

ELTON DIÊGO BONIFÁCIO

ESTUDO DE UM PROCESSO ALTERNATIVO DE
SUTURA DA PELE UTILIZANDO SOLDA A LASER



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2012

ELTON DIÊGO BONIFÁCIO

**ESTUDO DE UM PROCESSO ALTERNATIVO DE
SUTURA DA PELE UTILIZANDO SOLDA A LASER**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de **MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA.**

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Coorientador: Prof. Dr. Marcelo Emílio Beletti

UBERLÂNDIA – MG

2012

ELTON DIÊGO BONIFÁCIO

**ESTUDO DE UM PROCESSO ALTERNATIVO DE
SUTURA DA PELE UTILIZANDO SOLDA A LASER**

Dissertação **APROVADA** pelo programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araujo – UFU – Orientador

Prof. Dr. Marcelo Emílio Beletti – UFU – Coorientador

Prof. Dr. Gilmar Guimarães – UFU

Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa – DEMEC – UFMG

Uberlândia, 28 de setembro de 2012

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus pelas graças concedidas em minha vida, por me guiar e amparar nos momentos mais difíceis e dar forças para nunca desistir e seguir em frente.

Aos meus pais pelo apoio, dedicação e muita paciência. Minha família que é o meu refúgio. Ao meu orientador Dr. Cleudmar Amaral de Araújo, pela confiança, apoio, amizade e pelos seus valiosos conhecimentos de engenharia. Pela paciência e sabedoria que conduz a **família** LPM. Obrigado por me incentivar e contribuir para a realização de mais uma conquista.

Ao meu Coorientador Dr. Marcelo Emilio Beletti sempre disposto em ajudar e contribuir com seus valiosos conhecimentos.

A Professora Dra. Eloisa Amália Vieira Ferro, que me acolheu nas suas aulas, que é um verdadeiro show. Durante minha vida acadêmica vi poucos professores que tem a emoção de lecionar como a Prof. Dra. Eloisa.

Aos professores Dr. Gilmar Guimarães e Dra. Sônia que contribuíram e ainda contribuem para minha formação a qual tenho como exemplo de dedicação e paixão pela pesquisa e ensino. Em especial gostaria de agradecer ao professor Dr. Gilmar pelo auxílio nos equacionamentos e modelagem matemática.

Aos meus amigos do LPM que contribuíram de forma direta ou indireta na realização deste trabalho. Gostaria de agradecer aos colegas que não pouparam esforços para me ajudar: Gabi, Sérgio, Márcio, Isadora, Morgana e Lidiane.

Em especial gostaria de agradecer a Marcília que me ajudou em todas as etapas do trabalho. Sua ajuda, companheirismo e amizade foram fundamentais para a realização deste trabalho. Marcília que DEUS te abençoe!

Ao Fábio (irmão) que é um grande amigo.

Ao Valdico e ao Jonas pelas valiosas soluções técnicas de engenharia.

A Gisele e ao Matheus do Frigorífico São Pedro pela ajuda.

Um agradecimento especial à Izabel que sempre me incentivou a continuar em frente em todos os momentos, mesmo aqueles mais desfavoráveis. Seu amor, carinho, amizade e companheirismo serviram como fonte de energia e inspiração para alcançar esse objetivo.

Ao CNPq e CAPES pelo apoio financeiro concedido.

À Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realizar este curso.

“O temor do Senhor é o princípio da sabedoria; bom entendimento têm todos os que cumprem os seus mandamentos; o seu louvor permanece para sempre.”
Salmos 111:10

BONIFÁCIO, E. D. **Estudo de um Processo Alternativo de Sutura da Pele Utilizando Solda a Laser**. 2012. 129f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

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. Neste aspecto profissionais da saúde buscam alternativas para solucionar este problema. Uma aplicação interessante e promissora é o uso da soldagem de tecidos utilizando fontes de calor e, em particular, soldagem a laser. A soldagem a laser fornece vantagens quando comparada com técnicas convencionais, como por exemplo, promove fechamento imediato da incisão, menor reação à presença de corpo estranho e redução do tempo cirúrgico. No entanto, devido ao grande número de variáveis os mecanismos que atuam na soldagem a laser ainda não são completamente compreendidos. Sabe-se que a soldagem a laser é um fenômeno termicamente dependente da absorção da energia do laser pelo tecido. As consequentes alterações biotermomecânicas são supostamente a base da união dos tecidos. Assim, a proposta deste trabalho foi avaliar um processo de soldagem da pele utilizando uma fonte a laser de comprimento de onda 808 nm. Foi proposto um estudo *in vitro* utilizando pele de suínos visando avaliar o gradiente térmico, o aspecto visual e a resistência da união sob influência de pressão externa, potência do laser e material de adição. A resistência da união das amostras foi avaliada através de ensaios de tração. Paralelamente, foi proposto um modelo matemático para estimar os efeitos térmicos nas peles utilizando técnicas de similitude e considerando parâmetros como a potência, tempo de exposição do laser e posição de medida. Também foi adaptado um modelo matemático *in vivo* para o estudo *in vitro* proposto visando determinar o gradiente térmico e a distribuição de tensão na pele submetida ao laser. Os estudos mostraram que as incisões podem ser fechadas pela fonte a laser utilizada, material de adição e aplicação de uma pressão aplicada na incisão.

Palavras Chave: *Biotermomecânica, Soldagem de Tecidos, Pele, Sutura.*

BONIFÁCIO, E. D. **Study of an Alternative Process for Skin Suture Through Laser Welding**. 2012. 129f. M.Sc. Dissertation, Federal University of Uberlândia, Uberlândia.

Abstract

The conventional process of skin suture is used to close an incision in order to restore the form and function of the tissue after a surgical procedure. In general, special needles , surgical sutures and staples are used. Despite the advance in the materials used for suture, non-uniformity may occur in the healing process, which may cause infection and tissue damage. For this reason, health professionals seek alternatives to solve this problem. The use of laser tissue welding, in which heat sources are used, may be a promising and interesting technique. Laser welding provides advantages, when compared with conventional techniques, offers an immediate watertight closure of the incision, reduced foreign-body reaction and reduced operation times. However, due to the large number of variables, the mechanisms that act on the laser welding are not yet completely understood. It is known that laser welding is a thermally dependent phenomenon of laser energy absorption of the tissue. Consequent biothermomechanical alterations are the basis of the tissue bonding in this process. Thus, the purpose of this study is to evaluate the skin welding process by using a 808 nm diode laser. An *in vitro* study was proposed using pig skin to evaluate the thermal gradient, the visual aspect and the bond strength under the influence of external pressure, laser power and material addition, i.e, solder. In the present study, the bond strength of samples was evaluated by tensile tests. In addition, it was proposed a mathematical model to estimate the thermal effects on the skins by using techniques of similitude and considering parameters such as exposure time and output power of laser and position of measurement. It was also adapted an *in vivo* mathematical model for *in vitro* study in order to determine the thermal gradient and stress distribution in skin. The studies showed that incisions can be closed by using a laser source material of addition and pressure applied to edges of tissue.

Keywords: *Biothermomechanical, Tissue Welding, Skin, Suture.*

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado
A	Área da pinça em contato com o tecido
b	Variáveis primárias de influência da similitude
c	Calor específico do tecido
c_b	Calor específico do sangue
D	Deslocamento
d	Distância de medição da temperatura na pele
d_f	Deslocamento do fio
d_1	Distância da força F_1 a articulação da pinça
d_2	Distância da força F_2 a articulação da pinça
E	Quantidade de energia (Cap. III – Eq. 3.1)
E	Módulo de elasticidade
f	Frequência de radiação
F_1	Força aplicada para o acionamento do parafuso
F_2	Força aplicada na ponta da pinça
H	Espessura da pele
h	Constante de Planck (Cap. III – Eq. 3.1)
h	Coeficiente de convecção
k	Condutividade térmica da pele
k_t	Condutividade térmica do tecido
M	Material de Adição
n	Número de incógnitas do problema de similitude
O	Ponto de articulação da pinça
P	Pressão aplicada na ponta da pinça

$P_{\text{indicador}}$	Carga lida no indicador
P_{real}	Carga aplicada na célula de carga
q_p	Fonte de calor devido à perfusão sangüínea
q_e	Calor gerado externamente
q_m	Geração de calor metabólico
s	Números adimensionais da similitude
SM	Sem Material de Adição
SP	Sem Pressão
T	Temperatura local do tecido
T_b	Temperatura do sangue
$T_{\text{similitude}}$	Temperatura da pele calculada através da equação preditiva
T_{termopar}	Temperatura da pele medida experimentalmente
t	Tempo
T_b	Temperatura do sangue arterial
V	Tensão elétrica
W	Intensidade de potência do laser
α	Difusividade térmica
λ	Comprimento de onda
λ	Vetor dos coeficientes de expansão térmica (Cap. 5 – Eq. 5.12)
π_i	Pi – termos da similitude
ρ	Densidade do tecido – pele –
ρ_b	Densidade do sangue (Cap. V – Eq. 5.3)
ω_b	Taxa volumétrica de perfusão sangüínea
ν	Coeficiente de Poisson

SUMÁRIO

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO II – REVISÃO DA LITERATURA	5
2.1. Sistema Tegumentar	5
2.1.1. Estrutura e Funcionamento da Pele	5
2.2. Tecido Conjuntivo e Colágeno	7
2.2.1. Componentes do tecido conjuntivo	8
2.3. Processo de Reparação Tecidual	11
2.3.1. Fases da cicatrização de feridas	12
2.3.1.1. Fase inflamatória ou reativa	12
2.3.1.2. Fase proliferativa	13
2.3.1.3. Fase de maturação	14
2.3.2. Fatores que Interferem na Cicatrização	15
2.4. União de Tecidos	15
2.4.1. Adesivos cirúrgicos	17
2.4.2. Soldagem de tecidos	21
2.4.3. Soldagem por fonte de calor	22
2.4.4. Soldagem por corrente elétrica	23
2.4.5. Soldagem a laser	24
2.4.6. Mecanismos de soldagem de tecidos utilizando laser	26
2.4.7. Biotransferência de calor	28
CAPÍTULO III – LASER APLICADO EM TECIDOS VIVOS	31

3.1.	Introdução	31
3.2.	Princípios Físicos de Funcionamento do Laser	32
3.2.1.	Características da luz laser	35
3.2.2.	Parâmetros de interação do laser com o tecido biológico	36
CAPÍTULO IV – ENSAIOS IN VITRO		43
4.1.	Introdução	43
4.2.	Projeto do Dispositivo de Pressão	44
4.3.	Fonte de Aplicação do Laser	47
4.4.	Amostras de Pele	49
4.5.	Base de Movimentação dos Suportes	50
4.6.	Ensaio de Tração nas Amostras de Pele	55
4.7.	Procedimento de Soldagem das Amostras de Pele	57
4.8.	Procedimento de União das Amostras da Pele por Sutura Convencional	63
4.9.	Avaliação do Gradiente de Temperatura na Superfície da Pele	63
4.9.1.	Metodologia para aquisição da temperatura	68
CAPÍTULO V – MODELAGEM MATEMÁTICA		71
5.1.	Modelo Matemático Adaptado de Modelos In Vivo	71
5.1.1.	Estimativa do gradiente de temperatura	71
5.1.2.	Estimativa do campo de tensão	75
5.2.	Novo Modelo Matemático Proposto	76
CAPÍTULO VI – RESULTADOS E DISCUSSÃO		89
6.1.	Introdução	89
6.2.	Soldagem da Pele – Estudo <i>In Vitro</i>	90
6.2.1.	Calibração da instrumentação	90
6.2.2.	Análise qualitativa - aspecto visual	93
6.2.3.	Ensaio de tração – Avaliação da resistência mecânica	95
6.3.	Modelagem Matemática do Processo	107
6.3.1.	Estimativa da função de temperatura ($T_o(z)$) e suas derivadas	107
6.3.2.	Modelo matemático adaptado	111

6.3.3. Modelo matemático utilizando similitude	116
6.4. Vantagens e Desvantagens da Soldagem de Tecidos Biológicos	119
CAPÍTULO VII – CONCLUSÃO	123
CAPÍTULO VIII – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	125

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Procedimentos cirúrgicos são muito antigos com registros de fechamento de feridas em múmias utilizando couro (SOUZA, FAGUNDES, et al., 2001).

Com o passar do tempo, alternativas surgiram visando melhorar os protocolos de tratamento das feridas. Neste caso, o cirurgião deve realizar o fechamento da ferida visando restaurar a forma e função do tecido e para isto, deve escolher um método mais adequado para realizar esta operação.

Com os avanços das técnicas cirúrgicas, surge a necessidade de minimizar o período de tratamento, bem como reduzir as complicações pós-operatórias decorrentes da síntese deficiente dos tecidos. É por isso que várias pesquisas estão sendo desenvolvidas no sentido de aprimorar as técnicas de fechamento, seja por sutura sintética, grampeadores, fita adesiva e mais recentemente com métodos alternativos como os adesivos teciduais e a “soldagem” de tecidos.

A síntese das feridas cirúrgicas pode ser definida como o conjunto de manobras que visam aproximar os tecidos divididos durante os atos cirúrgicos de incisão, permitindo o seu fechamento de maneira que ocorra um adequado reparo tecidual e, ao mesmo tempo, objetivando a busca da harmonia estética dos tecidos (FILHO, PEREIRA, et al., 2010)

Segundo Almeida (2007), a síntese não é a mais importante das fases fundamentais de um procedimento cirúrgico, contudo talvez seja o fundamento que exija maior análise para ser executada, possivelmente por acumular maior acervo de variáveis que devem ser consideradas, devido a diversidade de instrumentos, técnicas de união, tecidos e órgãos a serem reconstruídos.

O procedimento mais utilizado para o fechamento de incisões, no campo cirúrgico, é a sutura convencional. Esse mecanismo utiliza agulhas específicas e fios de diversos tipos. Apesar de ser uma técnica bastante difundida, apresenta algumas desvantagens, como por exemplo, trauma no tecido causado pelas agulhas e um processo de união não uniforme na região da incisão. Deve-se ressaltar também que os fios de sutura são corpos estranhos e dessa forma podem causar reações inflamatórias localizadas.

No campo da cirurgia a “soldagem” vem sendo estudada como alternativa à sutura convencional. Potencialmente pode-se obter a “soldagem” do tecido através do aquecimento, que pode ser alcançado utilizando diversas fontes de energia, como ultrassom, resistência elétrica, microondas e laser.

A soldagem como forma alternativa de união de tecidos tem se mostrado bastante eficiente apresentando diversas vantagens comparativamente à sutura tradicional como menores tempos de operação, menor trauma ao tecido, fechamento imediato da incisão dentre outros (POPPAS; SCHLOSSBERG, 1994; TALMOR; POPPAS; BLEUSTEIN, 2001).

