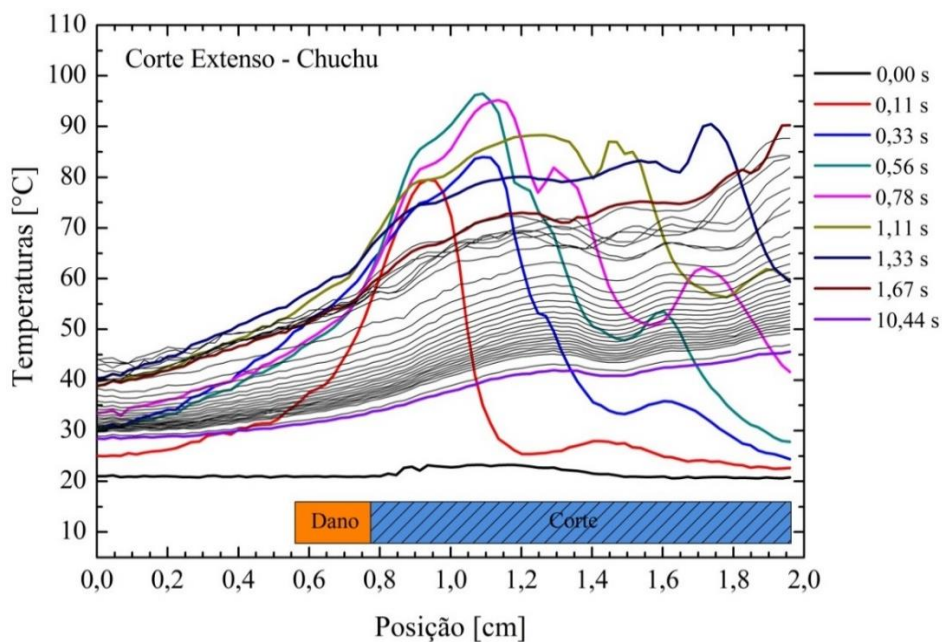
Com o marcador térmico colocado sobre cada uma das imagens registradas na ablação extensa do chuchu, e com a utilização do *software* da câmera térmica, como feito nos experimentos anteriores, o perfil térmico em cada instante foi determinado e é mostrado na Figura 62. Próximo das curvas em negrito é indicado o instante de obtenção do perfil térmico. As curvas em linhas finas indicam o resfriamento do tecido até o instante 10,44 s, momento em que as temperaturas do perfil térmico estão abaixo daquelas em que danos térmicos ocorrem. No rodapé da figura é mostrada a região de ocorrência de dano e a região onde se inicia a ablação. Para o chuchu não foi realizado o detalhamento da região de dano, pois no tecido vegetal, constituído por 94% de água, não existem marcadores como o colágeno e proteínas que tem sua birrefringência alterada termicamente como ocorrido com o tecido animal.

Figura 61 – Foto do corte extenso no chuchu e a sequência de imagens mostrando a evolução temporal do gradiente de temperaturas durante e após o corte. Cada imagem mostra uma isoterma de temperaturas entre 46 °C e 50 °C (área alaranjada). Nos quatro primeiros quadros o corte está sendo realizado.



Fonte: autoria própria.

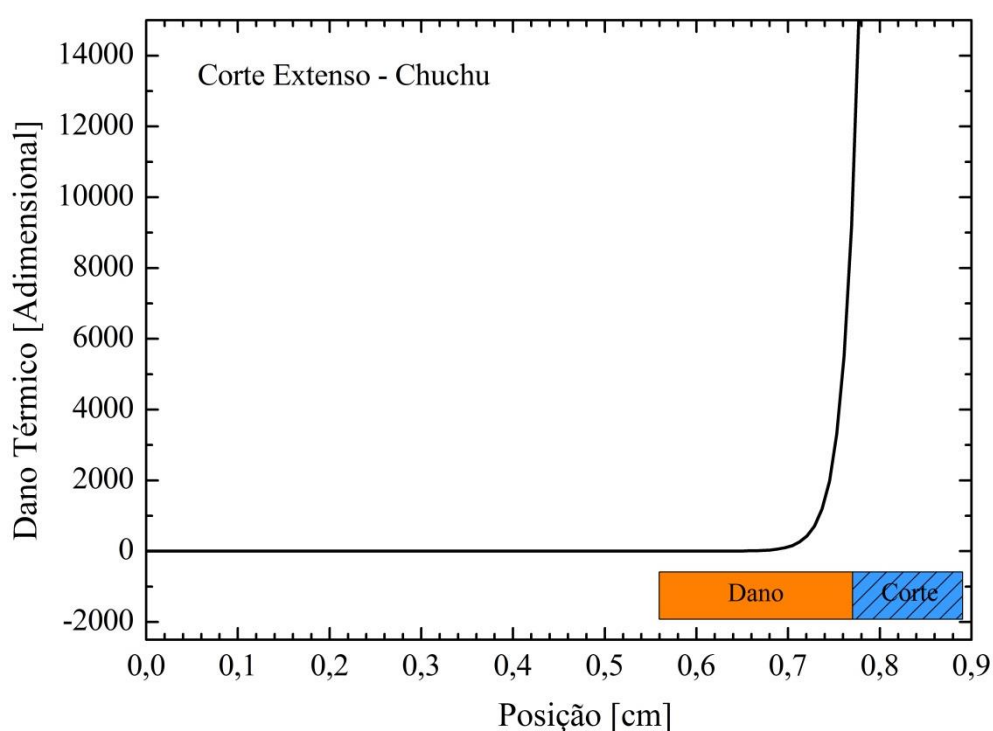
Figura 62 – Perfis térmicos em diferentes instantes em função da posição no tecido, medidos na posição do marcador térmico. A legenda abaixo das curvas indica a região de ocorrência de dano térmico e a região ablada.



Fonte: autoria própria.

Os perfis térmicos indicam a temperatura em cada uma das posições do tecido, sobre o marcador térmico, e o tempo de resfriamento. Com estes dados e através da utilização da Equação 30 é possível determinar o equivalente dano térmico causado sobre cada um dos pontos do tecido. A Figura 63 mostra o dano térmico em cada posição do tecido, em corte extenso no chuchu.

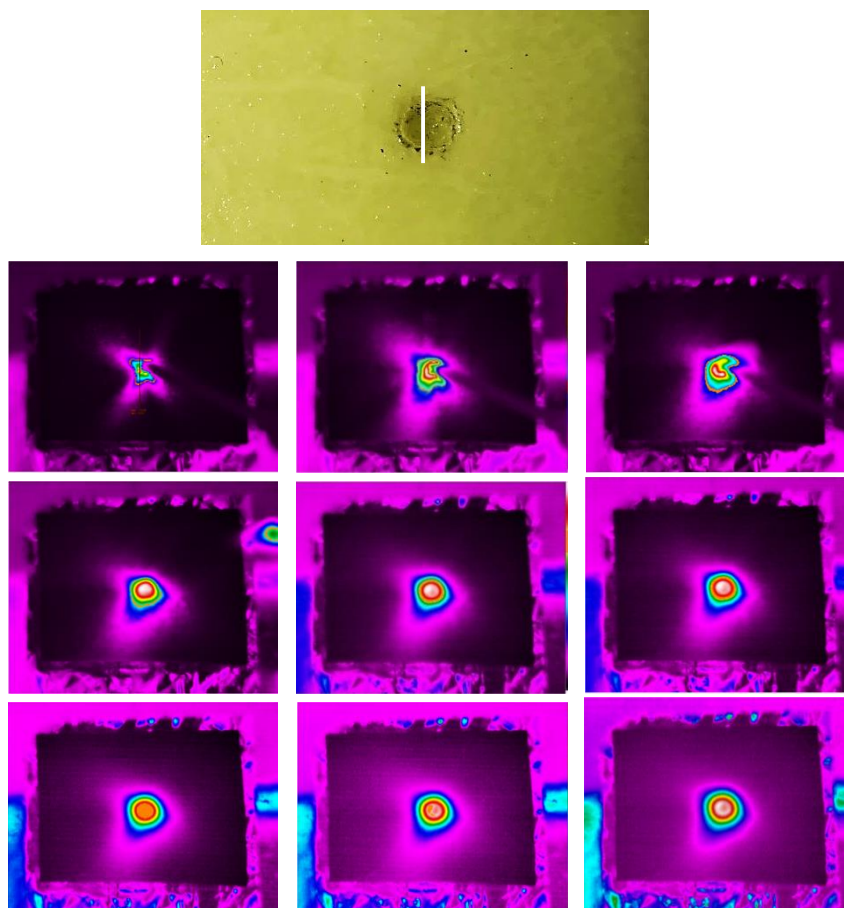
Figura 63 – Dano térmico em função da posição sobre o chuchu em corte extenso. No rodapé é mostrada a região de dano e onde se inicia a ablação. Neste caso não há o detalhamento do dano, pois não existem marcadores biológicos no tecido vegetal.



Fonte: autoria própria.

Também foram realizados cortes pontuais em chuchu, os experimentos seguiram as mesmas sequências anteriores. A Figura 64 exibe uma foto do corte realizado e a sequência de imagens térmicas que mostra a evolução temporal do gradiente de temperaturas sobre o tecido. As isothermas alaranjadas indicam temperaturas entre 46 °C e 50 °C. Na primeira imagem térmica o marcador térmico utilizado é mostrado na posição e com o comprimento utilizado sobre cada uma das imagens para a determinação do perfil térmico.

Figura 64 – Foto do corte pontual no chuchu e a sequência de imagens mostrando a evolução temporal do gradiente de temperaturas durante e após o corte. Cada imagem mostra uma isoterma de temperaturas entre 46 °C e 50 °C (área alaranjada). Nos três primeiros quadros o corte está sendo realizado.



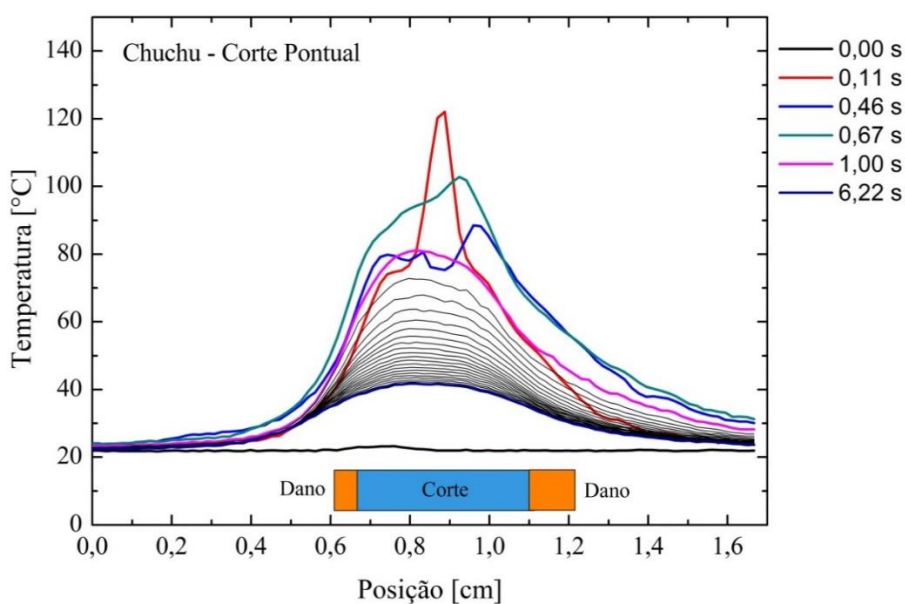
Fonte: autoria própria.

Seguindo a mesma sequência realizada com os resultados com a carne de porco e o corte extenso do chuchu, a Figuras 65 traz os perfis térmicos em função do tempo, indicando no rodapé as regiões de dano térmico e ablação. A Figura 66 exhibe os danos térmicos causados em cada posição do tecido, e no rodapé, indica estas extensões.

