

ESTIMATIVA DO GRADIENTE TÉRMICO NA PELE UTILIZANDO SOLDAGEM A LASER – UM ESTUDO IN VITRO

Elton D. Bonifácio, UFU / UFVJM, elton.bonifacio@ict.ufvjm.edu.br

Cleudmar A. Araújo, UFU, cleudmar@mecanica.ufu.br

Marcelo E. Beletti, UFU, mebeletti@ufu.br

Marcília V. Guimarães, UFU, mvgmad@gmail.com

Marcio P. Souza, UFU, marcioperes.mec@hotmail.com

Gilmar Guimarães, UFU, gguima@mecanica.ufu.br

Resumo. O processo convencional de sutura da pele é utilizado para fechar uma incisão com o objetivo de reconstituir a forma e função do tecido após um procedimento operatório. Em geral são utilizadas agulhas especiais, linhas e grampos. Apesar do avanço nos materiais utilizados para a sutura observa-se, em alguns casos, não-uniformidade na cicatrização que pode gerar infecções e danos teciduais. O presente trabalho tem por objetivo desenvolver um modelo matemático para estimar a temperatura na pele submetida à radiação laser. O estudo utilizou pele de suínos, em um estudo *in vitro*, e utilizou métodos de similitude para desenvolver o modelo. Para isso, foi desenvolvido um aparato experimental na qual as amostras eram submetidas à radiação laser e a temperatura medida em diferentes posições ao longo da espessura. Os valores de temperatura medida experimentalmente e pela equação preditiva apresentam uma boa concordância com erro médio de 6,8%. Apesar das simplificações do estudo *in vitro*, o modelo matemático proposto é uma importante ferramenta que pode ser utilizado para ajustar os parâmetros de soldagem ou qualquer outro tratamento da pele utilizando o laser como fonte de energia. Modelos matemáticos mais elaborados utilizando estudos *in vivo* poderão ser desenvolvidos utilizando a técnica proposta neste estudo.

Palavras chave: Similitude, gradiente térmico, soldagem a laser, sutura, pele, engenharia biomecânica.

1. INTRODUÇÃO

Uma recente e promissora técnica de união de pele é conhecida como soldagem de tecidos biológicos. Um estudo realizado pelo grupo de pesquisa NH/RESP avaliou a viabilidade da soldagem da pele utilizando o laser como fonte de energia. Nesse estudo foi avaliado, dentre outros parâmetros, a potência de saída do laser. Durante vários pré-testes realizados para ajustar os parâmetros de soldagem, várias amostras foram descartadas devido à carbonização no local da solda. A literatura destaca como uma das principais desvantagens da soldagem de tecidos utilizando o laser como fonte de energia, o dano térmico no local da solda e no tecido adjacente (Talmor; Poppas; Bleustein, 2001). Nesse contexto, o presente trabalho tem por objetivo propor um modelo matemático para estimar a temperatura baseado nos parâmetros de soldagem utilizados através de técnicas de similitude. Esse estudo foi conduzido através de uma abordagem experimental *in vitro* utilizando laser de diodo 808nm.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Sistema a Laser

Foi utilizado um laser (thera laser®) de diodo com comprimento de onda de 808 nm com uma potência máxima de saída de 4,5 W e incrementos de potências 100 mW (DMC Equipamentos modelo). A luz laser é conduzida através de uma fibra óptica de 400 µm. Esse sistema a laser possui as opções de modo contínuo e pulsado. Diversos autores têm relatado estudos acerca da influência da potência de saída do laser na soldagem de tecidos biológicos (Gulsoy et al., 2006; Ott, et al., 2001). Nesse sentido, foram utilizados três níveis de potência: 0.5; 1.0; 1.5 Watts, e modo de operação contínuo, isto é, os mesmos parâmetros utilizados para a soldagem da pele. Além disso, a ponta da fibra óptica foi mantida a uma distância de aproximadamente 4 mm acima da pele. Essa padronização foi estabelecida a fim de manter constante a densidade de energia a qual a pele está exposta.