No entanto, estas técnicas alternativas de união dos tecidos também possuem algumas desvantagens como a baixa resistência mecânica, possibilidades de dano térmico do tecido, dificuldade operacional da técnica e, além disso, o mecanismo biotermomecânico da união na região da solda ainda não é totalmente conhecido (SCHERR; POPPAS, 1998; TALMOR; POPPAS; BLEUSTEIN, 2001; MCNALLY, et al., 1999).

A soldagem de tecidos é um termo genérico utilizado na literatura para se referir à união de tecidos biológicos, mais precisamente nesse contexto, em relação à “adesão” de tecidos. Como o mecanismo exato do processo de soldagem não é completamente entendido, ainda que vários estudos tenham proposto explicações de alguns fenômenos, o termo soldagem de tecidos, em geral, normalmente é utilizado quando se trata da união de tecidos e será utilizado neste trabalho no sentido de fazer uma analogia ao processo de soldagem de materiais utilizado na engenharia. Recentemente, o termo “**tissue soldering**” tem sido empregado nesse contexto de união de tecidos e faz analogia à brasagem, na qual se utiliza um material de adição com ponto de fusão abaixo do ponto de fusão do material de base. Nesse caso, a união é realizada mediante a adição de proteínas e corantes. É importante ressaltar, conforme destacam Poppas; Schlossberg, (1994), que a adição de um soldante na realização da soldagem de tecidos promove um aumento da resistência da solda. No entanto, do ponto de vista de uma união realizada *in vivo*, a solda é importante apenas na fase inicial, ou seja, até que a regeneração do tecido retome a resistência normal.

Além disso, o grau de sucesso de toda técnica cirúrgica nova deve ser julgada, ou seja, comparada com as técnicas já existentes. No que diz respeito à soldagem de tecidos,

de certa forma é consenso na literatura que o laser como fonte de energia fornece várias vantagens em relação à sutura convencional (FRIED; WALSH, 2000; MCNALLY, et al., 1999; FIGUEIREDO, 2009).

Dessa forma, o presente trabalho estudou o processo de soldagem de pele utilizando uma fonte a laser. O estudo foi feito através de uma abordagem experimental e de modelos matemáticos. As análises *in vitro* utilizaram amostras de peles de suínos com o propósito de avaliar a influência da potência de saída do laser, pressão aplicada na região da incisão e utilização de material de adição. Foram estudados os efeitos térmicos, aspecto visual da união e resistência da solda através de ensaios de tração em amostras de pele submetidas ao processo de soldagem a laser e sutura convencional.

Um modelo matemático *in vivo* foi adaptado para os estudos *in vitro*. Também foi proposto um novo modelo matemático utilizando como referência dados experimentais desenvolvidos no trabalho. Este novo modelo foi desenvolvido utilizando técnicas de similitude em engenharia e teve como objetivo avaliar a variação da temperatura na pele submetida à radiação do laser considerando a espessura da pele, potência e tempo de exposição do laser.

Este trabalho foi estruturado de tal forma a abordar o tema de maneira sequencial. Neste caso, no Capítulo I foi feita uma introdução do assunto a ser estudado, apresentando as vantagens e desvantagens bem como os objetivos a serem alcançados. O Capítulo II apresenta uma revisão da literatura referente à união de tecidos, com uma breve discussão acerca dos métodos convencionais de união e da “soldagem” de tecidos biológicos. O Capítulo III descreve os principais conceitos referentes ao princípio físico do funcionamento do laser e sua interação com a matéria. Essa revisão foi feita no sentido de contextualizar a relação do laser com os tecidos biológicos. O Capítulo IV apresenta os estudos *in vitro* realizados mostrando os procedimentos experimentais e a metodologia para avaliar a viabilidade da soldagem da pele. O Capítulo V descreve os modelos matemáticos propostos para avaliar o gradiente de temperatura e distribuição de tensão na pele submetida a uma fonte a laser. No Capítulo VI é apresentado os resultados obtidos pelos estudos realizados e estes resultados são também discutidos. Finalmente, os Capítulos VII e VIII apresentam as conclusões e sugestões para trabalhos futuros, bem como as referências bibliográficas utilizadas para estudar o fenômeno da soldagem de tecidos.

CAPÍTULO II

REVISÃO DA LITERATURA

Este capítulo apresenta uma revisão da literatura referente à união de tecidos, com uma breve discussão acerca dos métodos convencionais de união ou “soldagem” de tecidos biológicos utilizando o laser como fonte de energia. Também é feita uma breve revisão sobre os principais conceitos referentes ao sistema tegumentar, tecido conjuntivo e colágeno o qual acredita-se ser o principal responsável por uma efetiva união e resistência do contato entre os tecidos.

Como qualquer técnica nova, a soldagem a laser deve ser comparada com as técnicas já existentes.

Uma das desvantagens que poderia ser destacada nesse momento consiste no dano térmico gerado pelo laser. A fim de estudar esse dano térmico no tecido adjacente à incisão, este capítulo apresenta uma revisão acerca da biotransferência de calor.

2.1. Sistema Tegumentar

O sistema tegumentar é constituído pela pele e suas estruturas anexas (pêlos, unhas e glândulas). Esse sistema exerce diferentes funções como a proteção da integridade física e bioquímica do corpo, manutenção da temperatura corpórea e informações sensoriais sobre o ambiente circundante (TORTORA; GRABOWSKI, 2002)

2.1.1. Estrutura e funcionamento da pele

A pele é o maior órgão do corpo em área e peso, atingindo aproximadamente 16% do peso corpóreo total. Composta por diferentes tecidos que se juntam para realizar funções

específicas. A pele apresenta variação de espessura nas diferentes regiões do corpo, sendo de aproximadamente 0,5 mm nas pálpebras podendo chegar a 4,0 mm nos calcanhares. Entretanto, na maior parte do corpo a espessura é cerca de 1 a 2 mm (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2008; TORTORA; DERRICKSON, 2009).

De acordo com Tortora e Grabowski (2002) a pele desempenha diversas funções no organismo, ou seja,

- Termorregulação: controlando a temperatura corporal;
- Protetora: estabelecendo uma barreira entre o corpo e o meio ambiente, impedindo a penetração de microorganismos e raios solares ultravioleta;
- Imunobiológica: atuando como defesa onde as células de defesa atuam nos processos infecciosos crônicos;
- Percepção: envolvendo estruturas especializadas e diferenciadas para cada tipo de estímulo perceptivo (tátil, térmico, doloroso, vibratório);
- Secretora: atuando por meio das glândulas sebáceas e sudoríparas. A secreção sebácea atua como lubrificante emulsificante e impermeabilizante;
- Síntese: sintetizando, sob a ação da luz solar, a vitamina D, que tem efeitos sobre o metabolismo do cálcio nos ossos;
- Comunicação: permitindo a interação, por meio de alterações e expressões, com o meio e com outros indivíduos.

Os principais componentes da pele são a epiderme, derme, hipoderme ou tecido subcutâneo, conforme mostrado na Fig. 2.1, contudo há alguns autores (TORTORA; DERRICKSON, 2009) que consideram apenas as duas primeiras camadas citadas.

A epiderme é a camada externa, sem vascularização, formada por várias camadas de células. Tem como funções principais a proteção do organismo. A epiderme impede a penetração de microorganismos ou substâncias químicas destrutivas, absorve radiação ultravioleta do sol e previne as perdas de fluidos e eletrólitos (TORTORA; DERRICKSON, 2009).

A derme é a segunda e mais profunda camada da pele. Ela é composta principalmente por tecido conjuntivo que contém colágeno e fibras elásticas (TORTORA; GRABOWSKI, 2002). Na derme se situam os vasos, os nervos e os anexos cutâneos (glândulas sebáceas, sudoríparas e folículos pilosos). Baseando-se na estrutura do tecido, a derme pode ser dividida basicamente na região papilar superficial e região reticular profunda. A região papilar é a porção superficial da derme e consiste de tecido conjuntivo areolar, contendo finas fibras elásticas. A porção mais profunda da derme é chamada de região reticular, consiste em tecido denso e irregular, contendo feixes de colágeno e

algumas fibras elásticas mais espessas. Os feixes de fibras de colágeno, na região reticular entrelaçam-se como em uma rede (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2008).

A hipoderme ou tecido subcutâneo é a continuação da derme, formada também por tecido conjuntivo, vasos sanguíneos e linfáticos. É responsável pelo armazenamento de lipídeos, isolamento térmico e regulação da temperatura.

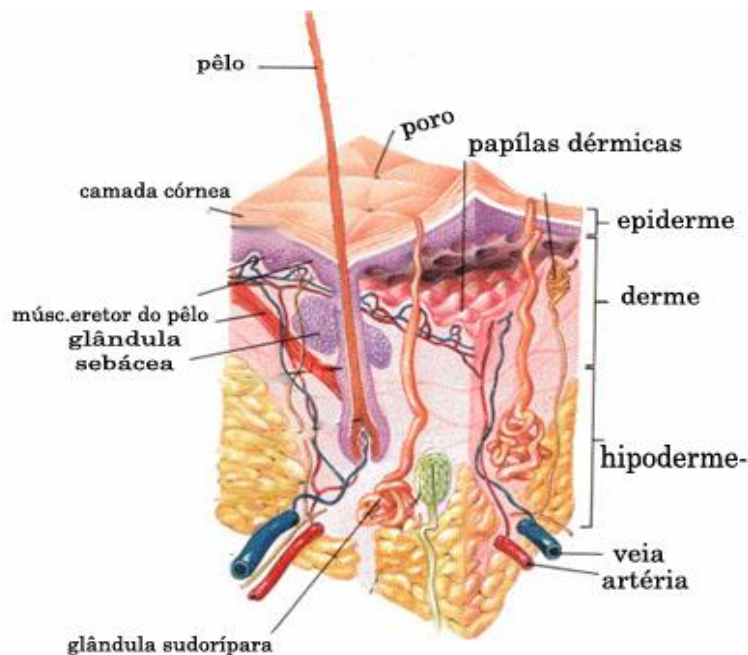


Figura 2.1 – Estrutura da pele. Disponível em: <<http://pt.wikipedia.org>>. Acessado em 20 de novembro de 2011.

2.2. Tecido Conjuntivo e Colágeno

O tecido conjuntivo é o mais abundante e o de distribuição mais ampla no corpo. Esse tecido é constituído por dois elementos básicos, as células e a matriz extracelular (MEC). Apresenta diversas funções como ligação, sustentação e fortalecimento de outros tecidos, isolamento e proteção de órgãos internos, compartimentaliza estruturas, como os músculos esqueléticos, atua como sistema de transporte, entre outras (TORTORA; GRABOWSKI, 2002).

O mesênquima é um tecido embrionário formado por células alongadas que dão origem ao tecido conjuntivo. Cada tipo principal de tecido conjuntivo contém classe imatura de células, cujos nomes terminam por *-blasto*, que significa “brotamento”. Essas células imaturas são chamadas *fibroblastos* no tecido conjuntivo frouxo ou denso, *condroblastos* na cartilagem e *osteoblastos* no osso. As células blásticas conservam a capacidade de divisão celular e secretam a MEC, que é característica do tecido (TORTORA; GRABOWSKI, 2002).

O tecido conjuntivo é classificado de acordo com a proporção de células e fibras presentes na matriz extracelular. Esta variação permite a subclassificação do tecido conjuntivo propriamente dito em: tecido conjuntivo frouxo e tecido conjuntivo denso. As células que compõem o tecido conjuntivo são: fibroblastos, macrófagos, mastócitos, plasmócitos, células adiposas e leucócitos (TORTORA; DERRICKSON, 2009; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2008).

2.2.1. Componentes do tecido conjuntivo

De acordo com Junqueira e Carneiro (2008), diferente de outros tipos de tecidos que são formados principalmente por células, o principal constituinte do tecido conjuntivo é a MEC. A MEC consiste em diferentes combinações de proteínas fibrosas e de uma substância fundamental que é um componente que fica entre as células e as fibras constituído de um complexo viscoso e altamente hidrofílico de macromoléculas aniônicas (glicosaminoglicanos e proteoglicanos) e glicoproteínas multiadesivas (lamina, fibronectina, entre outras), que se ligam a proteínas receptoras presentes na superfície de células bem como a outros componentes da matriz, fornecendo, deste modo, resistência a tração e rigidez à matriz.

Os tipos de células encontradas nos diversos tecidos conjuntivos dependem do tipo de tecido e incluem fibroblastos; condroblastos; osteoblastos macrófagos; mastócitos; plasmócitos; células adiposas e leucócitos. Algumas dessas células são produzidas localmente, como por exemplo, os fibroblastos e permanecem nele, outras tais como os leucócitos migram de outros territórios e podem habitar temporariamente o tecido conjuntivo (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2008; TORTORA; GRABOWSKI, 2002). A Figura 2.2 ilustra os componentes presentes nos tecidos conjuntivos.



Figura 2.2 – Desenho representativo das células e fibras encontradas nos tecidos conjuntivos. Fonte: adaptado de Tortora e Derrickson (2009)

Os fibroblastos são as células mais comuns do tecido conjuntivo. São responsáveis pela síntese de moléculas precursoras de vários tipos de colágeno, além da elastina e proteoglicanos (CHAMPE; HARVEY; FERRIER, 2009). Essas células também estão envolvidas na produção de fatores de crescimento, que controlam a proliferação e diferenciação celular (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2008).

O colágeno é a proteína fibrosa mais abundante no corpo humano. Embora estejam presentes em todo o corpo, seu tipo e organização são determinados pelo papel estrutural que o colágeno desempenha em cada órgão específico (CHAMPE, HARVEY e FERRIER, 2009). São constituídos, dentre outros, principalmente pelos aminoácidos glicina (33,5%), prolina (12%) e hidroxiprolina (10%). A polimerização de unidades moleculares alongadas denominadas tropocolágeno dá origem às fibrilas de colágeno. O tropocolágeno consiste em três subunidades (cadeias polipeptídicas) arranjadas em tríplice hélice, conforme Fig. 2.3 (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2008; CHAMPE; HARVEY; FERRIER, 2009).

As fibras, na MEC, fortalecem e sustentam os tecidos conjuntivos. São formadas por proteínas que se polimerizam formando estruturas muito alongadas. Os três tipos principais de fibras do tecido conjuntivo são: fibras colágenas, fibras elásticas e fibras reticulares (TORTORA; DERRICKSON, 2009; CHAMPE; HARVEY; FERRIER, 2009). As fibras colágenas e as reticulares são formadas pela proteína colágeno e as elásticas apresentam como principal componente a proteína elastina. Conforme destacam Junqueira e Carneiro, (2008), os diferentes tipos de tecidos conjuntivos apresentam variações na distribuição dessas fibras na sua composição.