A mudança de comportamento térmico durante o mesmo corte eletrocirúrgico, foi medido neste trabalho. A partir destes registros, as mudanças em algumas práticas nos procedimentos eletrocirúrgicos devem ocorrer, diminuindo o nível de dano térmico causado, como por exemplo: na ablação menos explosiva, já no regime de alta energia e temperaturas, o tecido remanescente sofrerá menor destruição, desta forma, se o eletrodo e/ou o tecido já estiverem aquecidos, os contornos do corte podem ser menos irregulares, o que traria à

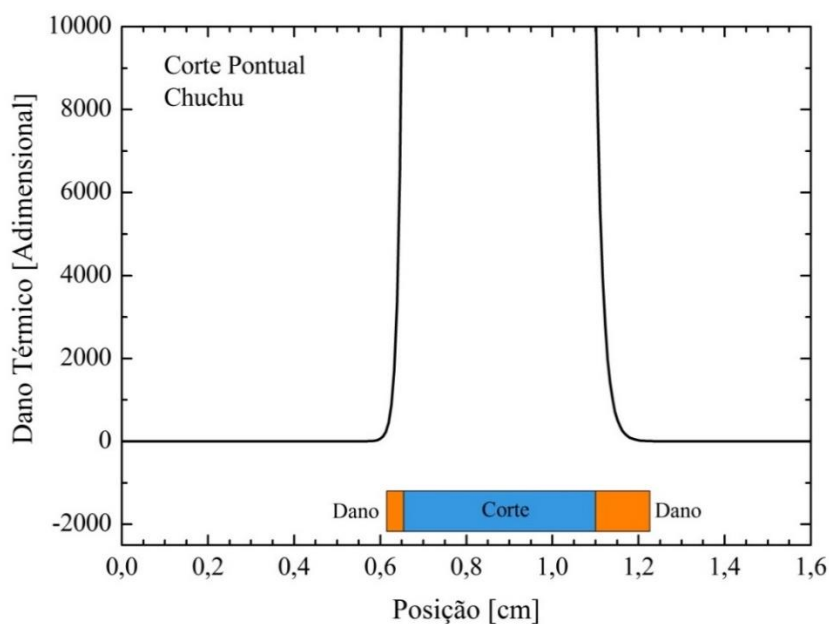
eletrocirurgia maior refinamento, precisão e posterior melhoramento do processo de cicatrização.

Figura 65 – Perfis térmicos em diferentes instantes. As temperaturas apresentadas estão em função da posição no tecido, medido sobre o marcador térmico. A legenda abaixo das curvas mostra a região de dano térmico e a extensão do corte, que neste caso é o diâmetro do corte pontual realizado. Os tempos dos perfis notáveis são exibidos no ponto mais alto das curvas em negrito. Os perfis em linhas finas estão abaixo da temperatura crítica e são apresentadas apenas indicando o resfriamento. Os registros apresentados vão desde 0 s até 6,22 s.



Fonte: autoria própria.

Figura 66 – Dano térmico em função da posição sobre o tecido, delineado pelo marcador térmico. A legenda abaixo das curvas indica a região de dano térmico e a região do corte.

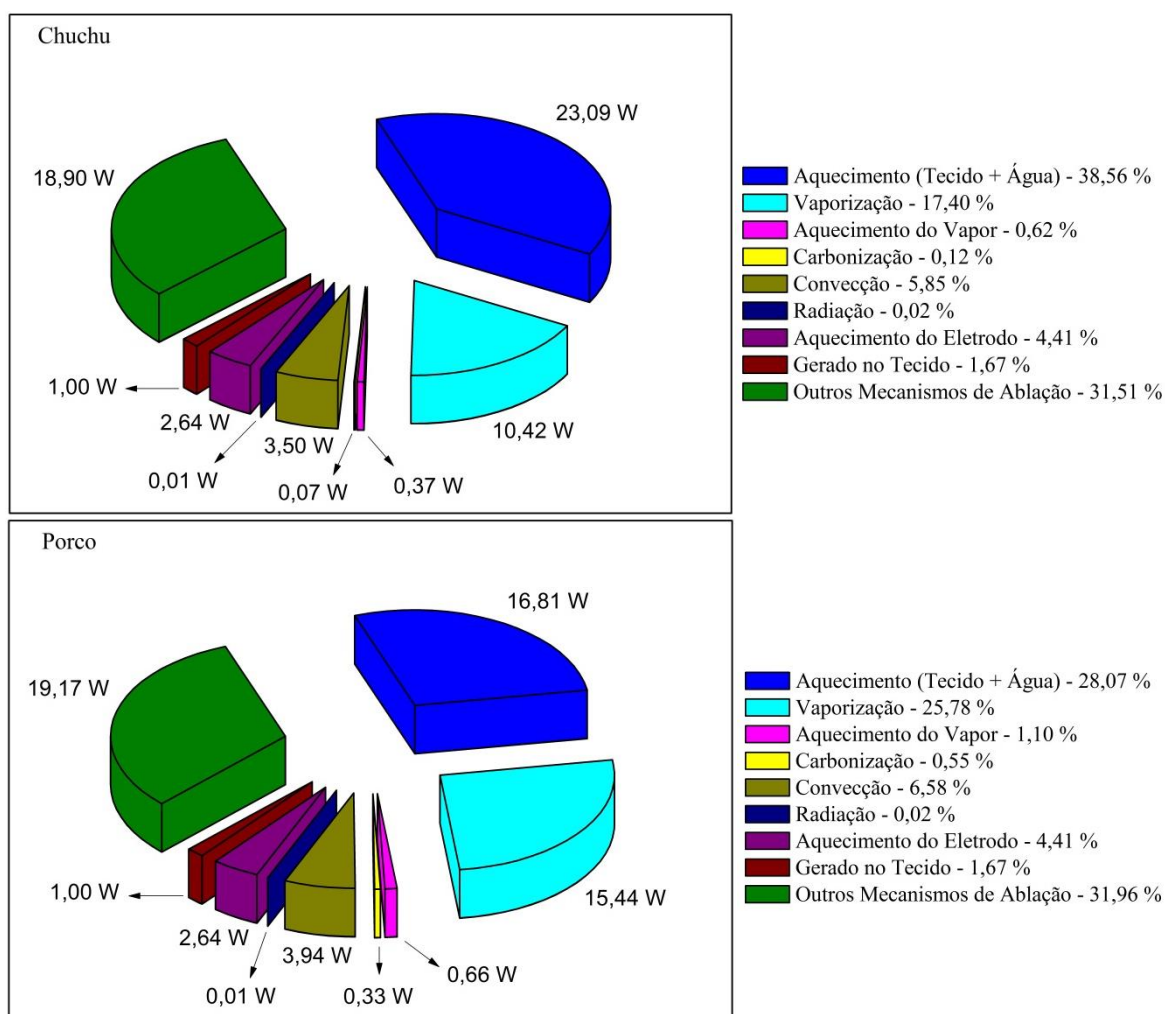


Fonte: autoria própria.

4.4 MAPEAMENTO ENERGÉTICO EM PROCEDIMENTOS ELETROCIRÚRGICOS

Com base no que foi levantado neste trabalho, o mapeamento de energia em processos eletrocirúrgicos é apresentado na Figura 67.

Figura 67 – Mapeamento da partição da potência elétrica em outras formas de potências características dos procedimentos eletrocirúrgicos. Em (a) o mapeamento realizado para experimentos realizados com o chuchu e em (b) o mapeamento com a carne de porco.



Fonte: autoria própria.

Mais da metade da energia elétrica, para ambos tecidos, foi transformada em quantidades de calor (sensível e latente) destinadas ao aquecimento do tecido e da água nele contida, e após, para a mudança de fase da parcela de água que vaporizou. Para estes dois processos a fração da energia elétrica foi de 55,96% (33,51 W, soma da região azul com a azul clara) para o chuchu e 53,85% (32,25 W, também a soma da região azul com a azul

clara) para o porco, como se pode observar na Figura 67. Apesar de o chuchu conter mais água do que a carne de porco, a quantidade de água vaporizada nele foi menor, apenas 15%, comparada aos 45% vaporizadas na carne de porco. Estes fatores fizeram com que a diferença das quantidades de energia no processo de aquecimento/vaporização entre os tecidos não seja muito grande, apenas de 2,11% (1,26 W). Estes valores foram obtidos considerando as porcentagens de água em cada tecido, como mencionado, e também considerando o aumento de pressão nos vacúolos formados pelo súbito aumento de temperatura do tecido, elevando a temperatura de vaporização da água para valores entre 120 °C e 180 °C (TULEIMAT, 2010). Para este trabalho foi considerado uma variação de temperatura de 160 °C para o aquecimento do tecido.

Os tecidos apresentaram diferenças nas quantidades de energia que acarretam na ablação. Proporcionalmente, o chuchu dispendeu mais energia em seu aquecimento (38,56%), pois contém mais água, do que em outros mecanismos de ablação, como a deformação tecidual, rompimento de vacúolos, ejeção de fragmentos (31,51%), por exemplo. Já a carne de porco, necessitou de menos energia para aquecer (28,07%) e de mais energia para os outros mecanismos de ablação (31,96%). Os valores citados podem ser consultados na Figura 67. A maior dificuldade em se romper o tecido animal também foi percebida na acústica, através da emissão sonora mais intensa, registrada nos experimentos com o porco. Como exemplo, o nível de intensidade sonora máximo registrado a 50 cm do corte com carne de porco foi de 77 dB(A) contra 66 dB(A) no corte do chuchu, como mostrado nos experimentos de acústica.

As energias de convecção e radiação foram obtidas através dos perfis térmicos e da evolução da Equação 21 (*Bio-Heat Equation*), desde o aquecimento do tecido até o equilíbrio térmico com as regiões do tecido nas quais não houve variação de temperatura. Nestas perdas de energia está inclusa a energia térmica gerada no tecido, que correspondeu a 1,67% (1 W) da energia elétrica. Análises com a câmera térmica mostraram que parte do calor fluiu do tecido até o eletrodo ativo. Através das imagens térmicas, como as da Figura 43, foram registradas as variações de temperatura na interface tecido-eletrodo ativo e o gradiente de temperaturas sobre este eletrodo. Assim foi determinada a fração de energia cedida através da interface para este eletrodo e o aquecimento correspondeu ao recebimento de 4,41% da energia elétrica (2,64 W).

Os gráficos da Figura 67 não apresentam as potências radiante e sonora, pois, como mostrado, representam uma parcela muito pequena na transformação da energia elétrica e praticamente não seriam visíveis. Em resumo, mostrou-se experimentalmente que a energia elétrica entregue pelo bisturi eletrocirúrgico pode ser encontrada em diversas formas, mas que

a parte mais importante (87 - 88%) está relacionada com os fenômenos térmicos envolvidos no processo de ablação, como aquecimento e vaporização da água contida no tecido mais as energias necessárias para deformar e romper as paredes celulares dos tecidos estudados.

5 CONCLUSÕES

O espectro eletromagnético da faísca eletrocirúrgica mostrou a existência de uma atmosfera ao redor do eletrodo que é modificada pelo processo de ablação do tecido. O espectro exibiu a emissão característica de átomos que constituem o tecido biológico e não apenas de constituintes do ar, como por exemplo, as intensas emissões do sódio e do potássio que não são encontrados no ar, mas sim, em boa proporção, no chuchu e na carne do porco. Até então, os modelos de desenvolvimento da faísca eletrocirúrgica se preocupavam em considerar apenas os constituintes do ar nestes estudos (*e.g.* N₂, O₂). Se sabe agora que esta atmosfera é também formada por átomos que estavam presentes no tecido biológico (*e.g.* K, Na, Ca). Conhecer a composição da atmosfera ao redor do eletrodo contribui com estudos sobre a deflagração e a manutenção da faísca eletrocirúrgica.