2.2. Tecidos

O estudo foi conduzido com amostras de pele de suínos. Nesse caso, não é necessário conduzir os experimentos sob a aprovação do comitê de ética devido às simplificações do estudo *in vitro*. Devido a semelhança com tecidos humanos os tecidos de suíno vêm sendo amplamente empregados em trabalhos científicos. Sullivan et al. (2001) destacam que a pele de suínos é anatômica e fisiologicamente similar à pele humana. As amostras adquiridas foram selecionadas especificamente de uma única área dos animais (barriga) visando padronizar as características da pele. Essas amostras

foram armazenadas em caixas térmicas com uma temperatura de 4°C imediatamente após os animais terem sido sacrificados, e então conduzidas até o laboratório para a realização dos experimentos.

2.3. Preparação das Amostras

Os experimentos foram conduzidos seguindo alguns procedimentos de preparação das amostras de pele. As amostras foram cortadas em formato retangular com espessura aproximada de 10 mm. Essas amostras receberam furos passantes espaçados de 10 mm, como mostrado na **Fig. 1**. Por fim, as amostras já preparadas eram posicionadas no aparato experimental onde eram submetidas à radiação a laser. Todo o processo de preparação das amostras bem como a realização dos experimentos foi realizado à temperatura ambiente que permaneceu em média 24°C.

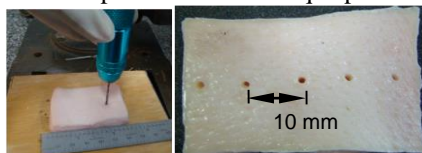


Figura 1 – Preparação da amostra (a) furação na pele para passagem do termopar (b) amostra pronta para ser testada.

2.4. Aparato experimental

A metodologia desenvolvida para estimar a equação preditiva para avaliar o gradiente de temperatura na pele de suínos utilizou técnicas de similitude em engenharia com dados obtidos via análise experimental. Dessa forma, é proposto um aparato experimental para avaliar o gradiente de temperatura *in vitro*. Esse aparato foi projetado de forma que fosse mensurada a temperatura em diferentes distâncias da superfície irradiada pelo laser, ou seja, em diferentes posições ao longo da espessura da pele. Esse aparato experimental permite o ajuste em diferentes posições ao longo da espessura da pele à medida que o laser é aplicado na superfície da pele conforme ilustra a **Fig 2**.

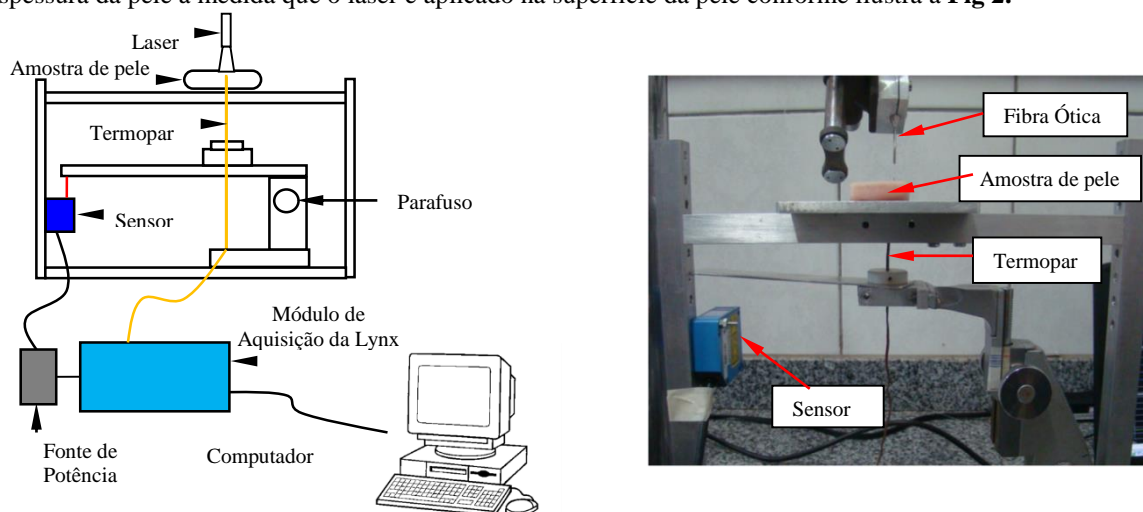


Figura 2 – Esquema da montagem do aparato experimental utilizado para avaliar o gradiente de temperatura.