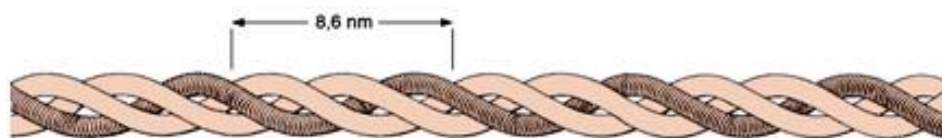


Figura 2.3 - Esquema do tropocolágeno presente nas fibras de colágeno tipo I. (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2008).

As fibras colágenas clássicas (feitas de colágeno tipo I) são as fibras mais numerosas no tecido conjuntivo. São encontradas no tecido ósseo, tendão, dentina e pele. Estas fibras são birrefringentes, pois são constituídas por moléculas alongadas arranjadas paralelamente umas às outras.

Nos colágenos tipo I, II e III as moléculas de tropocolágeno se agregam em subunidades (microfibrilas) que se juntam para formar fibrilas (CHAMPE; HARVEY;

FERRIER, 2009), conforme mostra a Fig. 2.4. As fibrilas de colágeno são estruturas finas e alongadas com diâmetro variável (20 a 90 nm). Elas possuem estriações transversais com uma periodicidade característica de 64 nm determinada pela sobreposição das moléculas de tropocolágeno.

Atualmente a família dos colágenos é composta por mais de vinte tipos quimicamente diferentes. De acordo com sua estrutura e função, os colágenos podem ser classificados nos seguintes grupos (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2008):

- Colágenos formadores de fibrilas
- Colágeno associados a fibrilas
- Colágenos formadores de rede
- Colágeno de Ancoragem

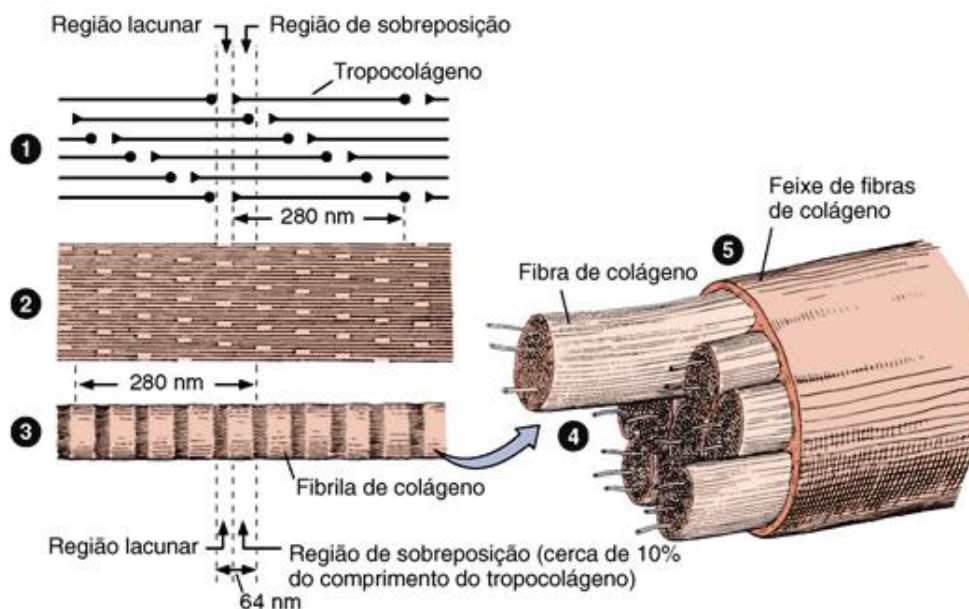


Figura 2.4 – Desenho esquemático mostrando como as moléculas de colágeno (tropocolágeno) se agregam para formar fibrilas, fibras e feixes. Fonte: Junqueira e Carneiro (2008).

Colágenos associados a fibrilas são estruturas curtas que ligam as fibrilas de colágeno umas às outras e a outros componentes da matriz extracelular (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2008)

Os colágenos do tipo IV formam uma malha tridimensional, ao invés de fibrilas distintas. As moléculas do tipo IV se associam em uma lâmina ou malha que constitui a maior parte das membranas basais (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2008). O colágeno de ancoragem é do tipo VII e está presente nas fibrilas que ancoram as fibras de colágeno tipo I à lâmina basal.

2.3. Processo De Reparação Tecidual

A pele está sujeita a vários tipos de feridas e interrupções da sua integridade anatômica como abrasões, contusões, lacerações, punções e incisões. Para reparar estes danos o organismo inicia uma série de eventos celulares e moleculares que restauram a função e estrutura normal do tecido lesionado após o trauma (MANDELBAUM, S; DI SANTIS; MANDELBAUM, M, 2003). Esse processo de reparação tecidual é denominado cicatrização. Todas as feridas passam pelas mesmas etapas básicas de reparo. Os mesmos eventos, na mesma ordem, ocorrem em cada processo de cicatrização, independente do tipo de tecido ou lesão estimuladora (LEONG; PHILLIPS, 2005).

Segundo Tazima; Vicente; Moriya (2008) existem três formas pelas quais uma ferida pode cicatrizar que dependem da quantidade de tecido lesado ou danificado e da presença ou não de infecção: primeira intenção, segunda intenção e terceira intenção. A cicatrização por primeira intenção ocorre quando as bordas são apostas ou aproximadas, havendo perda mínima de tecido, ausência de infecção e mínimo de edema. Um exemplo seria um ferimento suturado cirurgicamente. Já na cicatrização por segunda intenção o fechamento da ferida, ocorre de forma espontânea à aproximação primária das bordas. Nesse tipo de cicatrização as feridas são fechadas por contração e epitelização. O fechamento da ferida por terceira intenção é a aproximação das margens da ferida após o tratamento aberto inicial. Esse processo também é denominado fechamento primário retardado e ocorre quando existe a presença de infecção na ferida. A Figura 2.5 ilustra a cicatrização por primeira e segunda intenção.

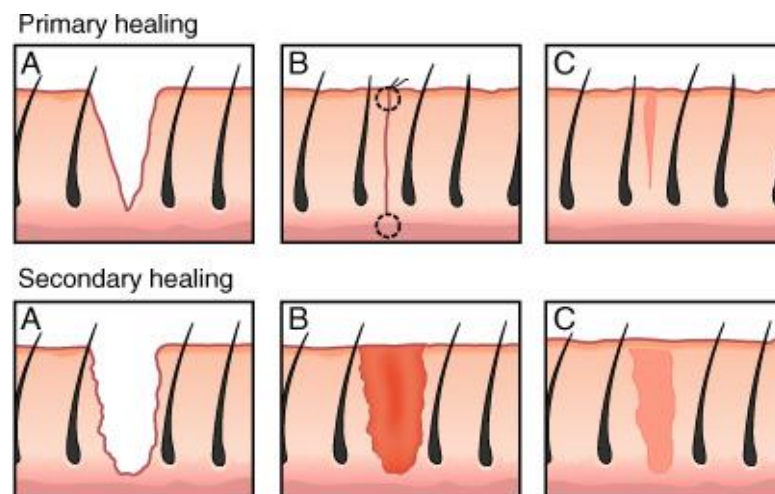


Figura 2.5 – Tipos de fechamento de ferida. Fonte: Leong e Phillips (2005)

2.3.1. Fases da cicatrização de feridas

Para Singer e Clark (1999) a cicatrização é um processo interativo envolvendo mediadores solúveis, células sanguíneas, matriz extracelular e células parenquimais. Diferentes classificações são utilizadas para descrever o processo de cicatrização. Segundo Maldelbaum, S; Di Santis; Maldelbaum, M (2003) alguns autores classificam o processo de cicatrização de uma forma mais completa dividindo-o em cinco fases principais: coagulação, inflamação, proliferação, contração da ferida e remodelação. Entretanto a maioria dos autores classifica os eventos fisiológicos que ocorrem durante a reparação das feridas em três etapas: fase inflamatória ou reativa, fase proliferativa e fase de maturação ou remodelação.

2.3.1.1. Fase inflamatória ou reativa

A ruptura da integridade da pele resulta em hemorragia, morte celular local, e contaminação por microrganismos. Imediatamente após a formação do trauma inicia-se uma reação vascular e inflamatória que conduz à hemostasia, à remoção dos restos celulares e de microrganismos. A lesão do tecido leva ao rompimento dos vasos sanguíneos, resultando na exposição de componentes celulares como o colágeno subendotelial a plaquetas. Essa exposição ativa o mecanismo hemostático que interrompe o sangramento e sela a superfície da ferida (LEONG; PHILLIPS, 2005).

O processo inflamatório inicia-se logo após a lesão que estimula a liberação local de substâncias vasoativas das células endoteliais, dos mastócitos e das plaquetas (histamina, serotonina e prostoglandina) (BANKS, 1992). A resposta inflamatória perdura por cerca de três dias, nesse período ocorre a vasodilatação e aumento da permeabilidade vascular juntamente com o processo de quimiotaxia dos neutrófilos, macrófagos e fibroblastos para a área da ferida. A combinação de intensa vasodilatação com permeabilidade vascular aumentada leva aos achados clínicos de inflamação, vermelhidão, edema, calor e dor (BANKS, 1992; TORTORA; GRABOWSKI, 2002).

Dentre os mediadores bioquímicos liberados durante a inflamação a prostoglandina é o mais importante no processo de cicatrização, pois favorece a exsudação vascular, estimula a mitose e a quimiotaxia dos leucócitos (TAZIMA; VICENTE; MORIYA, 2008). As células de defesas como os macrófagos e neutrófilos que migram para o local do dano são responsáveis pela remoção de detritos celulares e fagocitose de microrganismos e corpos estranhos (TORTORA; GRABOWSKI, 2002). Os macrófagos além da fagocitose ativam elementos celulares, das fases subsequentes da cicatrização tais como fibroblastos e células endoteliais (vide Fig 2.6). É responsável também pela produção de importantes

fatores de crescimento para estimular a formação do tecido de granulação (SINGER; CLARK, 1999). A duração do estágio inflamatório depende de vários fatores: extensão do tecido lesado, intensidade da contaminação e a presença de infecção (BANKS, 1992).

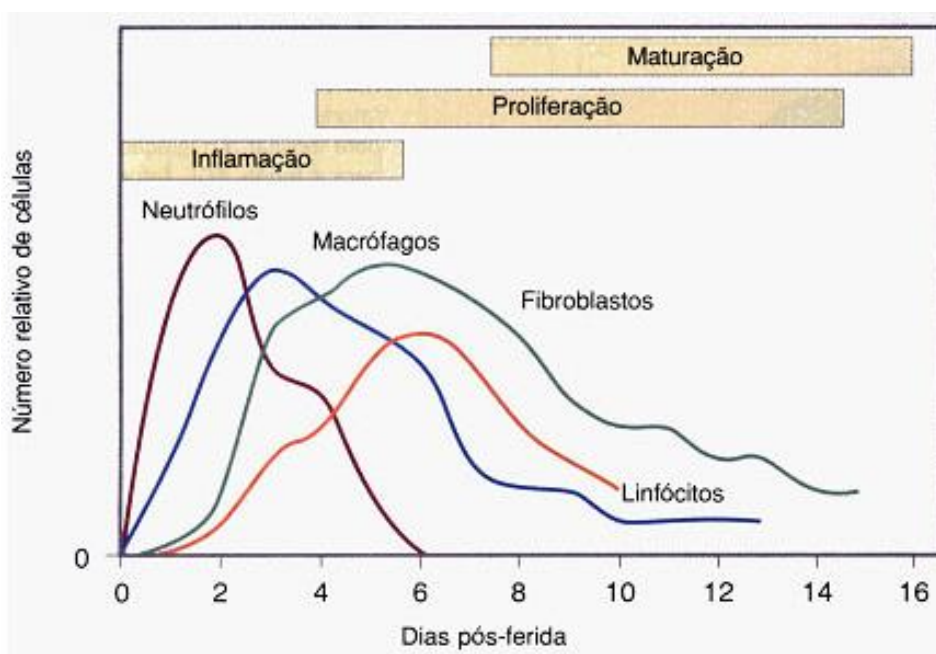


Figura 2.6 – Evolução em tempo do aparecimento de diferentes células na ferida durante a cicatrização. Fonte: Tazima; Vicente; Moriya (2008)

2.3.1.2. Fase proliferativa

É a segunda fase do processo de cicatrização que envolve a ativação mitótica das células epidérmicas, das células endoteliais e dos fibroblastos. Ocorre após a reação inflamatória inicial em um período de aproximadamente 2 a 3 semanas e compreende os seguintes estágios: fibroplasia, angiogênese e epitelização (TAZIMA; VICENTE; MORIYA, 2008).

A fibroplasia é o processo de formação do tecido fibroso que é constituído principalmente por fibras colágenas sintetizadas pelos fibroblastos. Logo após o trauma as células mesenquimais espalhadas no tecido normal, são diferenciadas em fibroblastos e atraídas para o local da inflamação onde se dividem e produzem os componentes da matriz extracelular (LEONG; PHILLIPS, 2005). A matriz extracelular serve como um arcabouço para a migração celular e para os vasos neoformados e tem como principal função a reparação do tecido lesionado. Nesse estágio existe uma intensa produção de colágeno pelos fibroblastos. Este colágeno é responsável pela sustentação e pela resistência a tração da cicatriz (TAZIMA; VICENTE; MORIYA, 2008; MANDELBAUM, S; DI SANTIS; MANDELBAUM, M, 2003; LEONG; PHILLIPS, 2005)

A formação de novos vasos sanguíneos é necessária para sustentar o tecido de granulação recém formado. A angiogênese é um processo complexo que depende da matriz extracelular bem como da migração e estimulação mitogênica de células endoteliais (BANKS, 1992; SINGER; CLARK, 1999). O processo de formação de novos vasos sanguíneos é responsável não apenas pela nutrição do tecido, mas também pelo aumento do aporte de células tais como macrófago e fibroblasto para o local da ferida. É estimulada por uma variedade de citocinas, predominantemente produzidas por macrófagos e plaquetas (LEONG; PHILLIPS, 2005).

A epitelização constitui a etapa que levará ao fechamento das superfícies da ferida, por meio da multiplicação das células epiteliais da borda, caracterizando-se pela redução da capilarização e do aumento do colágeno. Os ceratinócitos, localizados na camada basal da epiderme residual ou na profundidade dos apêndices dérmicos, revestidos de epitélio, migram para recobrir a ferida. O processo de epitelização envolve uma sequência de alterações nos ceratinócitos da ferida: separação, migração, proliferação, diferenciação e estratificação (TAZIMA; VICENTE; MORIYA, 2008; LEONG; PHILLIPS, 2005).