As potências na emissão da radiação eletromagnética da faísca, pelos valores máximos medidos, quando usados os tecidos biológicos são baixas, da ordem de 10⁻³ W para o chuchu, 10⁻⁴ W para a carne de porco. E ainda, a emissão da radiação é 5 vezes maior com o chuchu do que com a carne de porco. Estas radiações emitidas, quando absorvidas pelo tecido, causam uma variação de temperatura da ordem de 10⁻⁴ °C. O que é uma contribuição desprezível no processo de hipertermia e ablação do tecido biológico.

Foi detectada radiação ultravioleta durante procedimentos eletrocirúrgicos. Entretanto a emissão de UV não é nociva ao paciente e ao médico que utiliza o bisturi. Para o corte realizado em carne de porco o tempo para se atingir os valores limites de dose diária é igual a 8 h e ainda assim, faiscando em um mesmo local do tecido. Considerando que as mãos do médico estejam a 2 cm da ponta do bisturi durante o corte, a irradiância diminui num fator de 100. Ou seja, os tempos limites de exposição citados aumentam para bem mais de 8 h em ambos os casos, quer os dados sejam do chuchu ou da carne de porco. A utilização do bisturi eletrônico, portanto, não oferece riscos radiológicos aos pacientes e aos médicos durante um procedimento eletrocirúrgico.

O nível sonoro da faísca, medido a 50 cm da fonte sonora, valor próximo ao da distância do ouvido do cirurgião até a faísca elétrica, foi igual a (57 ± 8) dB(A) para o chuchu e (67 ± 9) dB(A) na emissão sonora em experimentos realizados com a carne de porco. Para o dimensionamento da proteção auditiva e da dose acústica, os valores utilizados foram os máximos. Utilizado os dados com a carne de porco como referência ao tecido humano, o tempo limite de exposição ao som da faísca seria de 55,7 h em uma jornada de trabalho entre

8 h e 12 h. O dano acústico determinado foi de apenas 2,1 %. Ou seja, não há risco de dano auditivo àqueles que estejam sujeitos aos sons emitidos por uma unidade eletrocirúrgica nos níveis de potência apresentados neste trabalho.

A maior parcela de energia elétrica, transportada pela faísca elétrica ao tecido biológico, é transformada em calor.

No processo de ablação eletrocirúrgico apenas uma fração da água contida no tecido é vaporizada. Na ablação do chuchu 15% da água contida no tecido foi vaporizada, e com a carne de porco esta parcela correspondeu a 45%, determinadas, aproximadamente, dentro do modelo de baixa temperatura e não no de alta temperatura. Isso indica que a ablação do tecido é explosiva, passando pelo mecanismo de ablação em baixa temperatura, o que promove o corte com menores energias, para o de alta temperatura e conseqüentemente maiores energias. Não há na literatura da área registros destas medições da quantidade de vapor liberado durante processos de corte, seja a incisão realizada com laser ou com a unidade eletrocirúrgica.

Cessado o processo de ablação, o calor recebido pelo tecido remanescente se propaga por ele por condução, como registrado pela câmara térmica, e é cedido ao meio por convecção e radiação. O processo de aquecimento e resfriamento leva tempo suficiente, como registrado pelos perfis térmicos, para promover níveis importantes de dano térmico a partes deste tecido, adjacente ao corte. Os níveis de dano térmico foram quantificados e classificados quanto ao dano estrutural causado. As extensões dos danos foram medidas e também classificadas.

Para os níveis de potências elétricas utilizadas para a realização dos cortes neste trabalho, foi possível estimar uma distância segura para a realização das incisões com o bisturi elétrico, permitindo que procedimentos eletrocirúrgicos possam ocorrer próximos a órgãos vitais, que não possam sofrer dessecação, por exemplo. A distância segura, baseada nas extensões dos danos térmicos, mostrados nas Figuras 55 e 59, em incisões extensa e pontual, respectivamente realizadas em carne de porco, são indicadas as distâncias seguras de 2,9 mm, em cada corte.

As potências elétricas entregues ao tecido biológico, pelas unidades eletrocirúrgicas, podem estar superdimensionadas. Portanto, o mapeamento das partições de energia, nos procedimentos eletrocirúrgicos, pode indicar quais devem ser os níveis máximos de potência elétrica que são exigidos para atender, com segurança, os processos de ablação tecidual. Neste trabalho, por exemplo, os níveis de potência elétrica precisaram atender a vaporização e aquecimento de uma fração da massa de água encontrada nos tecidos. Este tipo de regulação

pode tornar a eletrocirurgia mais segura termicamente, havendo menos energia para se propagar pelo tecido não ablado, promovendo uma diminuição do dano térmico nestas regiões do tecido.

O mapeamento energético também indicou qual a parcela de energia foi destinada aos mecanismos de ablação, também distinguiu o tecido vegetal do animal. Neste trabalho não foram estudados e diferenciados os mecanismos de ablação. Todavia, se sabe que o tecido sofre encolhimento, rompe de forma explosiva, que partes não vaporizadas são ejetadas e que ondas mecânicas se propagam pelo tecido não ablado, por exemplo. Todos estes efeitos exigem uma parcela de energia para ocorrerem, e estão somadas no que foi chamado de “mecanismos de ablação” na Figura 67, e que de forma aproximada parecem ter “consumido” um terço da energia elétrica fornecida pela UE.

6 CONTINUIDADE DA PESQUISA

A confirmação da alteração da atmosférica eletrocirúrgica pode impactar em trabalhos sobre a manutenção da faísca elétrica neste meio contaminado por elementos retirados do tecido, pois as tensões elétricas necessárias para a continuidade do processo de faiscância dependem das condições da atmosfera entre eletrodos.

Neste trabalho foram estudadas as propagações de calor no tecido biológico em cortes extensos e pontuais. Para estes cortes foram determinados os níveis dos danos térmicos causados aos tecidos e suas extensões calculadas para o nível de potência apresentado. O mesmo pode ser feito para procedimentos de fulguração/coagulação e para a dessecação do tecido, com a utilização de eletrodos de diferentes geometrias e em diferentes formas de onda e níveis de potência.

Os modelos de ablação tecidual em baixa e alta temperatura podem promover diferentes danos físicos ao tecido adjacente ao corte. Estes danos estruturais podem ser observados em experimentos de microscopia, em menores potências e com menores eletrodos.

O plasma formado entre o eletrodo ativo e o tecido durante o corte, pode apresentar diferentes características em cada um dos modelos térmicos. O modelo de alta temperatura e o equilíbrio térmico observado em 260 °C talvez possam ser explicados a partir deste plasma.

Há uma hipótese de que no modelo de alta temperatura a quantidade de água vaporizada seja maior do que os 15% indicado neste trabalho em experimentos realizados com o chuchu e dos 45% de água vaporizada quando utilizada a carne de porco. Novos experimentos serão realizados com o corte sendo encerrado dentro do modelo de alta temperatura e a quantidade de vapor liberada no processo medida.

A quantificação dos danos térmicos sofridos pelo tecido remanescente após a ablação foi determinada em uma dimensão. O método das diferenças finitas permite que esta análise seja feita em duas e três dimensões. O número de pontos nestes casos é muito grande e esta tarefa deve ser realizada com o auxílio computacional.

O resultado obtido no mapeamento de potências indicou que, aproximadamente, um terço da potência elétrica, em experimentos com a carne de porco e com o chuchu, foi destinado aos outros mecanismos de ablação. Estudos adicionais e voltados para estes outros mecanismos precisam ser realizados.

7 PUBLICAÇÕES

7.1 EM REVISTAS INTERNACIONAIS

Dias E, Jr., Schneider B, Jr., Ribeiro, E. **On the Origin of Skin Burns and Neuromuscular Electrical Stimulation as a Consequence of Electrosurgical Procedures**, Research on Biomedical Engineering, 2019. <https://doi.org/10.1007/s42600-019-00013-2>. (Artigo publicado em 21/06/2019).

Dias E, Jr., Ribeiro, E Schneider B, Jr. **The Electromagnetic Spectrum of Electrosurgical Spark and the Radiological Protection in Electrosurgery**, 2019. (Artigo em revisão).

Dias E, Jr., Ribeiro, E Schneider B, Jr. **Tissue Damage in Ablation Processes in Electrosurgery**. (Artigo em revisão).

7.2 CAPÍTULO DE LIVRO

Dias Junior, Elton; Ribeiro, E; Schneider Junior, Bertoldo . **Considerações Sobre o Espectro Luminoso da Descarga Eletrocirúrgica**. A Produção do Conhecimento na Engenharia Biomédica. 1ed.: Atena Editora, 2019, v., p. 141-148. DOI 10.22533/at.ed.82819010615 (e-book já publicado).

7.3 TRABALHOS COMPLETOS EM ANAIS DE EVENTOS DA ÁREA

Dias Jr., E. ; Schneider Jr., B. **Criação de Componentes DC em Laços Capacitivos em Saídas de Instrumentos Cirúrgicos**. In: XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014, Uberlândia. Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Fisioterapia. Uberlândia: UFU, 2014. p. 492-495.

Dias Jr., E.; Ribeiro, E.; Schneider Jr., B. . **Considerações sobre o Espectro Luminoso da Descarga Eletrocirúrgica**. In: XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (XXV CBEB), 2016, Foz do Iguaçu. Anais do XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (XXV CBEB). Curitiba: UTFPR, 2016. v.1. p.1877-1880.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACGIH, American Conference of Governmental Industrial Hygienists, 1992 **Documentation for the Threshold Limit Values** 4th ed. (Cincinnati, OH: American Conference of Governmental Industrial Hygienists), 1995, **TLVs Threshold Limit Values and Biological Exposure Indices for 1995-1996** 4th ed. (Cincinnati, OH: American Conference of Governmental Industrial Hygienists).
- ADAMS, F. **On Hemorrhoids by Hippocrates**. Internet Classics Archive, 2004. Available in: <http://classics.mit.edu/Hippocrates/hemmor.html>. Acesso em 11/08/2018.
- AKRAM, M. RUBOCK, P. **Working Safely with Ultraviolet Radiation - Policy and Procedures**. Columbia University Health Sciences Division, 2005.
- ANDRADE, F.K., OLIVEIRA, L.L.A., SOUZA, R.P., MATOS, I.M. **Medida do Nível de Ruído Hospitalar e seus Efeitos em Funcionários a partir do Relato de Queixas**. Rev. CEFAC, 18(6):1379-1388, 2016. doi: 10.1590/1982-0216201618619815.
- ATVARS, T.D.Z., MARTELLI, C. **Espectroscopia de Luminescência**. Chemkeys, 2002. (www.chemkeys.com).
- BERNARDI, R. **Desenvolvimento de um Equipamento para Estudo de Eletrocirurgia com Controle de Potência Ativa**. Dissertação de mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, UTFPR, Paraná, Curitiba, 2008.
- BOURDON R.T., NELSON-CHEESEMAN B.B., ABRAHAM J.P. **Review of the Initial Treatment and Avoidance of Scald Injuries**. World J Dermatol; 6(2): p. 17-26. May 2, 2017.
- BOWMAN, F.B., CRAVALHO, E.G. **Theory, Measurement, and Application of Thermal Properties of Biomaterials**. p. 43, 1975.
- BRESADOLA, M. **Medicine and Science in the Life of Luigi Galvani (1737–1798)**. International Centre for the History of Universities and Science (CIS), University of Bologna, Italy, 1998.
- BRITO, M.F.P. **Eletrocirurgia: Evidências para o Cuidado de Enfermagem**. Dissertação de Mestrado, Ribeirão Preto, 2007.
- BRITTO, J.F.B. **Considerações sobre Psicometria**. Sociedade Brasileira de Controle de Contaminação - SBCC, v. 45, pp. 44 – 41, 2010.
- BRUCE, F.M. **A Review of Spark Discharge Phenomena**. Journal of the British Institution of Radio Engineers. p. 121, 1950.
- CHANG, I.A., NGUYEN U. D. **Thermal Modeling of Lesion Growth with Radiofrequency Ablation Devices**. BioMedical Engineering OnLine, V.3, p.27, 2004. doi:10.1186/1475-925X-3-27.