À medida que se girava o parafuso macrométrico (parafuso de aplicação de deslocamento), a estrutura de sustentação do termopar movimentava-se verticalmente e possibilitava que o termopar movimentasse internamente ao longo da espessura da pele, como pode ser observado na **Fig. 2**. O termopar utilizado era do tipo K e possuía uma ponta relativamente rígida de diâmetro 2 mm que não possibilitava qualquer efeito de flambagem durante a movimentação ao longo dos furos. Além disso, os furos na pele possuíam diâmetro de 1.5 mm e que se fechavam levemente devido a camada de gordura. Por isso, apesar deste procedimento ser uma aproximação, uma vez que, o laser era aplicado na região próxima ao furo, ou seja, nas bordas dos furos, os diversos pré-testes realizados mostraram bons resultados quando comparadas as diversas amostras testadas. Para a medição dos níveis de temperatura, o termopar era movimentado dentro dos furos da pele em direção à superfície que, durante um determinado instante de tempo, era submetida à irradiação do laser. O sensor a laser foi posicionado de forma que a barra solidária ao termopar ficasse dentro do intervalo de leitura operacional (26 a 34 mm). Os sinais de temperatura e deslocamento eram adquiridos de forma sincronizada em intervalos de tempo. Após vários testes estabeleceu-se um intervalo de 15 s entre cada medida realizada visando uma estabilização do sinal de temperatura. Para a espessura da pele utilizada neste estudo os sinais foram adquiridos em 6 intervalos distintos para cada furo, totalizando 90 s de aquisição através do módulo de aquisição da Lynx. Os sinais adquiridos eram transferidos para o computador através do software AQdados da Lynx e analisados em outro software também da Lynx AQanalysis. O sinal de temperatura utilizado para cada intervalo era obtido através

de uma média das temperaturas no intervalo considerado. No início de cada aquisição de temperatura, o termopar era posicionado na parte inferior da amostra e a cada 15 segundos a posição do termopar variava em incrementos de aproximadamente 1 mm dentro da pele em direção à superfície. Esta variação era feita de forma manual enquanto a fonte de laser era mantida constante durante todo o intervalo de tempo da análise. Após proceder com a medição em um determinado furo, aguardava-se um tempo de aproximadamente 15 minutos para então efetuar o mesmo procedimento de análise para o furo seguinte.

O sensor de deslocamento a laser SICK OD30-04N152 utilizado neste trabalho foi posicionado de forma a fazer a leitura do deslocamento da barra solidária ao termopar, ou seja, o deslocamento do termopar no interior da amostra de pele submetida à radiação do laser. Esse sensor era alimentado por uma fonte de potência de 12 V do tipo EMG-18131

3. MODELAGEM MATEMÁTICA

A metodologia desenvolvida para estimar a equação preditiva é baseada no Teorema de Buckingham (Murphy, 1950). Neste caso, estimam-se os π -termos ou parâmetros adimensionais relacionados com o fenômeno a ser estudado. O estudo *in vitro* foi realizado com o objetivo de estimar o gradiente de temperatura na pele, uma vez que este é um dos parâmetros mais importantes no processo de soldagem de tecidos envolvendo uma fonte a laser. Neste caso, foram consideradas as seguintes variáveis de influência como parâmetros para a equação preditiva: temperatura; potência de saída do laser; tempo de aplicação do laser; distância de medição da temperatura na pele; condutividade térmica e espessura da pele, conforme apresentado na eq. (1)

$$T = F[W, t, d, c, \rho, k, H] \quad (1)$$

A **Equação (1)** indica que o efeito de temperatura (T), proposto neste estudo, depende da intensidade de potência do laser (W), do tempo de aplicação do laser (t), da distância de medição da temperatura na pele (d), do calor específico da pele (c), da densidade da pele (ρ), da condutividade térmica da pele (k) e da espessura da pele (H). A **Equação (1)** pode ser escrita considerando uma formulação da análise dimensional, ou seja,

$$T^{c_1} t^{c_2} \rho^{c_3} d^{c_4} W^{c_5} c^{c_6} k^{c_7} H^{c_8} C_\alpha = 1 \quad (2)$$