2.3.1.3. Fase de maturação

É a última fase do processo de cicatrização responsável pelo aumento da força de tensão e pela diminuição do tamanho da cicatriz. O aumento da resistência está relacionado à remodelagem das fibras de colágeno, com aumento das ligações transversas e melhor alinhamento do colágeno, ao longo das linhas de tensão (TAZIMA; VICENTE; MORIYA, 2008; LEONG; PHILLIPS, 2005). O estágio de maturação se caracteriza pela síntese e degradação equilibradas dos componentes do tecido conjuntivo. Nessa fase ocorre uma tentativa de recuperação da estrutura tecidual normal. A ferida sofre um processo de contração, por meio de um movimento centrípeto de toda a espessura da pele circundante, reduzindo a quantidade e o tamanho da cicatriz desordenada (LEONG; PHILLIPS, 2005). A Figura 2.7 mostra o algoritmo da fisiologia do processo de cicatrização, descrito anteriormente.

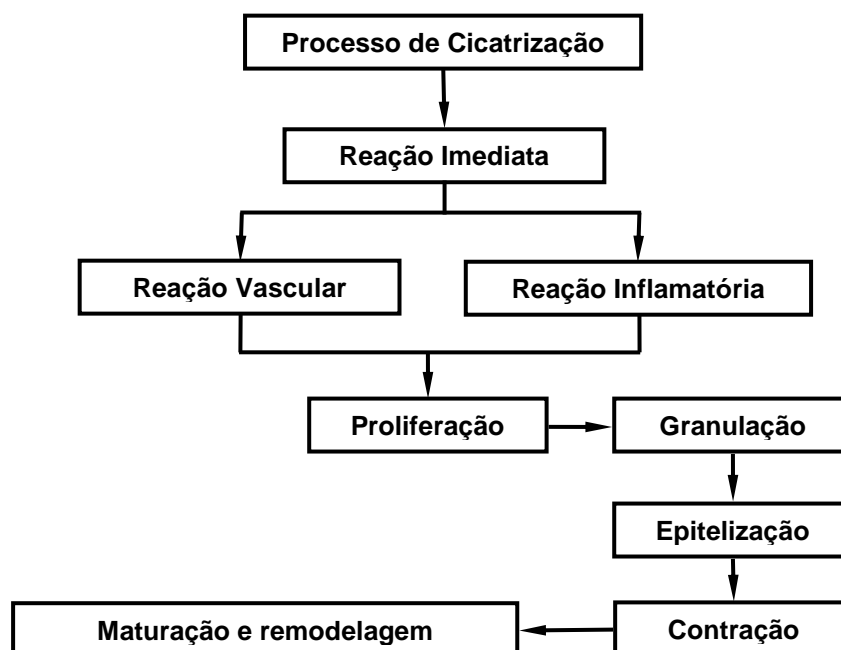


Figura 2.7 - Algoritmo da fisiologia do processo de cicatrização.

2.3.2. Fatores que interferem na cicatrização

A cicatrização é um processo complexo que pode ser influenciado por muitas variáveis tanto de ordem geral como de ordem local. Dos fatores gerais, pode – se citar a idade, o estado nutricional, a existência de doenças de base, como diabetes, alterações cardiocirculatórias e de coagulação. Com relação aos fatores locais, interferem a técnica cirúrgica, a formação de hematomas, infecção, o uso de drogas tópicas e ressecamento durante a cicatrização (MALDELBAUM, S; DI SANTIS; MALDELBAUM, M, 2003).

Outros fatores que dificultam a cicatrização são: pressão contínua sobre a área lesada; presença de corpos estranhos e tecidos desvitalizados; técnica de curativos que pode ocasionar trauma mecânico; infecção; idade avançada; desnutrição; obesidade; estresse; ansiedade; depressão; tabagismo; alcoolismo (MALDELBAUM, S; DI SANTIS; MALDELBAUM, M, 2003).

2.4. União de Tecidos

A história dos fios de sutura data desde a antiguidade, quando o homem percebeu a necessidade de fechar de alguma forma os ferimentos para acelerar o processo de cicatrização. Há relatos da utilização de vários materiais como fios de suturas a partir de 30 d.C. como: fibra de linho, filamento de seda, tendões de animais, fio do pêlo da extremidade da cauda.

A sutura é o fechamento de uma ferida, na qual o objetivo é reconstituir a forma e função do tecido. Com os avanços das técnicas cirúrgicas, surge a necessidade de minimizar o período de tratamento, bem como reduzir as complicações pós-operatórias decorrentes da síntese deficiente dos tecidos. Com esses objetivos, os cirurgiões vêm buscando alternativas que representam uma opção às suturas convencionais.

As técnicas mais comuns de sutura são aquelas que utilizam linhas, grampos e esparadrapos cirúrgicos. Apesar do avanço nos materiais utilizados para a sutura, observam-se vários problemas associados ao procedimento da sutura convencional.

A síntese constitui um passo muito importante no procedimento cirúrgico, despertando interesse dos pesquisadores e fabricantes na busca de um material com qualidades ideais. Na escolha do fio de sutura, o material a ser utilizado não deve prejudicar o processo de cicatrização (SAITO, et al., 2006). O melhor fio é aquele que, com a menor reação inflamatória possível, seja capaz de manter sua resistência até que a cicatrização da ferida cirúrgica esteja completa permitindo a funcionalidade do órgão (FERREIRA et al., 2005).

Para Hering e Gabor (1993, apud SARDENBERG et al., 2003), as características do fio de sutura ideal são: segurança no nó, adequada resistência mecânica, fácil manuseio, baixa reação tecidual, não provocar ou manter infecção, manter as bordas da ferida aproximadas até pelo menos a fase proliferativa da cicatrização e ser resistente ao meio no qual atua, além do baixo custo.

Os fios de sutura podem ser classificados de várias formas, levando em conta a sua degradação pelo organismo (Absorvíveis ou Inabsorvíveis), sua origem (Orgânicos, Sintéticos, Mistos ou Minerais), a quantidade de seus filamentos (Multifilamentados ou Monofilamentados) e o seu diâmetro (SARDENBERG et al., 2003).

As suturas são preferidas devido ao seu custo relativamente baixo e confiabilidade, sendo adequadas a quase todos os tipos de tecidos. No entanto, devido ao trauma mecânico (dos fios de sutura e grampos), o uso desses métodos convencionais causa ferimento no tecido. Devido à sua natureza, a sutura ou grampo, são considerados corpos estranhos ao tecido. O ferimento e a reação do organismo devido à presença de corpo estranho no tecido podem aumentar a inflamação (resposta imune do tecido resultando em uma vermelhidão e inchaço).

O uso de suturas se torna bastante difícil de ser executado em microcirurgia ou aplicações endoscópicas minimamente invasivas. Por fim, nenhum desses métodos produzem estaque imediato.

A sutura pode ser aplicada para a união de vários tipos de tecidos como pele, músculo, vasos sanguíneos e outros tecidos do corpo humano, após terem sido seccionado por um ferimento ou após uma cirurgia. Devem ser resistentes, não tóxicos, hipoalergênicos

para evitar reações adversas no organismo e flexíveis para que possa ser dado um nó. A qualidade do material de sutura apresenta fundamental importância no processo de cicatrização do tecido (SARDENBERG et al., 2003).

Deve-se destacar que os fios de sutura são corpos estranhos em nosso organismo, e sendo assim irão produzir um tipo de reação local. Porém, devido às diversas especificidades de cada fio, alguns causam maior reação que outros.

As agulhas têm por função promover a passagem do fio pelo tecido com o menor trauma possível. De forma genérica a agulha é dividida em fundo (região em contato com o fio), corpo e ponta conforme mostrado na Fig.2.8.

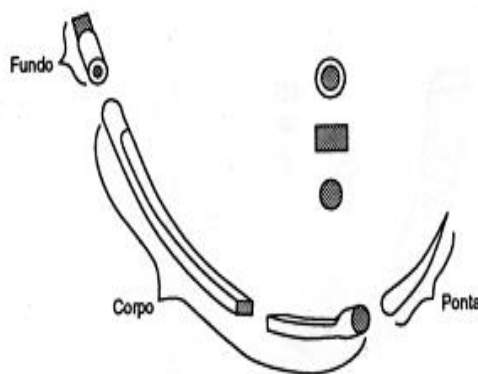


Figura 2.8 – Esquema das partes constituintes da agulha utilizada na sutura. Disponível em: <<http://www.unimes.br>>. Acessado em 17 de março de 2011.

Na busca por métodos alternativos, a utilização do laser como fonte de energia para soldagem de tecidos, se mostrou extremamente importante e eficiente em várias aplicações. A utilização do laser para induzir mudanças térmicas nas proteínas do tecido conjuntivo é de particular interesse para união de vários tecidos, onde as proteínas do tecido alvo são coaguladas para formar a união entre as duas bordas adjacentes. O grau de sucesso de toda técnica cirúrgica nova deve ser julgada, ou seja, comparada com as técnicas já existentes. As seções seguintes descrevem sucintamente algumas técnicas utilizadas na síntese de tecidos.

2.4.1. Adesivos cirúrgicos

A união de tecidos sem uso de suturas já foi possível por meio da adesão dos segmentos, utilizando substâncias como cianocrilatos (compostos sintéticos), ou compostos naturais, tais como trombina e fibrina e mais recentemente, adesivos derivados de colágenos.

Desde Young na década de 40, com a utilização do coágulo de fibrina para promover a aderência dos nervos, diversos estudos tem sido conduzidos no sentido de desenvolver colas cirúrgicas mais adequadas para união de tecidos (PETROIANU et al., 2001; FIGUEIREDO, 2009).

Os adesivos teciduais constituem um grupo de biomateriais definidos como substâncias polimerizáveis, através das quais se busca manter os tecidos unidos ou a promoção de barreira que atua contra extravasamentos e proteção contra agentes externos e com a finalidade de restaurar a continuidade dos tecidos (REECE; MAXEY; KRON, 2001; MARINHO, 2010).

Essas substâncias com propriedades de se aderir a tecidos são denominados adesivos cirúrgicos ou teciduais, vedantes, colas, ou simplesmente adesivos (SILVA; SANTOS; FIGUEIRA NETO, 2007).

Biondo-Simões; Vivi; Fagundes (1993), mostram que os vedantes teciduais podem ser classificados, quanto à composição (biológicos e não biológicos) e quanto ao uso (isolado e coadjuvante). De acordo com os mesmos autores os vedantes biológicos são fibrinogênio associado à trombina, gelatina combinada a resorcina e adesivo derivado de colágeno, e os não biológicos que correspondem aos cianoacrilatos. Quanto à utilização os adesivos são classificados como isolados, quando são utilizados como o principal contensor da incisão e coadjuvante, quando associado com outro tipo de sutura.

Os adesivos cirúrgicos representam uma alternativa às suturas convencionais apresentando vantagens como, por exemplo, a diminuição do tempo cirúrgico e redução do período de recuperação (BIONDO-SIMÕES; VIVI; FAGUNDES, 1993; MARINHO, 2010; FILHO et al., 2010; SILVA; SANTOS; FIGUEIRA NETO, 2007). O avanço no desenvolvimento de materiais de síntese biodegradável tem alavancado as pesquisas dessas colas ou adesivos cirúrgicos. Essas colas são substâncias capazes de estabelecer uma ligação entre sua estrutura molecular e a do tecido sobre o qual são aplicadas. Em geral, apresentam-se sob a forma de gel e sua conseqüente solidificação garante a aproximação e fixação das superfícies justapostas.

Schmeissner (1970, apud SILVA; SANTOS; FIGUEIRA NETO, 2007) descreve que o processo de adesão dos adesivos se dá por penetração da película monomérica, e ocorre por atração eletrostática, ponte de hidrogênio, atração das massas ou força de Van der Waals. A indicação do adesivo é dada pelo comportamento físicoquímico que deve ajustar-se aos parâmetros biológicos do tecido ou órgão

O adesivo ideal é aquele que apresenta uma adesão rápida e firme do tecido submetido à sutura; apresenta estabilidade à temperatura corporal; apresenta adesão mesmo na presença de água ou sangue (ambiente úmido); inofensivo quando absorvido

pelo corpo; não interfere no processo de cicatrização e demonstra pouca reação tecidual; permanece no local de aplicação pelo período necessário para atuação efetiva e, em seguida, degrada-se sem permitir ocorrência de fragmentos; possui ação localizada; é seguro (BIONDO-SIMÕES; VIVI; FAGUNDES, 1993; REECE; MAXEY; KRON, 2001).

Apesar das vantagens descritas, os adesivos ainda não são adequados para substituir completamente os fios de sutura. Isso se dá, pois os adesivos não oferecem a mesma resistência que os fios de sutura, que é crítico principalmente nos primeiros dias pós-operatório. Apesar disso, ainda assim são recomendadas para contenção da incisão. Com o objetivo apenas de ilustrar os principais conceitos concernentes aos adesivos os parágrafos seguintes abordam de forma sucinta as características dos adesivos mais utilizados.

Biondo-Simões; Vivi; Fagundes (1993) relatam que os adesivos derivados do cianocrilatos foram os primeiros adesivos utilizados em anastomoses. Segundo Silva; Santos; Figueira Neto (2007) a primeira utilização desses adesivos foram na união de tecido ósseo em fraturas experimentais.

Os cianocrilatos são monômeros catalizados, em minutos, pela água em contato com ar, convertendo-se em polímero em estado sólido. A solidificação da película varia de 2 a 60 segundos, o que depende da espessura da película (SILVA; SANTOS; FIGUEIRA NETO, 2007). A principal característica dos adesivos teciduais derivados do cianoacrilato, é que eles se polimerizam a temperatura ambiente, imediatamente após serem aplicados entre duas superfícies a serem aderidas, sem adição de catalisadores ou de solventes (MARINHO, 2010). Este adesivo não possui solventes formando fortes aderências em poucos segundos. A resistência do polímero não é influenciada pela presença de pequenas quantidades de água, da mesma forma que suporta elevadas temperaturas, sendo destruído acima de 100°C (BIONDO-SIMÕES; VIVI; FAGUNDES, 1993). Esses adesivos apresentam resistência a solventes como o álcool, o benzeno e a acetona. Gotejado na pele e tecidos produz fortes películas.

Inou (1962, apud BIONDO-SIMÕES; VIVI; FAGUNDES, 1993) foi o primeiro a descrever o uso do adesivo em tecidos vivos, com sucesso. Este autor utilizou o metil-2-cianocrilato em pele, traquéia, brônquios, estômago, baço, ossos, músculos e intestino delgado.

Apesar das vantagens atribuídas aos adesivos teciduais, existem algumas recomendações quanto ao uso, principalmente, do cianocrilato. Isso se deve ao fato da toxicidade tecidual especialmente quando se faz o uso de metil e propilcianocrilato. Seu uso tem sido excepcional devido o poder carcinogênico (BIONDO-SIMÕES; VIVI; FAGUNDES,

1993; REECE; MAXEY; KRON, 2001; SILVA; SANTOS; FIGUEIRA NETO 2007; FILHO et al., 2010).