CHAPRA, S.C., CANALE R.P. **Métodos Numéricos para Engenharia**. Ed. McGraw Hill, 7ª edição, Porto Alegre, 2016.

ÇENGEL, Y.A., GHAJAR, A.J. **Transferência de Calor e Massa: Uma Abordagem Prática**. 4ª Edição, Editora McGrawHill, 2012.

DAVALOS, R.V., MIR, L.M., RUBINSKY, B. **Tissue Ablation with Irreversible Electroporation**. *Annals of Biomedical Engineering*, V. 33, N°. 2 p. 223–231, Feb, 2005.

DIAS, E. JR. **Caracterização da Deflagração da Descarga Eletrocirúrgica**. Dissertação de mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, UTFPR, Paraná, Curitiba, 2009.

DIAS E, JR., SCHNEIDER, B. JR., RIBEIRO, E. **On the Origin of Skin Burns and Neuromuscular Electrical Stimulation as a Consequence of Electrosurgical Procedures**. *Research on Biomedical Engineering*, 2019. <https://doi.org/10.1007/s42600-019-00013-2>.

DIFFEY, B.L. **Human Exposure to Ultraviolet Radiation**. In: JLM Hawk, ed. *Photodermatology*. London: Arnold; p. 5–24, 1999.

DIFFEY, B.L. **Human Exposure to Solar Ultraviolet Radiation**, Regional Medical Physics Department, Newcastle, 2002.

DIFFEY, B.L. **Sources and Measurement of Ultraviolet Radiation**. Regional Medical Physics Department, Newcastle, 2002.

DODDE, R.E., GEE, J.S., GEIGER, J.D., SHIH, A.J. **Monopolar Electrosurgical Thermal Management for Minimizing Tissue Damage**. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. V. 59, No1, p. 167-173, 2012.

EVEREST, F.A. **The Master Handbook of Acoustics**. TAB Books, 4ª edição, 2001.

FERRARO, N.G. **Os Fundamentos da Física**. Disponível em <<http://osfundamentosdafisica.blogspot.com/2010/06/intensidade-sonora.html>>. Acesso em 10/05/2017.

GCIR – Grupamento de Combate a Incêndio e Resgate. **Queimaduras de 1º, 2º e 3º Graus**. <http://7gcir.blogspot.com/2010/05/queimaduras.html>, 2019 - Acesso em 12/09/2019.

GEDDES, L.A., ROEDER, R.A. **De Forest and the First Electrosurgical Unit**. *IEE, Engineering in Medicine and Biology Magazine*, p84-87, 2003.

GLOVER, J.L., BENDICK P. J., LINK W. J. **The use of thermal knives in surgery: electrosurgery, lasers, plasma scalpel**, 1978.

GOLDEMBERG, J. **Física Geral e Experimental**. Editora Nacional e Editora USP, Vol. 1, 1968.

GOLDWYN, R.M. **Bovie. The man and the machine**. *Annals Plast. Surg.*, Vol.2:135-53, 1979.

GONZAGA, T.W.C., DUARTE, M.M. **Características Físicas e Hidrodinâmicas de Chuchu Minimamente Processados**. Revista Brasileira de Produtos Agroindustriais, Campina Grande, v.9, n.1, p.83-98, 2007.

GRANDE, K.C. **Análise da Energia Utilizada por Bisturi Elétrico na Ablação de Tecido Orgânico**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica). Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2014.

GRIMM, A.M. **Meteorologia Básica**. Versão eletrônica, UFPR, 1999. Disponível em: <http://fisica.ufpr.br/grimm/aposmeteo/cap5/cap5-3-1.html> . Acesso em: 20 jun. 2019.

HENRIQUES, F.C.Jr., MORITZ, A.R. **The Conduction Of Heat To And Through Skin And The Temperatures Attained Therein. A Theoretical and an Experimental Investigation**. Department of Legal Medicine, Harvard Medical School, Boston, Mass., 1947.

HINDE, D.D., BIRTWISTLE, D. **Corona Discharge Currents of a Point Plane Air Gap: Spectroscopic Studies and Effects of Silicone Rubber**. Queensland University of Technology, p. 325. Australia, 2008.

HONIG, W.M. **The Mechanism of Cutting in Electrosurgery**. IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-22), p. 58-62, 1978

INCROPERA, F.P., DeWITT, D.P. **Fundamentos de Transferência de Calor e Massa**. Ed. LTC, 4ª edição, Rio de Janeiro, 1998.

ICNIRP - International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, **Guidelines on Limits of Exposure to Ultraviolet Radiation of Wavelengths Between 180 nm and 400 nm (Incoherent Optical Radiation)**, 2004.

IARC/WHO, **Sunscreens, IARC handbooks of cancer prevention**. Vol. 5, Lyon: IARC; 2001.

JUNQUEIRA, L.C., CARNEIRO, J. **Histologia Básica**. 9ª edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.

KARAKI, W., AKYILDIZ, A., DE, S., TASCIUC, D.A.B. **Energy Dissipation in Ex Vivo Porcine Liver During Electrosurgery**. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol.64, N° 6, 2017.

KEPLER, S.O., SARAIVA, M.F.O. **Astronomia e Astrofísica**. 3ª Edição. Ed. Livraria da Física, p. 219, São Paulo, 2013. ISBN:978-85-7861-187-3.

LAZZARI, D.T. **Eletrocirurgia Virtual Baseada em Física**. Trabalho de Conclusão de Curso, UFRGS, 2013.

LAZZARINI, V.E.P. **Elementos de Acústica**. Music Department National University of Ireland, Maynoot, 1998.

LIMA, A.G.G. **Cursos de Engenharia Elétrica 2018**. Disponível em < <https://www.antonioguilherme.web.br.com/blog/tag/espectro-eletromagnetico/>>. Acesso em 14/03/2017.

MACHALA, Z., JANDA, M., HENSEL, K., JELOVSKY, I. **Emission Spectroscopy of atmospheric pressure plasmas for bio-medical and environmental applications**. Journal of Molecular Spectroscopy, p. 194-201, 2007.

MASSARWEH, N.N., COSGRIFF, N., SLAKEY, D.P. **Electrosurgery: History, Principles, and Current and Future Uses**. American College of Surgeons Published by Elsevier Inc., ISSN 1072-7515/06. doi:10.1016/j.jamcollsurg.2005.11.017, 2006.

MONTEIRO, A.L.R., GRANDE, K.C., FARIA, R.A., SCHNEIDER, B.Jr. **A Simple Approach to Calculate Active Power of Electrosurgical Units**. Research on Biomedical Engineering. n.2, p. 1-15, 2016.

MORTON, W.J. **A New Current of Induction Electricity, or a New Method of Producing Electrical Nerve and Muscle Reaction**. Med. Rec. n.20, 1881.

MOTA, C.P. **Sistema de Visão por Infravermelho Próximo para Monitoramento de Processos de Soldagem a Arco**. Dissertação de Mestrado, UFU, 2011.

NBR 10152, **Níveis de Ruído para Conforto Acústico**, ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas, 1987.

NBR IEC 60601-1. **Equipamento Eletromédico, Parte 1: Prescrições Gerais para segurança**. (equivalente à norma IEC 601-1, 1988), ABNT, Associação Brasileira de Normas Técnicas, 149p, 1994.

NBR IEC 60601-2-2. **Equipamento Eletromédico, Parte 2-2: Prescrições particulares para Segurança de Equipamento cirúrgico de alta frequência**. ABNT, Associação Brasileira de Normas Técnicas, em abril de 1998, válida a partir de 1 de junho de 1998, p.21, 1998.

NBR IEC 60601-2-2:2001. **Equipamento Eletromédico, Parte 2: Prescrições particulares de Segurança para Equipamento Cirúrgico de Alta Frequência**. ABNT, Associação Brasileira de Normas Técnicas, em dezembro de 2001, válida a partir de 30 de janeiro de 2002, p. 30, 2001.

NG, E.Y.K., CHUA, L.T. **Prediction of skin burn injury. Part 2: parametric and sensitivity analysis**. Proc. Instn Mech. Engrs, Part H, J Engeneering in Medicine, 2002.

NIOSH - National Institute for Occupational Safety and Health, **Criteria for a Recommended Standard Publication - Occupational Noise Exposure Revised Criteria**. Cincinnati, Ohio, No. 98-126, 1998.

NR 15 - **Atividades e Operações Insalubres**, Associação Brasileira de Normas Técnicas, 2018.

NUSSENZVEIG, H.M. **Curso de Física Básica – Fluidos, Oscilações e Ondas, Calor**. Ed. Blücher, 5ª edição, Rio de Janeiro, 2014.

PAIVA, R.B. **Cartas Psicrométricas (softwares para Android)**, 2014. Obtido em <http://rogeriobaiva.blogspot.com/2014/03/carta-psicrometricas-softwares-para.html>. Acesso em 06/08/2018.

PALANKER, D.V., VANKOV, A. e HUIE, P. **Electrosurgery With Cellular Precision**. IEEE transactions on biomedical engineering. v. 55, n. 2. 2008.

PEARCE, J.A. **Electrosurgery**. John Wiley & Sons, New York, p. 270, 1986.

PEARCE, J.A. **Thermodynamic Principles of Laser-Tissue Interaction**. Proc. IEEE-BME, Philadelphia, PA, 1990.

PEARCE, J.A. THOMSEN, S.L., VIJVERBERG H., MCMURRAY, T.J. **Kinetics for Birefringence Changes in Thermally Coagulated Rat Skin Collagen**. Proc. SPIE 1876, Lasers in Otolaryngology, Dermatology, and Tissue Welding, 1993. doi: 10.1117/12.147029

PEREIRA, R.P., TOLEDO, R.N., AMARAL, J.L.G., GUILHERME, A. **Qualificação e Quantificação da Exposição Sonora Ambiental em uma Unidade de Terapia Intensiva Geral**. Rev Bras Otorrinolaringol. V.69, n°6, p. 766-771, nov./dez., 2003.

PICCOLINO, M. **Luigi Galvani's Path to Animal Electricity**, Dipartimento di Biologia, Università di Ferrara, Italy, 2006.

REDDY, C.S., PASULA, N., SHAERMA, A., SARATHI, R., MITTAL, C. **Spark Gap Discharge Measured by Optical Emission Spectroscopy**. Indian Institute of Technology, Madras, Chennai, India, IEEE, 2014.

SCHNEIDER JR., B. **Estudo Teórico-prático de Parâmetros Técnicos e Fisiológicos Utilizados em Eletrocirurgia, Visando a Otimização do Desenvolvimento e Performance de um Bisturi Eletrônico**. Tese de Doutorado, Curitiba, PR. UTFPR, 2005.

SCHNEIDER JR, B., ABATTI, P.J. **Electrical Characteristics of the Sparks Produced by Electrosurgical Devices**. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 55, p. 589-593, 2008.

SCHNEIDER JR., B.; DIAS JR., E., ABATTI, P.J. **How can Electrosurgical Sparks generate Undesirable Effects?**. IEEE Latin America Symposium on Circuits and Systems. Foz do Iguaçu. v.1, p.112-115, 2010.

SEKAR, S.K., BARGIGIA I., MORA A.D., TARONI P., RUGGERI A., TOSI A., PIFFERI A., FARINA A. **Diffuse Optical Characterization of Collagen Absorption from 500 to 1700 nm**. J Biomed Opt. 2017 Jan 1; 22(1):15006, 2017. PMID: 28138693. doi: 10.1117/1.JBO.22.1.015006.