Existem 08 incógnitas (n) no problema e 04 variáveis primárias de influência (b). Neste caso, de acordo com o Teorema de Buckingham existem 04 números adimensionais (S) possíveis de serem obtidos, uma vez que, a diferença entre n e b define a quantidade de números adimensionais. Dessa forma, os π -termos podem ser escritos como:

$$\pi_1 = \frac{T\rho c^2 t}{k}; \quad \pi_2 = \frac{Wt^3}{\rho H^5}; \quad \pi_3 = \frac{d}{H}; \quad \pi_4 = \frac{tk}{\rho c H^2} \quad (3)$$

De posse dos 04 π -termos é possível obter uma equação preditiva considerando as equações componentes em termos dos parâmetros adimensionais determinados anteriormente. Neste caso, estes parâmetros foram selecionados visando obter experimentalmente a temperatura (T) modificando 03 variáveis no fenômeno, a potência do laser (W), a distância de monitoramento da temperatura a partir da superfície inferior da pele (d) e o tempo de aplicação do laser (t). As variáveis relacionadas com as características e propriedades da pele serão mantidas constantes, uma vez que, os testes *in vitro* serão realizados com pele de suínos. Nas análises efetuadas a temperatura ambiente foi considerada constante e, por isso, não foi considerada no modelo. As equações componentes foram consideradas como uma função produto para 04 π -termos, ou seja,

$$\pi_1 = F(\pi_2, \pi_3, \pi_4) = \frac{F(\pi_2, \bar{\pi}_3, \bar{\pi}_4)F(\bar{\pi}_2, \pi_3, \bar{\pi}_4)F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3, \pi_4)}{F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3, \bar{\pi}_4)^2} \quad (4)$$

Na **Equação (4)** a barra significa que os parâmetros adimensionais serão mantidos constantes enquanto outros serão modificados visando analisar uma influência específica. Completada a montagem das equações efetua-se um teste de validade da equação utilizando outro conjunto de dados. Neste caso, o teste é feito aos pares utilizando novos valores constantes para os 04 π -termos da seguinte forma,

$$\frac{F(\pi_2, \bar{\pi}_3, \bar{\pi}_4)F(\bar{\pi}_2, \pi_3, \bar{\pi}_4)F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3, \pi_4)}{F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3, \bar{\pi}_4)} = \frac{F(\pi_2, \bar{\pi}_3, \bar{\pi}_4)F(\bar{\pi}_2, \pi_3, \bar{\pi}_4)F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3, \pi_4)}{F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3, \bar{\pi}_4)} \quad (5)$$

Foram selecionados 06 valores específicos de cada variável para a estimativa dos π -termos e das curvas de interpolação aos dados experimentais. A equação preditiva tem validade dentro de alguns limites de valores, não sendo, portanto válido os resultados obtidos de extrapolação. Esses limites estão relacionados com as variáveis utilizadas na

sua formulação, a saber: potência de saída do laser onde $0.5 \leq W \leq 3.0$ [Watts]; tempo de aplicação do laser $45 \leq t \leq 85$ [s]; distância de monitoramento da temperatura $0.001 \leq d \leq 0.008$ [m].

A primeira equação componente foi obtida variando-se π_1 e π_2 enquanto π_3 e π_4 foram mantidos constantes. Isso foi feito variando-se a potência de saída do laser (W), presente no termo π_2 . As demais variáveis foram mantidas constantes. Em particular o termopar foi mantido numa distância de 4 mm, e o tempo para o qual a temperatura foi medida foi de 60 s. De posse dos valores de π_1 e π_2 foi feito um ajuste de curva obtendo-se dessa forma a seguinte equação componente: $\pi_1 = 5.10^8(\pi_2)^{0.441}$ ($R^2=0,986$).

A segunda equação componente foi obtida variando-se π_1 e π_3 enquanto π_2 e π_4 foram mantidos constantes. Para isso, variou-se a posição do termopar no interior da pele e mediu-se a temperatura referente a cada posição do termopar. As demais variáveis foram mantidas constantes durante esses testes. De posse dos valores de π_1 e π_3 foi feito um ajuste de curva obtendo-se a seguinte equação componente: $\pi_1 = 10^8 \exp(1.116 * \pi_3)$ ($R^2=0,885$).