Adesivos biológicos são aqueles cujo elemento ativo é a fibrina ou fibrinogênio adicionado à trombina (BIONDO-SIMÕES; VIVI; FAGUNDES, 1993). Fontes et al.(2004) descrevem em seu trabalho que Cushing, já em 1911 usou fragmentos de coágulo solidificado para hemostasia e Greydeu seqüência em seus estudos usando fibrina extraída de sangue ovino para controlar sangramento de lacerações cutâneas e cerebrais de cães e gatos. Apesar de propostas feitas por Young e colaboradores, na década de 40, pioneiros na utilização do coágulo de fibrina para promover aderências, somente a partir da década de 60 surgiram estudos mais aprofundados sobre as colas biológicas, do ponto de vista experimental e clínico (PETROIANU et al., 2001).

Os adesivos de fibrina são compostos por fibrina, fator XIII e trombina humana. A fibrina é uma substância derivada de fibrinogênio humano submetido a um processo de purificação, depois é concentrado e pasteurizado. O processo de união reproduz os últimos passos da coagulação que representa um mecanismo fisiológico da hemostasia (SILVA; SANTOS; FIGUEIRA NETO 2007; FONTES et al., 2004).

De acordo com Silva; Santos; Figueira Neto (2007), cada um dos componentes da cola de fibrina é apresentado separadamente em frascos, contendo concentrado protéico; aprotinina; trombina seca e cloridrato de cálcio. O adesivo deve ser preparado no momento do uso. Ao unirem os componentes em uma seringa, o tempo de coagulação é de 10 a 20 segundos, e dependendo da concentração de trombina de 5 a 20 minutos para atingir a adesividade máxima. Biondo-Simões; Vivi; Fagundes (1993) destacam que este adesivo é absorvido com o mínimo de reação tissular num período de 30 a 50 dias.

Estudos mostram que a utilização desse tipo de adesivo teve início na década de 80 (SILVA; SANTOS; FIGUEIRA NETO 2007). Vários trabalhos foram publicados desde então, no entanto, estas colas, ainda em fase experimental, no que se refere ao uso em anastomose do trato digestivo (BIONDO-SIMÕES; VIVI; FAGUNDES, 1993), apresentam resultados adversos.

Os adesivos de gelatina-resorcina-formaldeído (GRF) são compostos de duas partes, uma viscosa, a gelatina e a outra líquida o polimerizante (SILVA; SANTOS; FIGUEIRA NETO 2007). O composto formado por gelatina e tendo na sua fórmula resorcina, é polimerizado pelo contato com o formolaldeído e glutaraldeído tornando-se sólido em poucos minutos, formando uma rede tridimensional adesiva. A cola GRF possui baixa toxicidade depois de polimerizado, é biodegradável e flexível.

O adesivo de colágeno, de uso recente, demonstrou eficácia em alguns estudos experimentais e foi mais eficiente e de menor custo que a cola de fibrina (SILVA; SANTOS;

FIGUEIRA NETO 2007). O adesivo de colágeno é sintetizado a partir do colágeno derivado da pele de suíno, ácido glutâmico e dicarbamida hidrossolúvel.

2.4.2. Soldagem de tecidos

A busca por métodos alternativos de união de tecidos data da década de 40, quando Young estudava a viabilidade de reatar nervos rompidos utilizando coágulo de fibrina para promover a adesão (PETROIANU et al., 2001; MENOVSKY et al., 1995 apud FIGUEIREDO, 2009). No entanto, conforme menciona Souza et al. (2001), a união de tecidos sem o uso de suturas foi possível através da “colagem” dos segmentos de tecidos, e isso foi mostrado pela primeira vez por uma exibicionista de circo, do início do século XIX, Gamba Curta que retirava fragmentos da própria pele e depois colava com uma substância capaz de realizar a fixação e consequente cicatrização.

A união de tecidos através da aplicação de calor foi descrita pela primeira vez na década de 60. Em 1964, o laser *neodymium* foi utilizado para união de pequenos vasos sanguíneos – o primeiro relato do uso de laser para soldagem térmica de tecidos. Conforme descrito por Poppas e Schlossberg, (1994), Yahr e Strully em 1966 foram os primeiros a utilizar a energia do laser para união de tecidos. Na ocasião Yahr e Strully realizaram anastomose vascular usando laser *neodymium* com auxílio de cola de fibrina, contudo o procedimento falhou devido a vaporização do vaso produzindo uma onda de choque interrompendo a anastomose.

O primeiro sucesso com o uso do laser na soldagem de tecidos biológicos foi em 1979 quando Jain e Gorisch repararam incisões feitas em pequenos vasos sanguíneos (0,3 a 1 mm de diâmetro) utilizando laser Nd:YAG (neodymium:yttrium-aluminum-garnet) (SCHERR; POPPAS, 1998; TALMOR; POPPAS; BLEUSTEIN, 2001; BRODIE, 2003; POPPAS; SCHLOSSBERG, 1994). Desde então inúmeros estudos foram conduzidos usando uma variedade de lasers para a soldagem de tecidos biológicos.

Talmor; Poppas; Bleustein (2001) mostram que o interesse pela soldagem de tecidos biológicos surgiu devido aos trabalhos de Sigel e Acevedo em 1962, que em suas experiências utilizaram eletrocoagulação de alta frequência como fonte de calor. Eles verificaram que dessa forma era possível obter uma anastomose com estanque imediato. Para a união das bordas dos vasos são necessários uma correta aposição das bordas do tecido, pressão mecânica adequada e o aquecimento apropriado que é obtido pela passagem da corrente elétrica. Falhas eram tipicamente resultado de um aquecimento excessivo o qual provocava uma coagulação amorfa e a destruição do arranjo de fibras do tecido conjuntivo.

No campo da cirurgia a “soldagem” vem sendo estudada como alternativa à sutura convencional. Segundo Figueiredo (2009), várias técnicas alternativas à sutura vêm sendo estudadas, e potencialmente pode-se obter a “solda” do tecido através do aquecimento, que pode ser alcançado utilizando-se diversas fontes de energia, seja direta ou indiretamente, como ultrassom, resistência elétrica, microondas e etc., no entanto, a que se destaca é a utilização do laser como fonte de energia que possibilita entre outras a realização de cirurgia endoscopicamente (OTT et al., 2001).

Dentre as tecnologias utilizadas dentro da medicina, podemos destacar as técnicas que utilizam o laser como ferramenta terapêutica e de diagnóstico. A utilização do laser na soldagem de tecidos é uma das inovações tecnológicas que está se movendo das bancadas dos laboratórios para aplicações clínicas (SCHERR; POPPAS, 1998; FIGUEIREDO, 2009).

Apesar de várias pesquisas da soldagem de tecidos biológicos avaliarem vasos sanguíneos, o laser como ferramenta de soldagem é aplicado em diversos campos como reparo de nervos (MENOVSKY; BEEK; VAN GEMERT, 1996), artérias e veias porcinas (OTT et al., 2001), aorta bovina (MCNALLY, et al., 1999) veia femoral de cachorro (SMALL, et al., 1998; WHITE, et al., 1986), pele (GULSOY, et al., 2006; TABAKOGLU; GÜLSOY, 2010), entre outros.

Vários sistemas a laser têm sido utilizados com sucesso para unir tecidos, desde o laser de argônio ($\lambda = 488 - 514 \text{ nm}$) até o laser de CO_2 ($\lambda = 10,6 \mu\text{m}$). No entanto, a escolha do sistema a laser e dos parâmetros utilizados para soldagem são baseados em informações empíricas, bem como o mecanismo de soldagem que ainda não é bem compreendido (SCHERR; POPPAS, 1998; MENOVSKY; BEEK; VAN GEMERT, 1996; TALMOR; BLEUSTEIN; POPPAS, 2001; BRODIE, 2003; FIGUEIREDO, 2009)

O processo de soldagem a laser de tecidos utiliza energia a laser para ativar ligações fototérmicas e fotoquímicas. A vantagem que o laser oferece relativamente a outras fontes de energia é que ele fornece a habilidade de controlar precisamente o volume de tecido que é exposto à energia (BRODIE, 2003).

2.4.3. Soldagem por fonte de calor

A utilização de uma fonte de calor aplicada diretamente nos tecidos foi descrito por KARATZIAS et al., (2005) com o “Thermal Welding System” (TWS) como um instrumento cirúrgico que utiliza calor e pressão simultaneamente para selar e dividir vasos sanguíneos e outros tipos de tecidos. O TWS utiliza calor na ponta do instrumento combinado com pressão para desnaturar as proteínas do tecido. O tecido é pressionado pela pinça/garra e o calor é aplicado nessa região. Segundo esses mesmos autores, as moléculas de proteína são desnaturadas e ocorre a fusão entre elas, formando um estanque. Os mesmos autores

ainda destacam que a concentração de calor que se dá no centro da garra do instrumento diminui os efeitos no tecido adjacente.

KARATZIAS et al., (2005) destacam que para laparoscopia esse dispositivo tem como vantagem o baixo dano nos tecidos e uma fonte de potência mais simples comparativamente com outros dispositivos utilizados como laser e instrumentos eletrocirúrgicos monopolar e bipolar, o que por sua vez implica em custos mais acessíveis.

Segundo KARATZIAS et al., (2005), os efeitos de desnaturação das proteínas pode ser alcançado mais eficientemente através do aquecimento direto do tecido do que uma forma intermediária de energia. Ao contrário das técnicas eletrocirúrgicas existentes (isto é, instrumentos monopolar e bilopar), corrente elétrica não atravessa o paciente. A energia térmica produzida é devido ao aquecimento de uma resistência elétrica submetida a uma baixa tensão e corrente contínua. Ao nível molecular, o que acontece é que a energia aplicada altera a conformação tridimensional das proteínas, e dessa forma novas ligações de hidrogênio podem ocorrer entre cadeias de proteínas adjacentes.

2.4.4. Soldagem por corrente elétrica

A passagem de uma corrente elétrica no tecido pode gerar o efeito de união. Isso é possível, pois a passagem de corrente elétrica no tecido pode promover o aquecimento local alcançando os efeitos desejados de desnaturação protéica. Paton et al. (2003) desenvolveram um dispositivo com a finalidade de unir tecidos biológicos pela passagem de corrente elétrica. Segundo os inventores desse dispositivo a ideia é aquecer o tecido através da passagem de corrente elétrica alternada em alta frequência (50 a 2000 kHz) em combinação com uma pressão nas bordas do tecido. Esse dispositivo dispõe de um sistema de pinças que mantém as bordas da incisão próximas e promovem uma pressão controlada no tecido no sentido de diminuir a impedância do tecido durante a passagem de corrente elétrica. Os eletrodos são posicionados nos fórceps (na ponta da pinça) de forma a estar em contato com as bordas do tecido. De acordo com Paton et al. (2003), o nível de pressão não deve exceder 15 N/mm^2 e não deve ser menor que $0,5 \text{ N/mm}^2$. Essa ampla faixa dos valores de pressão é justificada pelo fato dos tecidos possuírem uma ampla variação na sua estrutura e espessura. Esses autores explicam que ao exceder a máxima pressão aceitável para um tecido em particular pode conduzir a uma considerável deformação no local da união e o resultado é que o tempo requerido para a cicatrização do tecido após a união é maior. Da mesma forma, uma pressão abaixo dos valores recomendados pode levar à deterioração da união do tecido uma vez que haverá uma instabilidade da resistência elétrica e do desenvolvimento do calor no tecido.

Os autores Paton et al. (2003) destacam que um aspecto chave da invenção é a aplicação de um ciclo térmico em dois estágios. Durante o primeiro estágio a tensão nos eletrodos aumenta linearmente com o tempo, iniciando-se de zero até um valor máximo. A impedância do tecido é monitorada com o tempo e quando atinge um valor mínimo, cessa o aumento da tensão e essa é mantida constante nesse nível. Esses autores ressaltam que a taxa de aumento da tensão no primeiro estágio é baseado na experiência e na espessura do tecido. A tensão no segundo estágio é mantida constante e corresponde ao máximo valor de tensão alcançado no primeiro estágio.

O dispositivo destinado a soldagem de tecidos biológicos pela passagem de corrente elétrica desenvolvido por Paton et al. (2003) é complexo e inclui muitas variáveis. No entanto, esse dispositivo inclui a possibilidade de soldar vários tipos de tecidos.

2.4.5. Soldagem a laser

Apesar da possibilidade de utilizar uma fonte qualquer de energia, o laser é o mais empregado, tendo sido estudado como método alternativo de união de tecidos durante os últimos 40 anos (FRIED; WALSH, 2000). O progresso no campo da soldagem de tecidos a laser é lento devido em parte ao grande número de parâmetros envolvidos (FRIED; WALSH, 2000; MENOVSKY; BEEK; VAN GEMERT, 1996; BRODIE, 2003). Como o processo não é bem entendido torna-se difícil ajustar os parâmetros do laser para uma soldagem ótima e determinar quando a solda foi alcançada (BRODIE, 2003). O nível de energia e tempo de exposição do laser pode ser adequado para um tipo específico de tecido e ser inadequado para outros tecidos ou situações (POPPAS; SCHLOSSBERG, 1994; BRODIE, 2003).

Por enquanto, é pouco provável que a soldagem a laser substitua a sutura convencional em todas as aplicações, mas já alcançou uma funcionalidade comparável com as técnicas convencionais de união de tecidos com a adição de algumas vantagens como tempos menores de operação, uma menor habilidade do cirurgião, redução do trauma provocado pela agulha, diminuição da reação devido a presença de corpo estranho e diminuição do sangramento promovendo um estanque imediato. Uniões de tecidos utilizando soldagem a laser tendem a cicatrizar mais rapidamente e, além disso, exibem uma melhor aparência (POPPAS; SCHLOSSBERG, 1994; MCNALLY et al., 1999; TALMOR; POPPAS; BLEUSTEIN, 2001; BRODIE, 2003; FIGUEIREDO, 2009).

Dois avanços merecem destaque na aplicação da soldagem de tecidos biológicos com laser. Esses avanços agem no sentido de diminuir o dano térmico associado ao laser e na melhora da resistência do tecido, que é baixa principalmente nos primeiros dias do pós-operatório: (1) adição de materiais endógenos e exógenos como materiais de adição; (2) aplicação de cromóforos para comprimentos de onda específico do laser.

A adição de materiais endógenos e exógenos ajuda a manter as bordas do tecido alinhadas e fortalecem a ferida, particularmente no período agudo do pós-operatório, enquanto protegem os tecidos adjacentes do dano térmico excessivo causado pela absorção direta do laser. Materiais úteis incluem sangue, crioprecipitado (tipicamente plasma), fibrinogênio e albumina (POPPAS; SCHLOSSBERG, 1994; TABAKOGLU; GÜLSOY, 2010).

Em 1988 Poppas e colaboradores desenvolveram o primeiro “solder” com a finalidade de diminuir a destruição do tecido periférico e melhorar a resistência da união (POPPAS; SCHERR, 1998). Naquela ocasião esses autores usaram albumina de ovo, na uretroplastia em ratos, para manter as bordas do tecido aproximadas.