SILVA, C.B., SANTOS, T.P., GOUVÊA, A.V., LARENTISA, A.L., MOREIRA, J.C., SARCINELLI, P.N. **Adaptação da Metodologia de Análise de Metemoglobina como**

Biomarcador de Efeito da Exposição ao Agrotóxico Diflubenzuron. Quim. Nova, Vol. 38, Nº. 4, 533-537, 2015.

SLINEY, D.H. **Optical Radiation Safety of Medical Light Sources.** U.S. Army Center for Health Promotion and Preventive Medicine, p. 981 – 996, 1997.

SLINEY, D.H. **Ultraviolet Radiation Exposure Criteria.** U.S. Army Center for Health Promotion and Preventive Medicine, vol. 91, p. 213 – 222, 2000.

SOUZA, I.A. **Descarga em Barreira Dielétrica: Construção de um Reator DBE e Caracterização Mediante Análises Ópticas e Elétricas do Plasma Produzido.** Dissertação de Mestrado, UFRN, 2013.

SOUZA, S.R.P.; FISCHER, F.M.; SOUZA, J.M.P. **Bronzeamento e Risco de Melanoma Cutâneo: Revisão da Literatura.** Revista de Saúde Pública, São Paulo, v.38, n.4, 2004. <http://www.scielo.br/scielo.php>. Acesso em: 10 out. 2019.

SMITH, A.M., MANCINI, M.C., NIE, S. **Second Window for *in vivo* Imaging.** Nat Nanotechnol. 2009 November; 4(11): 710–711. doi:10.1038/nnano.2009.326.

TAYLOR, J.R. **An Introduction to Error Analysis – The Study or Uncertainties in Physical Measurements.** 2nd Edition, University Science Books, 1997. ISBN: 0-935702-42-3

THOMSEN, S.L. **Pathologic Analysis of Photothermal and Photomechanical Effects of Laser-Tissue Interactions.** Photochemistry and Photobiology. Vol. 53, Nº 6, pp. 825-835, 1991.

THOMSEN, S.L., PEARCE, J.A., CHEONG W. **Changes in Birefringence as Markers of Thermal Damage in Tissues.** IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol. 36, Nº 12, 1994.

THOMSEN, S. L., PEARCE, J. A. **Rate Process Analysis of Thermal Damage.** In: Welch A. J., van Germert M. J. C., editors. Optical and thermal response of laser-irradiated tissue, p. 561–606, New York, Plenum Press, 1995.

TULEIMAT, M. S. **The Electrosurgery: A Story of Controversies and Discrepancies.** 2010 International Conference on Bioinformatics and Biomedical Technology, p. 356-359, 2010.

UFSP - Departamento de informática em saúde da Escola Paulista de Medicina, 2017. Disponível em <<https://www.dis.epm.br/comunidade/apoio>>. Acesso em 12/09/2018.

ULMER, B. C. **Electrosurgery: History and Fundamentals.** Perioperative Nursing Clinics, Institute of Clinical Education, pág. 89 – 101, Doi:10.1016/j.cpen.2007.03.003, 2007.

VÉLEZ, F.F., QUIJANO, N.O., GARCIA, I.S., DIEGO, J.L.A. **Thermal Injury for Optical Treatment of Biological Tissues: a comparative study.** 32nd Annual International Conference of IEEE EMBS, Buenos Aires, Argentina, 2010.

VERDAASDONK, R.M., BORST, C., van GEMERT, M.J.C. **Explosive Onset of Continuous Wave Laser Tissue Ablation**. Department of Cardiology, Phys. Med. Biol. Vol.35, N° 8, p. 1229-1144, 1990.

VILOS, G.A., RAJAKUMAR, C. **Electrosurgical Generators and Monopolar and Bipolar Electrosurgery**. Journal of Minimally Invasive Gynecology, JMIG, vol. 20, N°.3, 2013.

VOGEL, A., VENUGOPALAN V. **Mechanisms of Pulsed Laser Ablation of Biological Tissues**. Chem. Rev. V. 103, p. 577-644, 2003.

WAGENNARS, E. **Plasma Breakdown of Low-Pressure Gas Discharge**. Eindhoven : Technische Universiteit Eindhoven – Proefschrift, 2006.

WEBSTER, J.G. **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**. Vol.2, John Wiley & Sons, p1180-1203, 1988.

WELCH, A.J. **The Thermal Response of Laser Irradiated Tissue**. IEEE Journal Of Quantum Electronics, 1984.

WELCH, A.J., GEMERT, M.J.C. **Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue**. Springer Science, 2011. <https://doi.org/10.1007/978-90-481-8831-4>.

WELCH, A.J., BRADLEY, A.B., TORRES, J.H., *et al.* **Laser Probe Ablation of Normal and Atherosclerotic Human Aorta in Vitro: a First Thermographic and Histologic Analysis**. DOI: 10.1161/01.CIR.76.6.1353, American Heart Association, 1987.

WICKER, P. **Electrosurgery in Perioperative Practice**. British Journal of Perioperative Nursing, Vol.20, p. 221-226, 2000.

XU, F., WANG P.F., LIN M., LU T.J., NH Y.K. **Quantification and the Underlying Mechanism of Skin Thermal Damage: a Review**. Journal of Mechanics in Medicine and Biology Vol. 10, No. 3 p. 373–400, 2010. DOI: 10.1142/S0219519410003459.

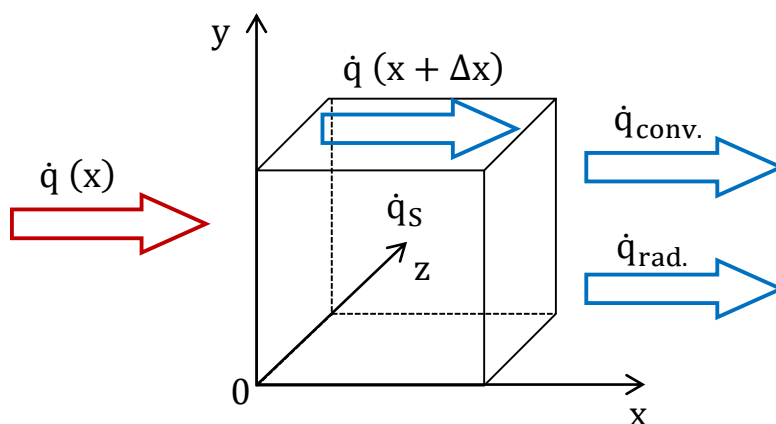
YU, A., KARAL'NIK, V., TRUSHKIN, N. **Electrical and Optical Investigations of Transient High Pressure Discharge Phenomena**. Troitsk Institute for Innovation and Fusion Research, Moscow, 2001.

ZIJLSTRA, W.G., BUURSMA, A., MEEUWSEN-VAN, der R.W.P. **Absorption Spectra of Human Fetal and Adult Oxyhemoglobin, de-oxyhemoglobin, Carboxyhemoglobin, and Methemoglobin**. Clin. Chem. 37(9):1633-8, 1991 PMID: 1716537.

APÊNDICES

APÊNDICE A

Método de Crank-Nicolson. Validação das medidas feitas com a câmera térmica. O hexaedro representa o elemento de volume com lado Δx .



Através da conservação da energia, se obtém a primeira equação.

$$\dot{q}(x) = \dot{q}(x+\Delta x) + \dot{q}_s + \dot{q}_{\text{Conv.}} + \dot{q}_{\text{Rad.}}$$

Assim, se obtém:

$$a \frac{d^2 T}{dx^2} - \frac{h}{\rho c \Delta x} (T_{\text{sup}} - T_{\text{amb}}) - \frac{\epsilon \sigma}{\rho c \Delta x} (T_{\text{sup}}^4 - T_{\text{amb}}^4) = \frac{dT}{dt}$$

Pelo Método das Diferenças Finitas, as diferenciais podem ser escritas como:

$$\frac{dT}{dt} = \frac{T_j^{n+1} - T_j^n}{\Delta t}$$

$$\frac{d^2 T}{dx^2} = \frac{1}{2} \left[\frac{T_{j-1}^n - 2T_j^n + T_{j+1}^n}{\Delta x^2} + \frac{T_{j-1}^{n+1} - 2T_j^{n+1} + T_{j+1}^{n+1}}{\Delta x^2} \right]$$

Substituindo na equação diferencial se obtém:

- para os pontos internos: (γ é o número de Fourier).

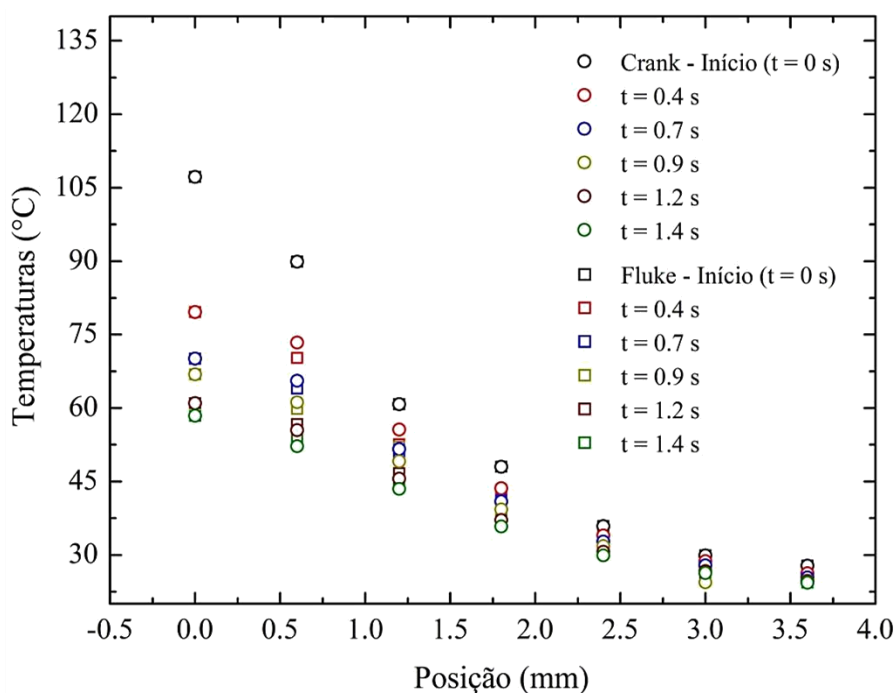
$$\gamma T_{j-1}^{n+1} + 2(1+\gamma)T_j^{n+1} - \gamma T_{j+1}^{n+1} + \frac{h\Delta t}{\rho c \Delta x} (T_{\text{sup}} - T_{\text{amb}}) + \frac{\varepsilon \sigma \Delta t}{\rho c \Delta x} (T_{\text{sup}}^4 - T_{\text{amb}}^4) = \gamma T_{j-1}^n + 2(1-\gamma)T_j^n + \gamma T_{j+1}^n$$

- Condições de contorno para os nós extremos:

- Para $j = 1$ (primeiro nó): $T_{j-1}^{n+1} = f_{j-1}(t^{n+1})$

- Para $j = n$ (último nó): $T_{j+1}^{n+1} = f_{j+1}(t^{n+1})$

O gráfico abaixo mostra as temperaturas nos mesmos pontos sobre o marcador térmico, com 5 pontos internos, medidos com a câmera térmica e calculados através do modelo de Crank-Nicolson.



O método validado foi utilizado na confecção dos perfis térmicos que auxiliaram os cálculos dos danos térmicos causados em cada ponto determinado pela reta de pixels sobre o tecido biológico.

APÊNDICE B

Programa feito no MATLAB para o cálculo da potência elétrica entregue pela UE nos processos de faiscância. O programa foi escrito pelo professor Dr. André Monteiro.