A terceira equação componente foi obtida variando-se π_1 e π_4 enquanto π_2 e π_3 foram mantidos constantes. Dessa forma, com exceção do tempo (t) e da potência (W), todas as demais variáveis foram mantidas constantes com objetivo de determinar π_1 em função de π_4 .

Os π -termos foram obtidos via análise experimental e finalmente a equação preditiva que descreve o gradiente térmico na pele de suínos *in vitro*, pode ser escrito como:

$$T = 1,023 \times 10^9 \times e^{1,116(d/h)} \times \frac{k}{\rho c^2 t} \times \left(\frac{W t^3}{\rho h^5} \right)^{0,440} \times \left(\frac{t k}{\rho c h^2} \right)^{0,377} \quad (6)$$

Para computar as equações componentes bem como os π -termos algumas variáveis foram consideradas constantes e as propriedades da pele de suínos adotadas foram: $\rho = 800$ [kg/m³], $k = 0.16$ [kgm/°Cs³], $c = 3767$ [m²/°Cs²] (Pearce e Valvano, 2009).

4. RESULTADOS

Avaliando os valores de temperatura medida experimentalmente e pela equação preditiva observou-se uma boa concordância entre os valores. A **Tabela 3** apresenta os valores de distância medida a partir da base da pele e sua temperatura correspondente, a temperatura calculada pela equação preditiva e o erro percentual referente à temperatura experimental e teórica.

A **Figura 4** apresenta os gráficos da temperatura em função do tempo obtidos da equação preditiva para diferentes níveis de potência. Essas curvas foram obtidas considerando-se um intervalo de tempo de 45 a 85 s, o que corresponde à faixa de validade do experimento. Esses gráficos foram obtidos para condição extrema que corresponde à superfície da pele exposta ao fluxo de calor.

Por se tratar de uma simplificação conduzida *in vitro*, os fenômenos biológicos de perfusão sanguínea não atuam no sentido de dissipar o calor proveniente da radiação à laser e, por isso, a equação prevê um aumento linear da temperatura. Cabe ressaltar, que a pele é um sistema ativo e auto-regulador, ou seja, a transferência de calor através da pele afeta o estado da pele, o qual pode levar a uma redistribuição da vazão sanguínea através de vasos sobre a rede vascular cutânea e que pode influenciar a resposta térmica da pele. Contudo, apesar de ter sido desenvolvido a partir de uma abordagem *in vitro*, esse modelo matemático pode ser utilizado para uma estimativa da temperatura da pele mediante à soldagem a laser da pele. Alguns estudos (McNALLY, et al., 1999) sugerem que a aplicação do laser no modo pulsado pode ser benéfica, pois o dano térmico do tecido exposto à radiação é reduzido em função do relaxamento térmico. Em outras palavras, a densidade de energia que o tecido está exposto é menor devido ao intervalo de tempo entre os pulsos.

Tabela 3 – Valores de Temperatura medida experimentalmente e calculada via equação preditiva em função da distância da superfície inferior da amostra.

d [m]	T _{termopar} [°C]	T _{similitude} [°C]	Erro(%)
0,001	27,78	26,60	4,27
0,002	29,35	29,74	1,33
0,003	29,44	33,25	12,94
0,004	31,80	37,17	16,90
0,005	42,99	41,56	3,33
0,006	47,53	46,47	2,23