Vários estudos foram conduzidos no sentido de comprovar a eficácia da soldagem a laser utilizando uma proteína como material de adição (solder). Esses estudos não só mostraram o sucesso mas também investigaram os mecanismos envolvidos. A hipótese é que o aquecimento promovido pelo laser promova a desnaturação das proteínas do material de adição (solder) e assim se incorpore no local da solda promovendo um aumento na resistência da união. O uso do material de adição durante o processo de soldagem reduz a formação de aneurisma. Além disso, o solder tem o efeito de minimizar o dano térmico periférico (POPPAS; SCHERR, 1998; MENOVSKY; BEEK; VAN GEMERT, 1996; MCNALLY et al., 1999).

A aplicação de cromóforos para comprimento de ondas específicos do laser fornece uma absorção diferencial entre o alvo e o tecido adjacente (POPPAS; SCHERR, 1998; MCNALLY, et al., 1999)

A combinação de albumina bovina (BSA) e indocianina verde (ICG) com laser de diodo de comprimento de onda 808 nm, foi descrito primeiramente por Poppas e colaboradores, e ganhou popularidade na realização da técnica de soldagem (POPPAS; SCHERR, 1998). A eficiência da soldagem a laser utilizando ICG juntamente com albumina (solders) tem sido demonstrado, com bons resultados, em uma ampla variedade de tecidos incluindo vasos sanguíneos, trato gastrointestinal, fígado, nervos, dura-máter, pele, traqueia e cartilagem.

MCNALLY et al., (1999) avaliaram a soldagem de aorta bovina *in vitro* utilizando laser de diodo 808 nm em conjunto com indocianina verde. Esses autores observaram uma diminuição do dano térmico no tecido adjacente bem como um aumento da resistência mecânica do reparo. Eles observaram ainda que o reparo mais resistente foi alcançado com uma densidade de potência de 6.4 W/cm^2 usando BSA a 60% como material de adição e 0.25 mg ml^{-1} ICG.

Ott et al. (2001) avaliaram a soldagem de artérias e veias suínas *in vitro* utilizando laser de diodo de 808 nm combinado com indocianina verde e albumina e soldagem a laser de Ho:YAG sem adição de proteína. Eles observaram que os tecidos soldado com laser de diodo tiveram resistência 1N comparado com 0.3N dos tecidos soldado com Ho:YAG sem adição de proteína.

Menovsky; Beek; Van Gemert (1996) realizaram a soldagem da dura-máter e nervos periféricos com o propósito de estudar o mecanismo de soldagem de tecidos. Nesse trabalho, foi utilizada microscopia eletrônica de varredura para investigar as mudanças estruturais da superfície da dura-máter e dos nervos periféricos após a soldagem com laser de CO₂ com e sem adição de proteína. Quando a proteína foi utilizada verificou-se que a proteína coagulada forma uma ponte entre as bordas do tecido o qual é fundida sobre e entre as fibrilas de colágeno.

2.4.6. Mecanismos de soldagem de tecidos utilizando laser

Como qualquer outra forma de união de tecidos, o objetivo final da soldagem a laser é uma forte união, com um mínimo de cicatriz e resistente à infecção. Estudos mostram (MENOVSKY; BEEK; VAN GEMERT, 1996; MCNALLY, et al., 1999; SCHERR; POPPAS, 1998; TALMOR; BLEUSTEIN; POPPAS, 2001; BRODIE, 2003) que o mecanismo de soldagem ainda não está completamente entendido. Talmor; Poppas; Bleustein (2001) mencionam que uma das razões para essa dificuldade em entender o mecanismo de soldagem tem sido a grande quantidade de parâmetros envolvidos no processo. Apesar de tudo, a formação de uma solda é resultado da aplicação de energia na forma da luz laser. A luz laser é convertida em calor no tecido, e acredita-se que esse calor seja o responsável por mudanças estruturais do tecido (TALMOR; BLEUSTEIN; POPPAS, 2001; FRIED; WALSH, 2000; FIGUEIREDO, 2009). White e colaboradores (1986) destacam que o mecanismo pode ser uma reação térmica ou fotoquímica ou uma combinação de ambos. A mudança estrutural que realmente ocorre no tecido ainda é objeto de estudo e continua em debate.

Scherr e Poppas (1998) mencionam ainda que diferentes tipos de tecidos, como por exemplo, pele e vasos sanguíneos são alterados de forma diferentes. As mudanças bioquímicas que ocorrem em um tecido podem não ser reproduzidas em outro tipo de tecido. Isso pode ser explicado pelo fato do laser possuir diferentes características de penetração em diferentes tipos de tecidos. Além disso, diferentes sistemas a laser criam uma variedade de mudanças ultraestruturais que parecem ser específicas do laser.

Apesar das dificuldades encontradas devido a grande quantidade de parâmetros, McNally et al. (1999) e Menovsky; Beek; Van Gemert (1996) ressaltam que vários

mecanismos de soldagem a laser foram propostos, e estes incluem fusão colágeno-colágeno, ligação covalente cruzada das proteínas do tecido, desnaturação da estrutura das proteínas do tecido, aceleração da polimerização natural do fibrinogênio, formação de ligações não covalentes entre as moléculas de colágeno e interdigitação das fibras de colágeno.

Acredita-se que a soldagem a laser é um fenômeno térmico, ou seja, o tecido é aquecido como um resultado da absorção da energia do laser pelos pigmentos e/ou água do tecido e essa conversão da luz laser em energia térmica, produz alterações estruturais nas macromoléculas, o qual parece ser a base da soldagem de tecidos. Mudanças que ocorrem primeiramente nas proteínas da matriz extracelular como colágeno e fibrinogênio precedem alterações nas ligações eletrostáticas e covalentes entre as proteínas estruturais, as quais podem ser responsáveis pela formação da solda (POPPAS; SCHERR, 1998).

Schober et al. (1986) utilizando laser Nd:YAG ($\lambda = 1,32 \mu\text{m}$) observaram que a soldagem em artéria e nervo ciático resultou numa alteração homogênea do colágeno com interdigitação das fibras individuais. Eles observaram que várias alterações na matriz extracelular e na subestrutura do colágeno ocorreram como resultado da energia térmica do laser. Eles concluíram que a interdigitação foi a base estrutural para uma soldagem efetiva. Vários outros estudos confirmaram as mesmas mudanças ultraestruturais em diferentes tecidos e com diferentes sistemas a laser (POPPAS; SCHERR, 1998).

Similarmente, White et al. (1986) observaram que a soldagem com laser de argônio de veias em cães resultou em uma ligação direta colágeno-colágeno e colágeno-elastina. Esses autores investigaram o mecanismo de fusão do tecido a partir de soldagem utilizando laser argônio na anastomose de veias e artérias através de microscopia eletrônica e mediram a formação da hidroxiprolina como um índice da síntese de colágeno. Serure; Withers; Thomsen (1984) propuseram que a adesão do tecido na soldagem com laser CO₂ de anastomose resultaram da desnaturação do colágeno bem como da polimerização da fibrina.

Menovsky; Beek; Van Gemert (1996) utilizaram dura-máter e epineuro de nervos periféricos como modelos de tecidos, pois são compostos principalmente de colágeno, o qual acredita-se desempenhar o papel principal na soldagem de tecidos. Eles propuseram que o mecanismo de união atingido com laser CO₂ é a fusão colágeno-colágeno. Após a irradiação a laser, as fibrilas de colágeno da dura-máter e dos nervos periféricos apareceram inchadas, densamente empacotadas e fundidas umas as outras quando vistas com microscopia eletrônica de varredura.

A soldagem de vasos sanguíneos com Nd:YAG ou reconstrução da uretra usando laser CO₂ produz interdigitação das fibrilas de colágeno o qual parece ser a base estrutural

para uma soldagem efetiva. Além disso, há evidências de que a desnaturação das estruturas secundária e terciária das proteínas de colágeno resulta em ligação cruzada permanente e na formação de uma “cola biológica” (SCHERR; POPPAS, 1998). Essa desnaturação térmica ocorre na faixa entre 60 a 70°C. Um estudo avaliando a desnaturação do colágeno puro tipo I utilizando laser de diodo de 808 nm sugere que ligações não covalentes entre fibras de colágeno podem criar solda (POPPAS; SCHLOSSBERG, 1994).

Conforme destacam Scherr; Poppas (1998), as mudanças que ocorrem no tecido devido à aplicação da energia do laser, dependem do tipo de laser, como por exemplo, a soldagem com laser Nd:YAG e argônio produzem interdigitação do colágeno, enquanto o laser CO₂ produz calor com baixa profundidade de penetração produzindo coágulo que sela as bordas do tecido sem alterações na estrutura do colágeno.

A temperatura é o princípio fundamental dos mecanismos de soldagem de tecidos. Precisamente a temperatura que fornece uma solda ótima varia dependendo das condições como parâmetros do laser, tipo de tecido, tipo de soldante (se usado), comprimento de onda do laser, presença de refrigeração como ar, água ou perfusão sanguínea. Não obstante, em situações de soldagem a laser onde o colágeno atua como principal componente responsável pela união requer temperaturas na faixa de 60 a 80°C (MENOVSKY; BEEK; VAN GEMERT, 1996; TALMOR; BLEUSTEIN; POPPAS, 2001). Menovsky; Beek; Van Gemert (1996) mencionam que essas temperaturas estão acima da temperatura de desnaturação do colágeno (aproximadamente 60°C). No entanto, citam o trabalho de Kopchok e colaboradores que demonstraram temperaturas menores que 60°C para soldagem com laser de argônio, sugerindo que o mecanismo de soldagem não seria um processo foto-térmico.

Em síntese, o mecanismo de soldagem parece envolver alterações na subestrutura do colágeno através da energia térmica gerada no tecido seguida de ligações covalentes e eletrostáticas que induzem e re-naturação das proteínas do tecido (SCHERR; POPPAS, 1998; FIGUEIREDO, 2009).

2.4.7. Biotransferência de calor

Avanços dos sistemas a laser, micro-ondas e tecnologias similares levaram a desenvolvimentos do tratamento térmico de patologias e danos nos tecidos, e recentemente a soldagem de tecidos biológicos (XU et al., 2009). Do ponto de vista da soldagem de tecidos, o laser como fonte de energia tem se mostrado como uma ferramenta eficiente. No entanto, o calor gerado pelo laser pode danificar o tecido adjacente à região da solda (MCNALLY et al., 1999). Dessa forma, com a utilização de uma fonte de calor na soldagem

de tecidos, torna-se importante a compreensão do processo de transferência de calor nos tecidos vivos.

É interessante notar que os princípios fundamentais da termodinâmica e da transferência de calor conhecidos da engenharia, são utilizados em sua maioria em pesquisas envolvendo sistemas biológicos. A vida é uma série de reações que consomem energia, e a temperatura é talvez o parâmetro mais importante dessas reações. É importante destacar dois aspectos térmicos importante para manutenção da vida. O metabolismo o qual é uma importante fonte de energia e o fluxo sanguíneo que é um mecanismo importante de transferência de calor em sistemas biológicos. Esses dois aspectos térmicos relacionados com a vida, também adicionam dificuldades matemáticas na análise dos processos térmicos em organismos vivos (RUBINSKY, 2006).

A transferência de energia térmica em tecidos vivos é um fenômeno complexo que envolve múltiplos mecanismos, incluindo condução, convecção, radiação, metabolismo, evaporação e mudança de fase. O processo de transferência de calor na pele é principalmente um processo de condução o qual é acoplado com vários processos fisiológicos complexos, incluindo circulação sanguínea, suor, geração de calor metabólico e algumas vezes a dissipação de calor via pêlos, sendo a perfusão sanguínea uma das mais importantes (XU; LU; SEFFEN, 2008). Os processos fisiológicos e as propriedades térmicas da pele são influenciados por vários fatores como temperatura, pressão, teor de água, idade e etc. Para complicar o problema, a pele é um sistema ativo, ou seja, autor-regulador. Isso significa, por exemplo, que se a pele é exposta a um fluxo de calor, a resposta da pele é uma variação do fluxo sanguíneo local no sentido de redistribuir a temperatura.

Pennes (1948) foi o pioneiro no desenvolvimento de uma relação quantitativa para a descrição da interação térmica entre o tecido e a perfusão sanguínea. A descrição matemática da distribuição temporal e espacial da temperatura em tecidos vivos é denominada de "*Bioheat Transfer Equation*" (BHTE) (GUIMARÃES, 2003; SILVA, 2004; RUBINSKY, 2006). Esta equação é obtida do balanço total de energia considerando-se armazenamento, a taxa de energia interna, a condução de calor, a convecção dentro e fora do meio, e a geração local de calor, e na qual foram desprezados efeitos químicos e elétricos. O campo de temperaturas é obtido para um meio biológico homogêneo, sólido e linear com propriedades térmicas isotrópicas (GUIMARÃES, 2003; SILVA, 2004; RUBINSKY, 2006).

O modelo matemático proposto por Pennes para descrever os efeitos do metabolismo e da perfusão de sangue no balanço de energia dentro do tecido, incorporando estes efeitos na equação de condução de calor clássica é dada pela Eq. (2.1)

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k_t \nabla^2 T + q_p + q_m + q_e \quad (2.1)$$

onde ρ é a massa específica do tecido (kg/m^3); c o calor específico do tecido ($\text{J/kg}^\circ\text{C}$); t o tempo (s); k_t corresponde à condutividade térmica do tecido ($\text{W/m}^\circ\text{C}$); T temperatura ($^\circ\text{C}$); q_p fonte de calor devido à perfusão sanguínea (W/m^3); q_m fonte de calor devido à geração de calor metabólico (W/m^3); q_e calor gerado oriundo de uma fonte externa – laser – (W/m^3).

O termo fonte de calor (q_e) pode ser devido a qualquer forma de energia que promova o aquecimento do tecido como radiofrequência, ultrassom e laser. A geração de calor metabólico (q_m) é considerada homogeneamente distribuída no tecido analisado como uma taxa de deposição de energia por unidade de volume. A fonte de energia devido à perfusão sanguínea pode ser escrito como:

$$q_p = \omega \rho_b c_b (T_b - T) \quad (2.2)$$

onde ω corresponde à taxa volumétrica de perfusão sangüínea (m^3 de sangue/ m^3 de tecido x s); ρ_b massa específica do sangue (kg/m^3); c_b calor específico do sangue ($\text{J/kg}^\circ\text{C}$); T_b temperatura do sangue arterial entrando no tecido ($^\circ\text{C}$); T temperatura local do tecido ($^\circ\text{C}$).

Guimarães (2003) ainda destaca que houve várias tentativas de melhorar a equação da biotransferência de calor no tratamento microscópico de capilares. Contudo essas melhorias implicam em uma maior complexidade no modelo matemático. Dessa forma, a equação da biotransferência de calor (BTHE) continua sendo um modelo amplamente empregado para descrever a transferência de calor e o campo de temperatura nos tecidos.