%% etapa de simulação com frequências escolhidas. Utilize esta etapa apenas para verificar se o cálculo está correto.

clear all

clc % os dois primeiros comandos limpam a página anterior

%F1=760; % frequências escolhidas

%F2=360;

%F3=180;

%F4=90;

%tt=1; % tempo total de amostragem

%Fs = 10000; % pelo teorema da amostragem $f_s > 2f_{max} = 2F1 = 1520$

%Ts=1/Fs;

%N=tt/Ts; % número de amostras geradas

%t = 0:(1/Fs):(tt-1/Fs);

%% sinais com ruído. Aqui trata-se de uma simulação dos sinais anteriores com a inclusão de ruído. Não use. Foi para minha tese.

%noisev = rand(size(t)); % estas duas linhas geram novos ruídos

%noisei = rand(size(t));

%noisev=noisei; % usar esta linha caso os ruídos sejam considerados iguais (pior caso).

% sinais de tensão e corrente simulados com ruído

%v = 1+10*cos(2*pi*F1*t)+4*cos(2*pi*F2*t)+2*cos(2*pi*F3*t)+1*noisev;

```

%i =
2+10*cos(2*pi*F1*t+(pi/180)*60)+4*cos(2*pi*F2*t+(pi/180)*90)+2*cos(2*pi*F4*t)+1*noi
sei;

%% sinais sem ruído. Retire os comentários e use este para testar os 27 W. Lembre-se, se
retirar estes comentários para testar,
% você deve comentar as partes abaixo que carregam o seu vetor para cálculo
% da potência que amostrou.

%v = 1+10*cos(2*pi*F1*t)+4*cos(2*pi*F2*t)+2*cos(2*pi*F3*t);
%i = 2+10*cos(2*pi*F1*t+(pi/180)*60)+4*cos(2*pi*F2*t+(pi/180)*90)+2*cos(2*pi*F4*t);

%% Se os arquivos gerados v e i forem salvos, podem ser carregados como abaixo. Esta etapa
só é usada quando você salva,
% os vetor da etapa anterior. Deixe assim, sem uso.

% data = load('v_e_i.txt'); %carrego o arquivo txt com os dados
% v = data(:,1); % assume os valores da coluna 1 do arquivo
% i = data(:,2); % assume os valores da coluna 2 do arquivo
% v = v';
% i = i';

%% Para carregar um arquivo (vetor) de sinais reais. Agora sim, é a partir daqui que você
simula seus dados. Na pasta do MATLAB que você
% guardar este arquivo de simulação é onde você deve copiar e colar os seus
% txt. Abaixo deixei um exemplo "print_25b.txt" . Veja que a chamada é com
% aspas simples, mas o nome do arquivo que você carrega deve ser exatamente
% o mesmo que você salva na pasta. Outro cuidado é com o sinal da corrente.
% Aqui, está multiplicada com -1 e dividida por 7 que é a resistência que
% utilizávamos.
nomes = dir('*.txt');
Nfiles = length(nomes);
for ii = 1:Nfiles
    file = nomes(ii).name;
    data = load(file); %carrego o arquivo txt com os dados

```

```

t=data(:,1); % assume os valores da coluna 1 do arquivo
v = data(:,2); % assume os valores da coluna 2 do arquivo
v = v*100; % ajuste devido à atenuação
i = data(:,3); % assume os valores da coluna 3 do arquivo
i = (-1)*i/7; % pela configuração da medida, a corrente é invertida e o valor medido
dividido pelo valor do resistor (7 Ohms) sobre o qual a medida é efetuada

t = t';
v = v';
i = i';
Fs=1/(t(11)-t(10));
Ts = 1/Fs;
N = (t(length(t))-t(1))/Ts; % número de amostras

%% Usar este módulo se a entrada da corrente for complexa porque a impedância shunt é
complexa

%Modulo=1; %exemplo de módulo
%fase=45; %exemplo com fase igual a 45°.
%zshunt = modulo*cos(fase*(pi/180)) + j*modulo*sin(fase*(pi/180));
%i1 = i1./zshunt;
%zshuntajuste=conj(zshunt)/abs(zshunt);

%% Esta parte do programa foi gerada para produzir um zero-padding que complete os
vetores para finalizar em 2n amostras. Também se apresenta a correção do processo de
janelamento se este estiver sendo utilizado.

% LS = length (t); % comprimento do sinal
% n = log2 (LS); % cálculo de n para o tamanho do sinal original
% n = ceil (n); % ajuste para o próximo n inteiro
% LT = 2^n; % valor total ajustado (2n) a fim de melhorarmos a resolução apenas
% L = LT - LS; % quantidade de zero-padding necessária calculada e usada para
sinal+zero_padding = 2n amostras

% L = 9000; % zero-padding usado na simulação 2 (4.1.3 da tese) com 9000 zeros

```


% a correção abaixo é usada caso o janelamento esteja sendo aplicado. Alterar o tipo de janelamento para ajuste.

```
% COR = max(abs(fftshift(fft(hann(length(t)))/length(t)))) ;
```

```
% sem janelamento manter a correção igual a 1.
```

```
COR = 1;
```

```
%% Cálculos da DFT e Potência Ativa;
```

```
% tensão
```

```
% v_zpad = [v zeros(1, L)]; % usar esta linha se houver zero-padding
```

```
v_zpad = v; % sem zero-padding
```

```
V_ZPAD = fft(v_zpad); % cálculo da fft
```

```
% V_ZPAD = czt(v_zpad); % usar este comando para a chirp-z transform
```

```
V_ZPAD = V_ZPAD(1:length(V_ZPAD)/2+1);
```

```
V_ZPAD = V_ZPAD/COR; % ajuste de janelamento
```

```
V_ZPAD = 1/length(v).*V_ZPAD; % correção de amplitude
```

```
V_ZPAD(2:end-1) = 2*V_ZPAD(2:end-1); % correção de amplitude
```

```
freqv = 0:Fs/(2*length(V_ZPAD)):Fs/2 - Fs/(2*length(V_ZPAD)); % vetor frequência
```

```
% corrente
```

```
% i_zpad = [i zeros(1, L)]; % usar esta linha se houver zero-padding
```

```
i_zpad = i; % sem zero-padding
```

```
I_ZPAD = fft(i_zpad); % cálculo da fft
```

```
% I_ZPAD = czt(i_zpad); % usar este comando para a chirp-z transform
```

```
%% esta etapa é usada somente se a resistência shunt for uma impedância (módulo e fase)
```

```
%I_ZPAD1=I_ZPAD;
```

```
%I_ZPAD2=I_ZPAD1;
```

```
%I_ZPAD2=I_ZPAD2'.*zshuntajuste;
```

```
%I_ZPAD=I_ZPAD2';
```

%% Cálculo da potência após ajuste da corrente, se houver impedância (resistência complexa). Se não houver elimine o passo anterior e venha direto pra cá.

```

I_ZPAD = I_ZPAD(1:length(I_ZPAD)/2+1);
I_ZPAD = I_ZPAD/COR; % ajuste de janelamento
I_ZPAD = 1/length(i).*I_ZPAD; % correção de amplitude
I_ZPAD(2:end-1) = 2*I_ZPAD(2:end-1); % correção de amplitude
freqi = 0:Fs/(2*length(I_ZPAD)):Fs/2 - Fs/(2*length(I_ZPAD)); % vetor frequência
angulov=angle(V_ZPAD); % fases do vetor tensão em radianos
anguloi=angle(I_ZPAD); % fases do vetor corrente em radianos
% cálculo da potência
p1= abs(V_ZPAD(1))*abs(I_ZPAD(1)).*cos(anguloi(1)-angulov(1));
p2=((1/2)*(abs(V_ZPAD(2:end)).*abs(I_ZPAD(2:end))).*cos(anguloi(2:end)-
angulov(2:end)));
p3=[p1 p2];
B= length(v_zpad)/length(t); % para correção de amplitude
p=sum(p3)*(1/B) ;
% apresentação do valor da potência calculada
disp ([ file ' Potência Ativa: ', num2str(p) , ' W'])
end

```

APÊNDICE C

Programa – MATLAB® (R2016a) para determinação das temperaturas sobre uma reta de pixels, com a utilização do software da FLUKE® sobre o tecido biológico. A programação utilizou o método de Crank-Nicolson, mostrado no Apêndice A. O programa foi escrito pelo professor Diego Toffoli.

```

%% Crank-Nicolson
clear,clc
% m: coordenada espacial; k: passos de tempo
%% Constantes:
h = 1800;
deltaT = [0.4 0.3 0.2 0.3 0.2 0.3 ];
lambda = 0.36*deltaT;
f = 1030;
c = 3490;
deltaX = 6e-4;
Tamb = 20;
epsilon = 0.98;
sigma = 5.67e-8;
dados = [
    107.2 89.9 60.8 48.0 35.9 29.9 27.8;
    79.6 0 0 0 0 0 26.2;
    70.1 0 0 0 0 0 25.4;
    66.9 0 0 0 0 0 24.8;
    61.0 0 0 0 0 0 24.6;
    58.4 0 0 0 0 0 24.3 % sem ponto-e-vírgula na última linha
];
[lin, col] = size(dados);
sol = zeros(1,col-2);
if lin ~= length(deltaT)
    error('O número de elementos de deltaT deve ser igual ao número de linhas da matriz de dados ');
end
%% Variáveis de saída:
Nvars = col-2;
for v = 1:Nvars
    var_names{v} = ['T' num2str(v) 'L'];
end
TL = sym(var_names);

```

```

syms TmL TmenosL TmaisL
% syms T1L T2L T3L T4L T5L % Termos com L+1
% TL = [T1L T2L T3L T4L T5L];
solucao = dados(1,:);
for k=1:lin-1
    solucao(k+1,1) = dados(k+1,1);
    solucao(k+1,end) = dados(k+1,end);
    %% Variáveis de entrada (Termos com L):
    syms Tm Tmenos Tmais Tsup
    if k == 1
        for m = 2:col-1
            Tm_dados(m) = dados(k,m);
            Tmenos_dados(m) = dados(k,m-1);
            Tmais_dados(m) = dados(k,m+1);
        end
    else
        for m = 2:col-1
            Tm_dados(m) = solucao(k,m);
            Tmenos_dados(m) = solucao(k,m-1);
            Tmais_dados(m) = solucao(k,m+1);
        end
    end
end
%% Equações:
% Para m = 1
equation1 = -lambda(k)*solucao(k+1,1)+ ...
    2*(1+lambda(k))*TmL - ...
    lambda(k)*TmaisL + ...
    h*deltaT(k)/(f*c*deltaX)*(solucao(k,2)-Tamb) +...
    epsilon*sigma*deltaT(k)/(f*c*deltaX)*((solucao(k,2)+273)^4-(Tamb+273)^4) ...
    == ...
    lambda(k)*solucao(k,1)+ ...
    2*(1-lambda(k))*Tm + ...
    lambda(k)*Tmais;
% Para m = 5
equation5 = -lambda(k)*TmenosL + ...
    2*(1+lambda(k))*TmL - ...
    lambda(k)*solucao(k+1,end) + ...
    h*deltaT(k)/(f*c*deltaX)*(solucao(k,6)-Tamb) +...
    epsilon*sigma*deltaT(k)/(f*c*deltaX)*((solucao(k,6)+273)^4-(Tamb+273)^4) ...
    == ...