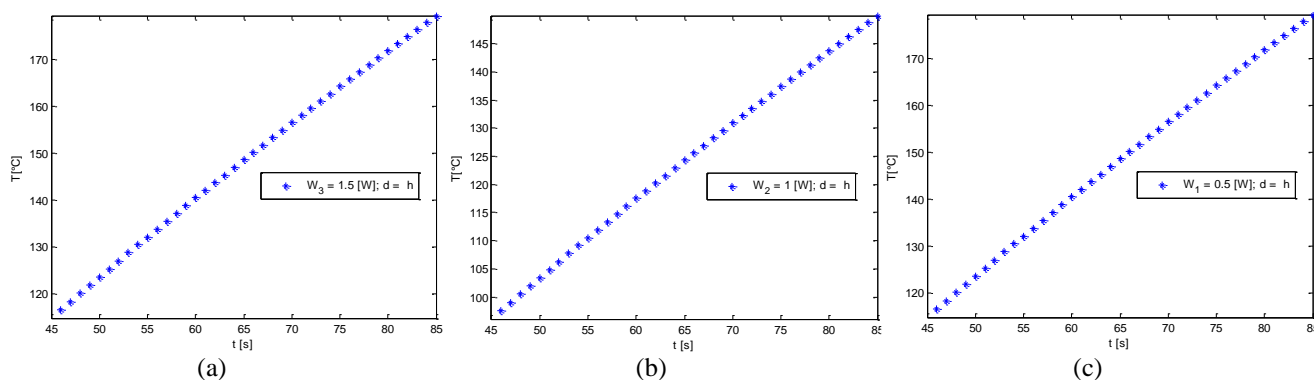


Figura 4 – Temperatura versus tempo obtidas do modelo de similitude para a condição (a) $W_3 = 1.5$ [W]; (b) $W_2 = 1$ [W]; (c) $W_1 = 0.5$ [W], a uma distância $d = h = 8$ mm (superfície da pele) e $45 < t < 85$ [s].

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O modelo matemático proposto para avaliar o gradiente térmico ao longo da espessura da pele possui uma boa correlação com os dados experimentais, podendo ser utilizado para ajustar os parâmetros do laser em uma abordagem *in vivo* da soldagem ou tratamento da pele via laser. Em trabalhos futuros, diferentes modos de aplicação do laser podem ser utilizados. Além disso, estudos *in vivo* devem ser conduzidos a fim de avaliar a resposta da pele submetida à radiação do laser de diodo 808 nm.

6. REFERÊNCIAS

- Gulsoy, M.; Dereli, Z.; Tabakoglu, O. H.; Bozkulak, O. Closure of skin incisions by 980-nm diode laser welding. **Lasers in Medical Science**, v. 21, p. 5-10, 2006.
- McNally, K. M.; Sorg, B. S.; Welch, A. J.; Dawes, J. M.; Owen, E. R. Photothermal effects of laser tissue soldering. **Phys. Med. Biol.**, Austrália, v. 44, p. 983–1002, 1999.
- Murphy, G. **Similitude in Engineering**. Iowa State University – N.Y.: The Ronald Press Company, 1950.
- Pearce, J. A.; Valvano, J. W. **Skin burns: numerical model study of radio frequency current sources**. Proceedings of the ASME 2009 Summer Bioengineering Conference. Tahoe: [s.n.]. 2009.
- Poppas, D. P.; Schlossberg, S. M. Laser tissue welding in urologic surgery. **Urology**, v. 43, n. 2, p. 143-148, February 1994.
- Ott, B.; Züger, B. J.; Erni, D.; Banic, A.; Schaffner, T.; Weber, H. P.; Frenz, M. Comparative in vitro study of tissue welding using a 808 nm diode laser and a Ho: YAG laser. **Lasers in Medical Science**, v. 16, p. 260-266, 2001.
- Sullivan, T.P.; Eaglstein, W.H.; Davis, S.C.; Mertz, P. The pig as a model for human wound healing. **Wound Repair and Regeneration**, v.9, p.66-76, 2001.

4. AGRADECIMENTOS

Aos órgãos de fomento (FAPEMIG, CNPq e CAPES) pelo apoio financeiro, à FEMEC/UFU ao LPM/UFU e a UFVJM.

5. ABSTRACT

The conventional process of skin suture is used to close an incision in order to reconstitute the form and function of the tissue after a surgical procedure. In General special needles and clamps are used. The work present in this paper develop a mathematical model to estimate the temperature in the skin subjected to laser radiation. The study used pig skin in an in vitro study and similitude to develop the model. An experimental apparatus was developed in which the samples were subjected to laser radiation and the temperature measured at different positions along the thickness. The temperature values measured experimentally and via predictive equation showed a good agreement with average error of 6.8%. Despite the simplifications of the in vitro study, the mathematical model proposed is an important tool that can be used to adjust the welding parameters or any other skin treatment using the laser as a source of energy. More elaborate mathematical models using in vivo studies may be developed using the technique proposed in this study.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

O(s) autor(es) é (são) os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.