CAPÍTULO III

LASER APLICADO EM TECIDOS VIVOS

Este capítulo apresenta os principais conceitos referentes ao princípio físico do funcionamento do laser e sua interação com a matéria. Para isso, faz-se uma breve introdução contextualizando sua aplicação e sua importância nos diversos ramos da ciência, principalmente na medicina. Para finalizar foi realizado um estudo a respeito da interação do laser com tecidos vivos.

3.1. Introdução

A palavra laser é um acrônimo para *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* (amplificação da luz pela emissão estimulada de radiação). Sendo o laser antes de mais nada um feixe de luz, é preciso entender um pouco da história da óptica moderna, para contextualizar sua importância nas mais diversas áreas do conhecimento. A óptica é um campo dentro da física que lida com a propagação, origem e interação da luz com a matéria. O sucesso do funcionamento do laser está relacionado com o acúmulo de conhecimento científico de como a luz interage com átomos e moléculas, e parte desse sucesso se dá pela contribuição da mecânica quântica. A mecânica quântica descreve que os elétrons em órbita em torno do núcleo possuem energias bem definidas, isto é, quantizadas.

O estabelecimento da luz como radiação composta de campos eletromagnéticos foi um grande salto para ciência moderna, daí surgiu o MASER (*Microwave Amplified by Stimulated Emission of Radiation*) que foi o precursor do laser e tem o mesmo princípio do

laser, porém opera em regime de microondas. Acredita-se que por ser mais fácil confinar radiações do tipo microondas do que infravermelho ou visível é que o MASER surgiu antes do laser (BAGNATO, 2008).

A diversidade de frequências, potências e modos de operação que os lasers possuem justificam a vasta área de aplicação, que vai desde o entretenimento passando pela área de comunicações, indústrias em geral e de saúde (BRODIE, 2003; BAGNATO, 2008).

3.2. Princípios Físicos de Funcionamento do Laser

O laser é uma fonte de luz que produz um feixe de luz altamente coerente e quase totalmente monocromático em virtude da emissão cooperativa de diversos átomos (YOUNG; FREEDMAN, 2009). A partir das postulações propostas pelo físico dinamarquês Niels Bohr em 1913, sobre o átomo de hidrogênio, o físico alemão Albert Einstein propôs o conceito da emissão estimulada. Considera-se que a história do laser começou em 1917 com a publicação de "*On the quantum theory of radiation*" (Sobre a Teoria Quântica da Radiação) na qual Einstein afirmava que os fótons, ao incidirem sobre átomos excitados, poderiam produzir uma grande quantidade de luz.

Niels Bohr utilizou as ideias básicas de Planck e formulou os seguintes postulados: (a) os elétrons giram ao redor do núcleo em trajetórias circulares bem definidas, e nesse movimento de rotação, não há emissão de energia por eles; (b) quando o elétron passa de uma órbita para outra, ocorre a emissão ou absorção de certa quantidade de energia. Essa quantidade de energia é determinada pela Eq. (3.1):

$$E = h.f \quad (3.1)$$

Onde f é a frequência de radiação e h é uma constante conhecida como constante de Planck ($h = 6,626 \times 10^{-34} [J \cdot s]$).

Essa quantidade de energia absorvida ou emitida pelo elétron nas transições de órbita é denominada fóton. A radiação eletromagnética se comporta tanto como onda quanto como partícula. A energia de uma onda eletromagnética é transportada em pacotes de energia denominados fótons ou quanta. A energia E de um fóton é proporcional à frequência f e inversamente proporcional ao comprimento de onda λ , e é proporcional à grandeza universal h constante de Planck (YOUNG; FREEDMAN, 2009). Durante as mudanças de órbita, o elétron emite ou absorve uma quantidade específica de energia, o fóton. Para efeito

de ilustração o esquema da Fig. 3.1 mostra o processo de mudança de órbita com liberação e absorção de fótons.

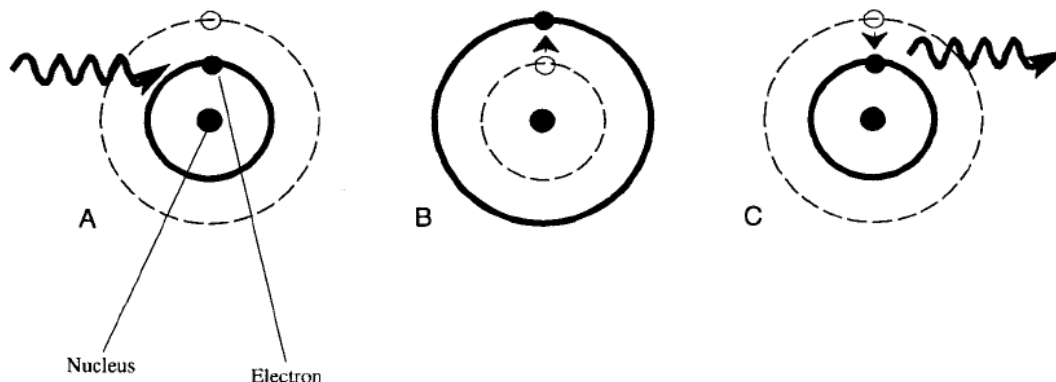


Figura 3.1 – (A) Elétron girando em torno do núcleo no estado fundamental. (B) Elétron na órbita de maior energia após a absorção de um fóton de energia. (C) Emissão espontânea de radiação. (HERD; DOVER; ARNDT, 1997)

O processo de absorção de um fóton por um sistema atômico causa a transferência do elétron de um nível de baixa energia para um nível de energia mais alto. Já o processo inverso, ou seja, a transferência de um elétron de um nível de energia mais alto para um nível mais baixo resulta na emissão de um fóton. Além dos processos descritos de absorção e emissão espontânea de energia, existe um terceiro processo denominado de emissão estimulada.

Na emissão estimulada (vide Fig. 3.2), cada fóton incidente encontra um átomo previamente excitado e uma espécie de ressonância induz cada átomo a emitir um segundo fóton com a mesma direção, frequência, fase e polarização do fóton incidente, que não se altera pelo processo. Para cada átomo existe um fóton antes do processo e dois depois do processo, daí a expressão amplificação da luz (YOUNG; FREEDMAN, 2009). Esses fótons resultantes da emissão estimulada vão perturbar outros átomos com elétrons em estado excitado, havendo mais emissão estimulada (BAGNATO, 2008). Young e Freedman (2009) ressaltam ainda que como os dois fótons possuem a mesma fase, eles emergem simultaneamente como radiação coerente.

Em equilíbrio termodinâmico, os átomos ocupam o estado de menor energia. Assim, para que ocorra o processo de emissão estimulada é necessário criar uma situação de não equilíbrio na qual o número de átomos com elétrons no estado excitado seja superior à quantidade de átomos no estado de energia mais baixo. Isso é denominado inversão de população e constitui o princípio básico de funcionamento do laser (MENDONÇA, 1998). A energia fornecida para que os elétrons saltem para os níveis mais energéticos é fornecida

por uma fonte externa. Conforme destacam Young e Freedman (2009), cada laser usa um mecanismo para obter a inversão de população.

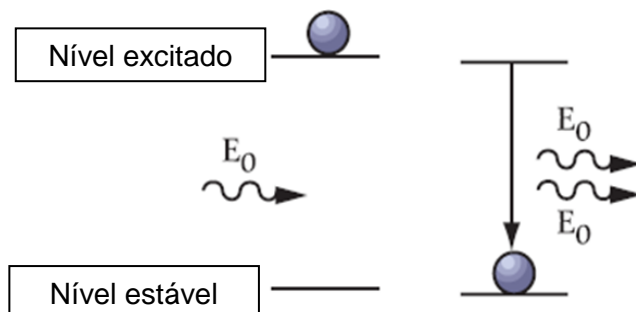


Figura 3.2– Processo de emissão estimulada. Fonte adaptada de Bagnato (2008)

A luz laser consiste justamente da emissão que ocorre quando os elétrons decaem de seus níveis energéticos de forma estimulada. O resultado desses processos é a produção de um feixe de luz intenso, isto é, colimado (raios paralelos), altamente monocromático e é espacialmente coerente em todos os pontos da mesma seção reta do feixe (YOUNG; FREEDMAN, 2009).

Conforme discutido anteriormente, a energia do fóton emitido está relacionada com seu comprimento de onda. Dessa forma, para construir um laser com determinado comprimento de onda, é necessário escolher um meio que apresente átomos com elétrons em níveis cujo espaçamento tenha a energia do feixe de luz que se deseja obter.

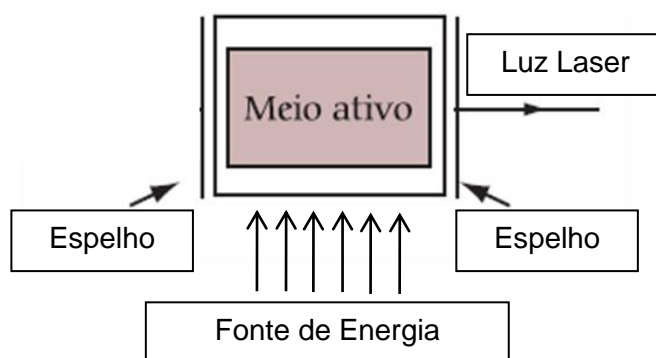


Figura 3.3 – Esquema representativo das partes que constituem um laser. Fonte adaptada de Bagnato (2008)

Basicamente, para conseguir os efeitos descritos, os lasers apresentam três componentes principais, a saber: o meio ativo (meio laser ou ganho óptico); o mecanismo de bombeamento (fonte externa de energia); sistema de realimentação (cavidade óptica ou

ressonador) (MENDONÇA, 1998; BAGNATO, 2008). Um esquema representativo dos componentes principais do laser é apresentado na Fig. 3.3.

O meio ativo é considerada a “alma” do laser, ou seja, é a parte principal do laser. Conforme descrito, o comprimento de onda do laser está relacionado com o meio ativo. O meio ativo ou amplificador deve possuir uma estrutura adequada que permita a inversão de população, isto é, uma maior densidade de população no estado excitado (MENDONÇA, 1998; BAGNATO, 2008; YOUNG; FREEDMAN, 2009). O meio ativo pode ser encontrado na forma sólida, líquida ou gasosa.

Para o funcionamento do laser é necessário promover a inversão de população, e esse trabalho é feito por uma fonte externa de energia. Esse mecanismo de bombeamento pode ser feita por várias fontes externas como, por exemplo, outro laser, uma lâmpada ou uma descarga elétrica.

A função da cavidade óptica é fazer com que os fótons emitidos pelo sistema voltem para o sistema para promover mais emissão estimulada conseguindo a amplificação da luz. Esse mecanismo é conseguido pela adição de espelhos nas extremidades dessa cavidade promovendo a reflexão dos fótons para o meio ativo (BAGNATO, 2008).

3.2.1. Características da luz laser

Somente a luz que propaga ao longo do eixo principal é que vai sofrer as reflexões no interior da cavidade ressonante, fazendo que haja emissão de um feixe de luz. As principais características desse feixe emergente são as seguintes: monocromaticidade; direcionalidade; coerência.

A luz laser é monocromática, isto é, é composta por apenas um comprimento de onda. A monocromaticidade da luz laser vem do fato da energia carregada pelo fóton emitido e estimulante serem as mesmas.

Os átomos ou moléculas em um laser radiam de uma forma controlada, contribuindo para a energia num certo intervalo de tempo numa área pequena, fato que mostra que a potência do feixe pode ser extremamente grande podendo chegar a ordens de tera watt (10^{12} W).

Os fótons emitidos inclinados com relação ao eixo central do laser, não contribuem para a luz laser. Assim, o feixe resultante é constituído de ondas que se propagam na mesma direção com um mínimo de espalhamento, ou seja, baixa divergência ou direcionalidade.

A emissão estimulada faz com que a radiação seja sincronizada. Isso define outra característica importante que é a coerência, ou seja, os picos e vales de todas as trajetórias

em forma de onda dos fótons coincidem em termos de direção e sentido, amplitude, comprimento e fase.

3.2.2. Parâmetros de interação do laser com o tecido biológico

Os parâmetros que influenciam a interação laser-tecido são: as características do tecido alvo, a escolha do tipo de laser, e os parâmetros do laser como densidade de potência e tempo de exposição (BRODIE, 2003; NIEMZ, 2003). As características dos tecidos podem ser representadas pelas suas propriedades óticas e térmicas. Os parâmetros que influenciam na interação laser tecido estão expressos na Tab. 3.1.

Tabela 3.1 – Parâmetros que influenciam a interação laser-tecido.

Propriedades Ópticas	Propriedades Térmicas	Características do laser
Reflexão	Condutividade térmica	Comprimento de onda
Absorção	Capacidade Calorífica	Tempo de exposição
Espalhamento (difusão)		Densidade de Potência e Energia
Transmissão		Modo de Operação

Niemz (2003) destaca que entre os parâmetros do laser, o tempo de exposição é crucial para o tipo de interação desejado.

As quatro interações possíveis que pode ocorrer quando um feixe de luz atinge a pele são: reflexão, absorção, transmissão e espalhamento. A Figura. 3.4 mostra esquematicamente os fenômenos que ocorrem quando a luz laser incide no tecido.

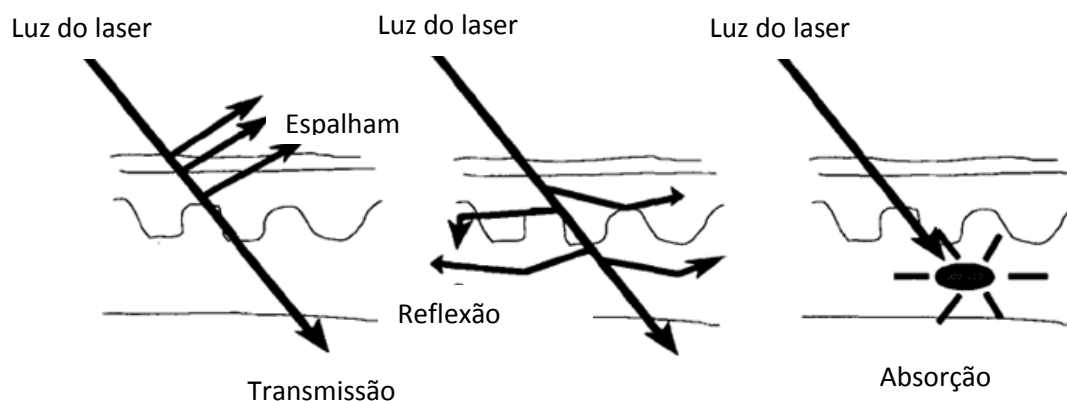


Figura 3.4 – Esquema dos fenômenos de interação laser tecido Fonte adaptada de Herd; Dover; Arndt (1997).