```

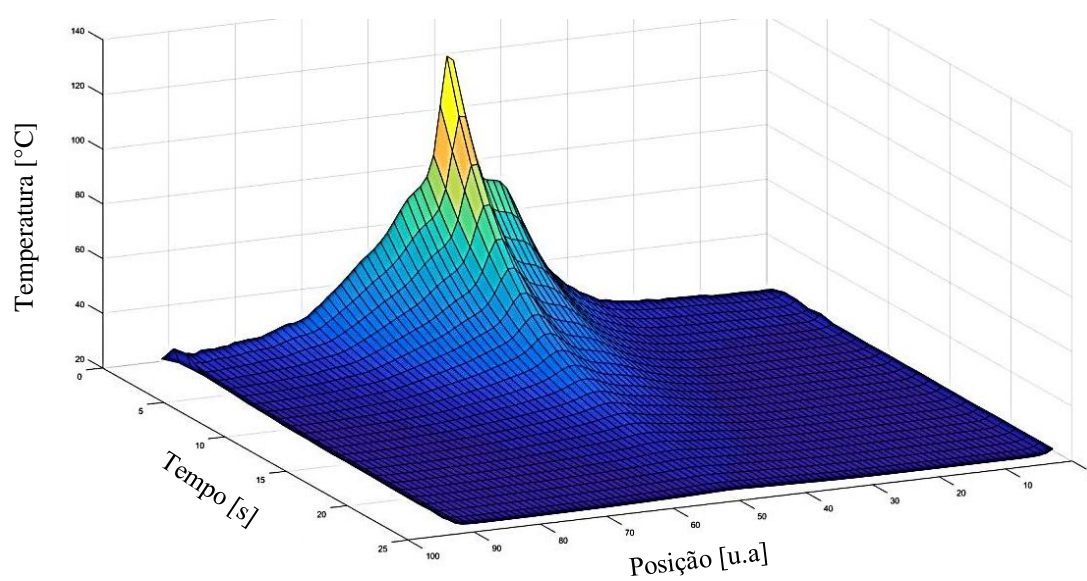
```

lambda(k)*Tmenos + ...
2*(1-lambda(k))*Tm + ...
lambda(k)*solucao(k,end);
% Para m = 2 a m = n-1
equation_meio = -lambda(k)*TmenosL + ...
2*(1+lambda(k))*TmL - ...
lambda(k)*TmaisL + ...
h*deltaT(k)/(f*c*deltaX)*(Tsup-Tamb) +...
epsilon*sigma*deltaT(k)/(f*c*deltaX)*((Tsup+273)^4-(Tamb+273)^4) ...
== ...
lambda(k)*Tmenos + ...
2*(1-lambda(k))*Tm + ...
lambda(k)*Tmais;
%% Montando o sistema:
% m = 1
Sys_eq{1} = subs(equation1,[Tm,Tmais, TmL, TmaisL],...
[Tm_dados(2),Tmais_dados(2), TL(1), TL(2)]);
% m = 2 a m = n-1
for ii = 2:(col-3)
Sys_eq{ii} = subs(equation_meio,[Tm,Tmenos,Tmais, Tsup, TmL, TmenosL, TmaisL],...
[Tm_dados(ii+1),Tmenos_dados(ii+1),Tmais_dados(ii+1),Tm_dados(ii+1), TL(ii), TL(ii-1), TL(ii+1)]);
end
% m = 5
Sys_eq{col-2} = subs(equation5,[Tm,Tmenos, Tsup, TmL, TmenosL],...
[Tm_dados(end),Tmenos_dados(end),Tm_dados(end) TL(end), TL(end-1)]);
%% Soluções:
sol = [ solve([Sys_eq{:}],TL)];
sol_num = struct2cell(sol);
for s = 1:length(sol_num)
sol_double(s) = double(sol_num{s});
end
solucao(k+1,2:(end-1)) = sol_double;
end
disp('Solução:')
disp(solucao)
figure('Color','white')
surf(solucao)
zlabel('Temperature (°C)')
xlabel('m')
ylabel('k')

```

```
view(gca,[155.3 30]);  
% Fim
```

A Figura abaixo, gerada no MATLAB, mostra a evolução temporal do perfil de temperaturas. A evolução temporal foi realizada com a programação mostrada acima.



APÊNDICE D

Organização dos dados obtidos para cada amostra em experimentos Térmicos e Acústicos.

Número	Amostra	Tecido	Print	MAblada	MÁgua	MTecido	Potência	Tempo	Q(Aq.+Vap)	EElétrica
27/02/18	PUT		Scope	(mg)	(mg)	(mg)	(W)	(s)	(J)	(J)
01	01	Chuchu	xx	108,40	101,90	6,50	xx	xx	xx	xx
02	02	Chuchu	00	110,80	104,15	6,65	xx	xx	xx	xx
03	03	Chuchu	01	69,90	65,71	4,19	xx	xx	xx	xx
04	04	Chuchu	02	61,20	57,53	3,67	xx	xx	xx	xx
05	05	Chuchu	03	100,30	94,28	6,02	xx	xx	xx	xx
06	06	Chuchu	04	66,90	62,89	4,01	xx	xx	xx	xx
07	07	Chuchu	05	67,20	63,17	4,03	xx	xx	xx	xx
08	08	Porco	06	49,20	35,42	13,78	xx	xx	xx	xx
09	09	Porco	07	102,10	73,51	28,59	xx	xx	xx	xx
20/04/18	PUT									
01	10	Chuchu	00/1	56,80	53,39	3,41	49,1739	2,64	137,894	129,82
02	11	Chuchu	01/2	50,40	47,38	3,02	50,2682	2,04	122,348	102,55
03	12	Chuchu	02/2	54,10	50,85	3,25	52,0023	2,24	131,330	116,49
20/04/18	FLUKE									
04	13	Chuchu	03/3	74,50	70,03	4,47	50,6878	4,16	180,853	210,86
05	14	Chuchu	04/4	66,40	62,42	3,98	48,7015	2,92	161,190	142,21
06	15	Porco	05/5	66,20	47,22	18,54	44,8706	3,72	125,246	166,92
07	16	Porco	06/6	88,00	63,36	24,64	45,3834	4,60	166,491	208,76
08	17	Porco	07/7	97,10	69,91	27,19	44,8236	3,54	183,707	158,68
09	18	Porco	08/8	112,60	81,07	31,53	44,5376	4,28	213,032	190,62
10	19	Porco	10/10	81,70	58,82	22,88	39,4846	3,04	154,572	120,03
24/04/18	PUT									
01	20	Chuchu	00/xx	118,90	111,77	7,13	53,4925	2,68	288,637	143,36
02	21	Chuchu	01/1	106,80	100,39	6,41	49,9493	2,24	259,263	111,89
03	22	Chuchu	02/2	129,00	121,26	7,74	49,4417	4,08	313,155	201,72

Número	Amostra	Tecido	Print	MAblada	MÁgua	MTecido	Potência	Tempo	Q(Aq.+Vap)	EElétrica
24/04/18	FLUKE									
04	23	Chuchu	03/3	477,10	448,47	28,63	43,3463	4,40	1154,710	190,72
05	24	Chuchu	04/4	171,10	160,83	10,27	36,3707	5,36	414,316	194,95
06	25	Chuchu	05/5	104,10	97,85	6,25	48,5333	2,56	251,865	124,25
07	26	Porco	06/00	83,10	59,83	23,27	48,0681	4,30	156,060	206,69
08	27	Porco	07/11	90,50	65,16	25,34	47,6001	4,60	169,957	218,96
09	28	Porco	08/1	58,90	42,41	16,49	48,2017	1,00	110,408	48,20
10	29	Porco (V)	09/2	102,60	73,87	28,73	46,7151	5,70	192,680	266,28
11	30	Chuchu (V)	10/3	181,10	170,23	10,87	41,0951	6,50	437,797	267,12
27/04/18	FLUKE									
01	31	Chuchu (L)	00/0	134,00	125,96	8,04	25,9879	3,40	324,424	88,36
02	32	Chuchu (L)	01/1	78,50	73,79	4,71	23,7275	1,90	190,054	50,78
03	33	Chuchu (P)	xx/2	36,40	34,22	2,18	xx	1,10	88,112	xx
04	34	Chuchu (P)	02/3	36,50	34,31	2,19	33,0149	0,80	88,311	26,41
05	35	Porco (L)	03/4	69,50	50,04	19,46	45,1714	3,30	130,519	149,07
06	36	Porco (L)	04/5	51,60	37,15	14,45	46,0557	2,00	97,084	92,11
07	37	Porco (P)	05/6	23,20	16,7	6,50	41,6255	1,00	43,763	41,63
08	38	Porco (P)	06/7	22,10	15,91	6,19	46,7061	0,90	41,619	42,04
09	39	Porco (LV)	07/8	57,10	41,11	15,99	38,8922	3,10	107,631	120,57
10	40	Porco (PV)	08/9	45,10	32,47	12,63	46,9998	1,20	84,933	56,40
11	41	Porco (PV)	09/10	29,60	21,31	8,29	36,3784	0,70	55,692	25,46
12	42	Chu (LV)	10/11	110,80	104,15	6,65	37,7565	3,90	283,320	147,25
13	43	Chu (PV)	11/12	41,00	38,54	2,46	35,5422	0,90	99,281	31,99
14	44	Chuchu (L)	12/xx	xx	xx	xx	xx	xx	xx	xx
15	45	Chuchu (L)	13/13	121,50	114,21	7,29	43,8438	3,50	293,965	153,45
16	46	Chuchu (L)	14/14	99,40	93,44	5,96	27,4069	2,50	240,494	68,52
17	47	Chuchu (P)	15/15	40,80	38,35	2,45	29,4451	0,90	98,648	26,50
18	48	Chuchu (P)	16/16	38,10	35,81	2,29	27,7230	0,90	92,076	24,95
19	49	Porco (L)	17/17	59,00	42,48	16,52	43,4772	2,10	110,914	91,30
20	50	Porco (L)	18/18	43,70	31,46	12,24	41,6370	1,50	82,068	62,46

Número	Amostra	Tecido	Print	MAblada	MÁgua	MTecido	Potência	Tempo	Q(Aq.+Vap)	EElétrica
21	51	Porco (P)	20/19	33,70	24,26	9,44	47,9639	0,70	63,288	33,57
22	52	Porco (P)	21/20	34,20	24,62	9,58	49,9190	0,90	64,179	44,93
23	53	Porco (LV)	22/xx	104,90	75,53	29,37	44,8450	4,40	197,000	197,32
24	54	Porco (LV)	23/21	224,90	161,93	62,97	44,0079	5,00	419,454	220,04
25	55	Porco (PV)	24/22	40,60	29,23	11,37	49,2302	1,00	76,246	49,23
26	56	Porco (PV)	25/23	48,80	35,14	13,66	46,9985	1,40	91,067	65,80
04/05/18	FLUKE									
01	57	Chuchu (L)	01/24	174,00	163,56	10,44	53,9137	7,10	422,043	382,79
02	58	Chuchu (L)	02/25	113,80	106,97	6,83	44,3884	3,60	276,256	159,80
03	59	Chuchu (P)	03/26	50,30	47,28	3,02	51,7002	1,20	121,902	62,04
04	60	Chu (LV)	04/27	198,00	186,12	11,88	43,3122	7,50	479,453	324,84
05	61	Chu (PV)	05/28	102,00	95,88	6,12	37,6120	3,80	246,908	142,93
06	62	Porco (L)	06/29	77,60	55,87	21,73	54,3537	3,10	147,356	168,50
07	63	Porco (P)	07/30	48,80	35,14	13,66	57,9398	1,80	92,327	104,29
08	64	Porco (L)	08/31	130,80	94,18	36,62	53,8605	5,10	248,287	274,69
09	65	Porco (PV)	09/32	134,70	96,98	37,72	57,1836	1,00	254,233	57,18
10	66	Porco (L)	10/33	158,00	113,76	44,24	52,8788	5,90	297,934	311,98
11	67	Porco (P)	11/34	84,80	61,06	23,74	56,2695	1,70	159,548	95,66
12	68	Porco (LV)	12/35	175,00	126,0	49,0	59,2944	4,60	328,646	272,75
13	69	Porco (PV)	13/36	127,80	92,02	35,78	57,2796	1,00	240,006	57,28
14	70	Chuchu (L)	14/37	115,30	108,38	6,92	55,2848	3,70	277,095	204,55
15	71	Chuchu (P)	15/38	65,60	61,66	3,94	53,4201	2,50	158,636	133,55
16	72	Chu (LV)	16/39	xx	xx	xx	54,6661	4,80	xx	262,40
17	73	Chu (LV)	17/40	166,40	156,42	9,98	35,4868	4,40	399,497	156,14
18	74	Chu (PV)	18/41	122,40	115,06	7,34	53,7800	1,40	294,589	75,29
12/06/18	FLUKE									
19	75	Chu (LV)	02/2	104,00	97,76	6,24	42,5467	3,50	256,257	148,91
20	76	Chu (LV)	03/3	119,00	111,86	7,14	48,5490	3,80	288,879	184,49
21	77	Chu (PV)	04/4	42,00	39,48	2,52	71,5728	0,90	101,788	64,42
22	78	Porco (LV)	05/5	52,60	37,87	14,73	75,2557	4,20	100,617	316,07

Número	Amostra	Tecido	Print	MAblada	MÁgua	MTecido	Potência	Tempo	Q(Aq.+Vap)	EElétrica
23	79	Porco (LV)	06/6	35,50	25,56	9,94	75,6402	4,60	67,808	347,94
24	80	Porco (PV)	07/7	56,80	40,90	15,90	79,5608	1,40	107,561	111,39
25	81	Porco (PV)	08/?	57,60	41,47	16,13	78,3749	0,90	108,975	70,54
12/07/18	PUT									
26	82	Chu (L)	00/0	105,70	99,36	6,34	63,9825	2,70	260,020	172,75
27	83	Chu (L)	01/1	77,90	73,23	4,67	56,8655	2,40	191,640	136,48
28	84	Chu (L)	02/2	82,80	77,83	4,97	44,1649	2,80	203,680	123,66
29	85	Chu (L)	03/3	88,90	83,57	5,33	52,3814	2,30	218,330	120,48
30	86	Chu (L)	04/4	119,40	112,24	7,16	50,8318	1,60	293,240	81,33
31	87	Chu (L)	05/5	103,40	97,20	6,20	63,7749	2,90	253,950	184,95
32	88	Chu (L)	06/6	110,60	103,96	6,64	79,1966	3,50	271,610	277,19
33	89	Chu (L)	07/7	93,60	87,98	5,62	67,5614	3,40	229,870	229,71
34	90	Chu (L)	08/8	128,40	120,70	7,70	61,4386	3,80	315,340	233,47
35	91	Chu (L)	09/9	128,70	120,98	7,72	56,3946	3,70	316,080	208,66
36	92	Chu (L)	10/10	137,10	128,887	8,23	50,0775	3,10	336,690	155,24
13/07/18	PUT									
37	93	Porco (L)	00/0	35,80	25,78	10,02	53,1947	2,10	68,990	111,71
38	94	Porco (L)	01/1	50,00	36,00	14,00	52,5043	2,60	96,340	136,51
39	95	Porco (L)	02/2	57,90	41,69	16,21	67,0635	3,30	111,570	221,31
40	96	Porco (L)	03/3	60,30	43,42	16,88	60,2352	2,90	116,200	174,68
41	97	Porco (L)	04/4	65,00	46,80	18,20	53,2334	3,40	125,250	180,99
42	98	Porco (L)	05/5	69,40	49,97	19,43	67,9361	2,60	133,730	176,63
43	99	Porco (L)	06/6	59,70	42,98	16,72	61,3725	2,60	115,030	159,57
44	100	Porco (L)	07/7	67,30	48,46	18,84	72,4109	2,30	129,690	166,55
45	101	Porco (L)	08/8	72,30	52,06	20,24	52,0500	3,50	139,060	182,18
46	102	Porco (L)	09/9	63,60	45,79	17,81	46,4366	2,50	122,320	116,09
47	103	Porco (L)	10/10	62,40	44,93	17,47	55,1840	3,00	120,020	165,55
17/07/18	AC									
48	104	Chuchu (L)	00/0	123,40	115,00	7,40	49,0604	6,10	303,560	299,27
49	105	Chuchu (L)	01/1	111,10	104,43	6,67	56,0384	4,10	273,300	229,77

Número	Amostra	Tecido	Print	MAblada	MÁgua	MTecido	Potência	Tempo	Q(Aq.+Vap)	EElétrica
50	106	Chuchu (L)	02/2	114,50	107,63	6,87	70,0645	4,30	281,670	301,28
51	107	Chuchu (L)	03/3	134,00	125,96	8,04	62,0056	5,00	329,630	310,03
52	108	Chuchu (L)	04/4	96,90	91,09	5,81	71,1469	3,40	238,370	241,90
53	109	Chuchu (L)	05/5	102,40	96,26	6,14	78,6139	4,00	251,900	314,46
54	110	Chuchu (L)	06/6	93,80	88,17	5,63	65,0400	3,50	230,740	227,64
55	111	Chuchu (L)	07/x	106,20	99,83	6,37	76,5601	4,40	261,250	336,86
56	112	Chuchu (L)	08/7	77,10	72,47	4,63	53,7426	2,70	189,660	145,11
57	113	Chuchu (L)	09/8	68,30	64,20	4,10	63,2385	2,80	168,020	177,07
58	114	Chuchu (L)	10/9	93,20	87,61	5,59	49,5409	3,30	229,270	163,48
59	115	Chuchu (L)	11/10	75,70	71,16	4,54	61,3850	3,20	186,220	196,43
60	116	Chuchu (L)	12/11	79,00	74,26	4,74	72,8151	3,50	194,340	254,85
61	117	Chuchu (L)	13/12	75,10	70,59	4,51	66,9429	3,10	184,740	207,52
62	118	Chuchu (L)	14/13	90,00	84,60	5,40	52,5971	3,80	221,400	199,87
84	119	Chuchu (L)	36/31	106,40	100,02	6,38	85,6751	4,10	261,740	351,27
85	120	Chuchu (L)	37/32	131,20	123,33	7,87	94,9426	5,40	322,750	512,69
86	121	Chuchu (L)	38/33	143,00	134,42	8,58	87,5469	5,50	351,770	481,51
87	122	Chuchu (L)	39/34	130,40	122,58	7,82	58,3001	4,80	320,780	279,84
88	123	Chuchu (L)	40/35	101,30	95,22	6,08	85,6938	4,20	249,190	359,91
89	124	Chuchu (L)	41/36	130,00	122,20	7,80	92,9670	5,50	319,800	511,32
63	125	Porco (L)	15/14	44,60	32,11	12,49	88,6898	3,30	85,940	292,68
64	126	Porco (L)	16/15	62,10	44,71	17,39	80,0131	4,10	119,660	328,05
65	127	Porco (L)	17/16	51,60	37,15	14,45	98,8333	3,50	99,430	345,92
66	128	Porco (L)	18/17	76,00	54,72	21,28	85,4327	4,10	146,439	350,27
67	129	Porco (L)	19/18	54,30	39,10	15,20	76,2829	3,20	104,630	244,11
68	130	Porco (L)	20/19	68,50	49,32	19,18	69,1873	3,70	131,990	255,99
69	131	Porco (L)	21/x	47,70	34,34	13,36	73,3870	2,70	91,910	198,14
70	132	Porco (L)	22/20	56,40	40,61	15,79	70,1576	3,20	108,670	224,50
71	133	Porco (L)	23/21	51,80	37,30	14,50	93,9997	2,70	99,810	253,80
72	134	Porco (L)	x/x	48,80	35,14	13,66	xx	xx	xx	xx
73	135	Porco (L)	24/22	54,40	39,17	15,23	95,7150	2,90	104,820	277,57

Número	Amostra	Tecido	Print	MAblada	MÁgua	MTecido	Potência	Tempo	Q(Aq.+Vap)	EElétrica
74	136	Porco (L)	26/x	60,80	43,78	17,02	98,1069	3,00	117,150	294,32
75	137	Porco (L)	27/23	75,20	52,92	22,38	94,7817	4,10	145,090	388,60
76	138	Porco (L)	28/24	58,80	42,34	16,46	92,0522	3,40	113,300	312,98
77	139	Porco (L)	29/25	51,70	37,22	14,48	89,8313	2,80	99,620	251,53
78	140	Porco (L)	30/26	73,80	53,14	20,66	93,4560	4,30	142,200	401,86
79	141	Porco (L)	31/x	66,70	48,02	18,68	77,3715	3,60	128,520	278,54
80	142	Porco (L)	32/27	71,90	51,77	20,13	91,7156	4,10	138,540	376,03
81	143	Porco (L)	33/28	99,00	71,28	27,72	96,3156	4,30	190,760	414,16
82	144	Porco (L)	34/29	60,60	43,63	16,97	92,3967	3,50	116,770	323,39
83	145	Porco (L)	35/30	71,70	51,62	20,08	89,6782	3,30	138,150	295,94
06/08/18	Resistor									
90	146	Chuchu (P)	00/0	106,00	99,64	6,36	28,7418	3,70	261,180	106,345
91	147	Chuchu (P)	01/1	102,20	96,07	6,13	65,9088	4,50	251,821	296,590
92	148	Chuchu (P)	02/2	92,20	86,67	5,53	67,4633	3,70	227,181	249,614
93	149	Chuchu (L)	03/3	224,10	210,65	13,45	66,9737	10,20	551,869	683,132
94	150	Chuchu (L)	04/4	256,00	240,64	15,36	79,0878	11,80	630,786	933,236
95	151	Chuchu (L)	05/5	325,20	305,69	19,51	79,3399	14,10	801,295	1118,693
96	152	Porco (P)	06/6	37,00	26,64	10,36	72,0404	2,90	71,163	208,917
97	153	Porco (P)	07/7	49,50	35,64	13,86	51,8537	3,80	95,206	197,044
98	154	Porco (P)	08/8	46,00	33,12	12,88	72,6799	4,20	88,474	305,256
99	155	Porco (P)	09/9	141,10	101,59	39,51	79,5139	10,50	271,384	834,896
100	156	Porco (P)	10/10	153,30	110,38	42,92	77,9654	11,20	294,848	873,212
101	157	Porco (P)	11/11	160,40	115,49	44,91	77,6357	10,60	308,504	822,938
102	158	Chuchu (P)	12/12	89,70	84,32	5,38	72,2477	4,00	221,022	288,991
103	159	Chuchu (L)	13/13	186,00	174,84	11,16	75,5154	9,00	458,306	679,639
104	160	Porco (P)	14/14	46,10	33,19	12,91	72,1975	3,10	88,666	223,812
105	161	Porco (L)	15/15	203,80	146,74	57,06	77,9784	10,60	391,977	826,571

LEGENDA PARA A TABELA DE DADOS

FLUKE – Experimentos realizados com a câmera térmica.

PUT – Experimentos – pressão, umidade e temperatura. Realizados na caixa de acrílico com o termo-higrômetro.

AC – Experimentos acústicos.

Resistor – Medidas térmicas do resistor de 7Ω .

Chuchu (P) – Tecido: chuchu - corte pontual.

Chuchu (L) – Tecido: chuchu - corte longo (extenso).

Porco (P) – Tecido: porco - corte pontual.

Porco (L) – Tecido: porco - corte longo (extenso).

(V) – corte registrado em vídeo.

Print/Scope – Número do arquivo referente aos dados dos osciloscópios.

MAblada – massa ablada (mg).

MÁgua – massa de água (mg).

MTecido – massa de tecido (mg) .

Potência – potência elétrica (W).

Tempo – Tempo de acionamento da UE.

Q(Aq.+Vap.) – quantidade de calor no aquecimento e na vaporização (J).

EElétrica – Energia elétrica (J).