As propriedades ópticas que contribuem para essa interação são os coeficientes de reflexão, difusão, transmissão e absorção. Juntas elas determinam a distribuição total de

energia no tecido para cada comprimento de onda. A existência dessas interações depende do comprimento de onda, do tempo de exposição, da densidade de potência, modo de operação e da natureza do tecido. Todos esses parâmetros compartilham um dado comum: densidade de energia (NIEMZ, 2003). A Figura. 3.5 mostra as principais classificações de interação laser-tecido, densidade de energia, tempo de exposição e densidade de potência.

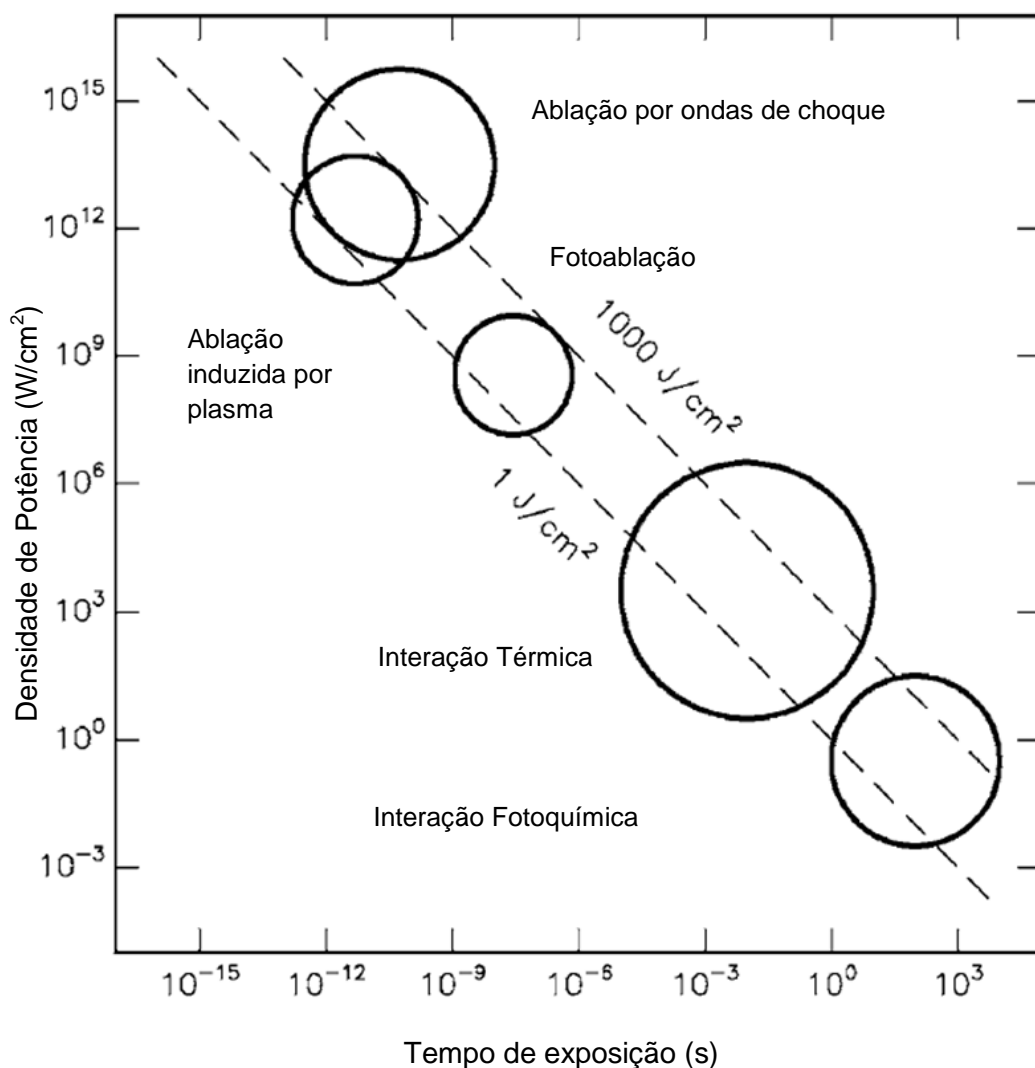


Figura 3.5 – Mapa de interação laser tecido. Fonte adaptada de Niemz (2003)

Quando a radiação do laser é absorvida pelos tecidos biológicos, vários fenômenos podem ocorrer como: efeitos não térmicos, efeitos fotomecânicos, efeitos fotoquímicos, efeitos fotoelétricos, efeitos quânticos e os efeitos térmicos como a coagulação, vaporização, ablação, corte ou carbonização tecidual. Esses efeitos, conforme destacam Niemz (2003) e Brodie (2003), vão depender das propriedades ópticas do tecido e dos parâmetros do laser.

A maior parte das aplicações biomédicas utiliza fótons menos energéticos situados na região de infravermelho e infravermelho próximo NIR (Near Infrared). Nessa região a energia desses fótons é convertida em calor. Esse processo pode ser explicado levando em consideração que esses fótons podem levar os átomos ou moléculas a vibrarem intensamente, levando assim a um aumento de temperatura. Brodie (2003) descreve que a conversão da radiação do laser em calor é resultado da absorção da luz laser pelos fotorreceptores do tecido (cromóforos, água e proteínas). Esses efeitos térmicos podem levar à desnaturação ou destruição do tecido. A ação térmica da radiação do laser é modulada pela condutividade térmica do tecido biológico, pela vascularização local e pela profundidade com que o feixe laser atinge o tecido.

As características do comprimento de onda do laser utilizada nesse trabalho ($\lambda=808$ nm) têm como constituintes importantes de absorção a melanina, hemoglobina e água. O coeficiente de absorção desses constituintes está mostrado na Fig. 3.4.

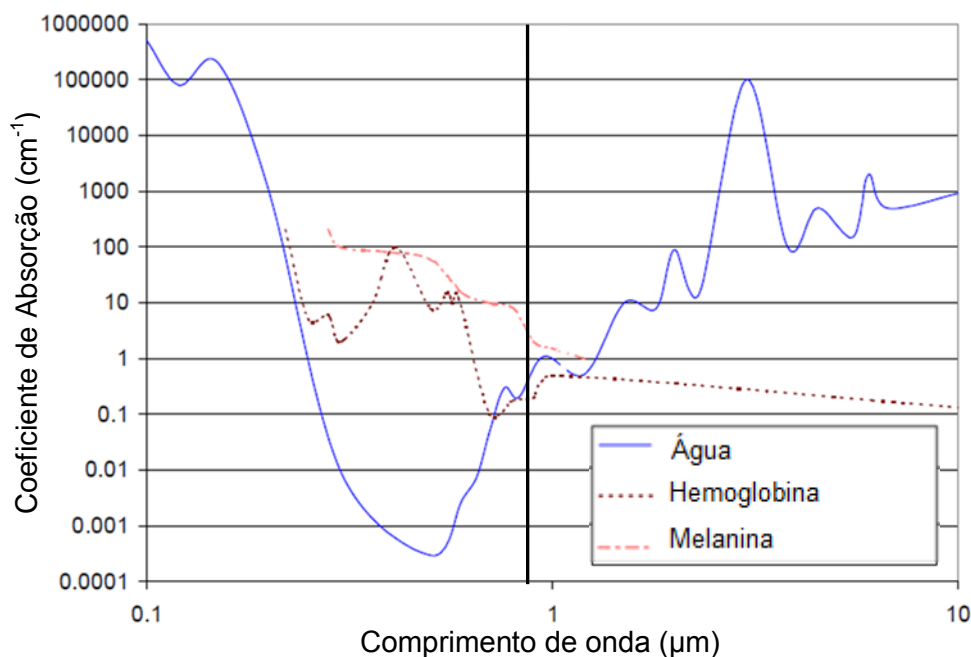


Figura 3.4 – Espectros de absorção dos principais cromóforos da pele. Fonte adaptada de Brodie (2003)

A interação térmica é de importância primária para aplicações cirúrgicas. No caso da soldagem de tecidos o mecanismo envolvido é a interação fototérmica, na qual a energia fotônica absorvida pelo tecido é convertida em energia térmica (POPPAS; SCHLOSSBERG, 1994; MENOVSKY; BEEK; VAN GEMERT, 1996; FIGUEIREDO, 2009). Na interação fototérmica, ocorre a absorção dos fótons pelos cromóforos e isso induz a transições

vibracionais bem como colisão inelásticas com a liberação de calor. O grau e alcance do efeito térmico dependem das propriedades óticas e térmicas do tecido, da geometria do feixe do laser e da energia incidente da luz. Esses efeitos térmicos oscilam desde a desnaturação e coagulação de proteínas até vaporização (NIEMZ, 2003; BRODIE, 2003). A Figura. 3.5. mostra esquematicamente o processo de interação térmica com os tecidos.

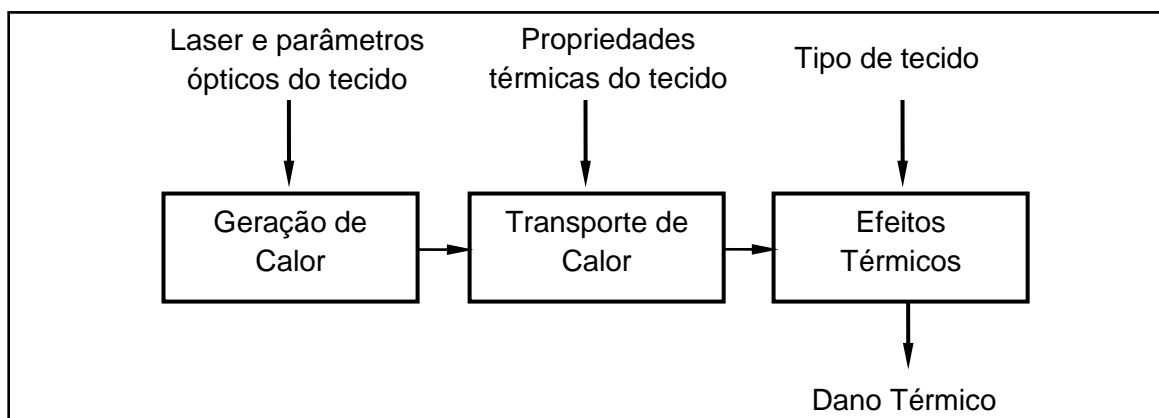


Figura 3.5 – Fluxograma dos parâmetros para as interações térmicas. Fonte adaptada de Niemz (2003)

Dependendo da duração e do valor de pico da temperatura atingida no tecido, diferentes efeitos biológicos podem ocorrer. Esses efeitos vão desde a hipertermia, coagulação até a vaporização e fusão dos tecidos, a Tab. 3.2 mostra os efeitos térmicos da radiação do laser nos tecidos biológicos.

Tabela 3.2 – Efeitos térmicos da radiação do laser. Fonte: (NIEMZ, 2003)

Temperatura (°C)	Efeito biológico
45	Hipertermia
50	Redução da atividade enzimática
60	Desnaturação das proteínas (colágeno), coagulação
80	Permeabilização das membranas
100	Vaporização, decomposição térmica (ablação)
>150	Carbonização
>300	Fusão

Conforme destaca Mancini (200-?), o grau de alteração do tecido (zonas de alteração térmicas e sua extensão) depende dos parâmetros da interação foto-térmica, como o tipo e composição do tecido, os parâmetros de irradiação e do modo de aplicação (contato ou não-

contato). A Figura 3.6 esquematiza os efeitos teciduais gerados pelo laser conforme o modo de aplicação.

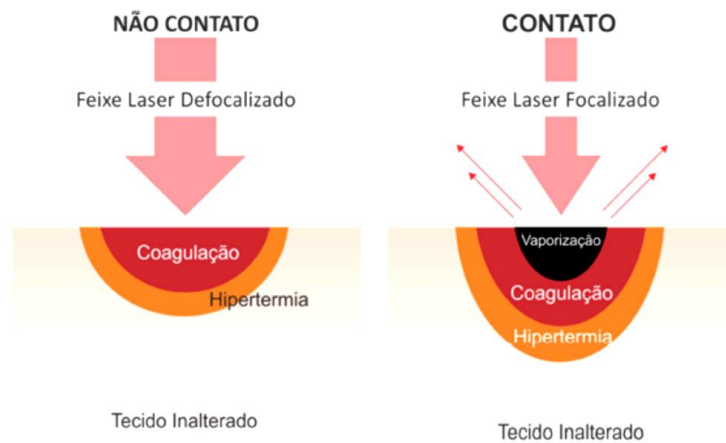


Figura 3.6 – Efeitos teciduais gerados pelo laser em modo não contato e modo contato. Fonte adaptada de Mancini (200-?).

As zonas de alteração térmicas teciduais produzidas pelo laser de alta intensidade (laser cirúrgico) estão esquematizadas na Fig. 3.7.

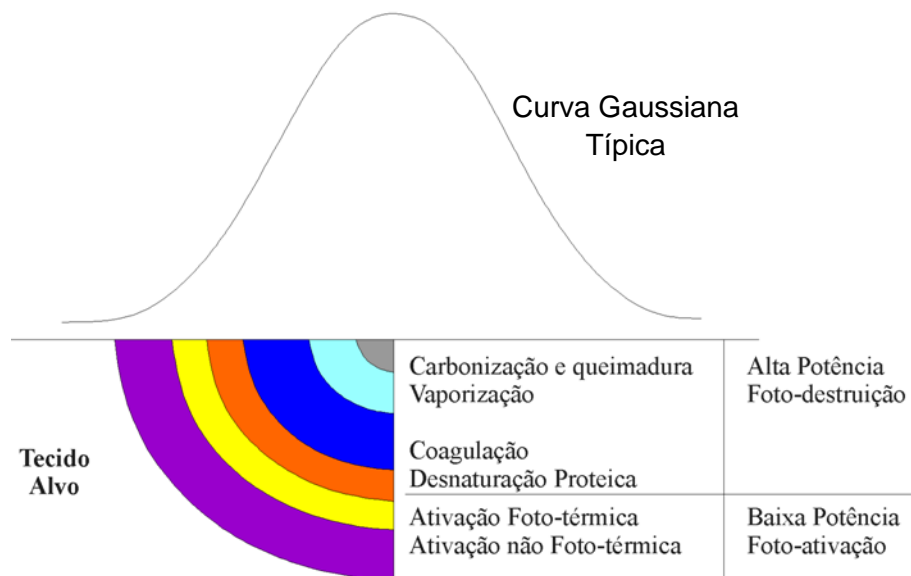


Figura 3.7 – Perfil espacial gaussiano de um feixe laser e sua interação com o tecido biológico.

Mancini (200-?) destaca ainda que a extensão da zona de alteração térmica está ligada com o tipo de tecido e os parâmetros do laser bem como o tipo de laser (comprimento de onda). Segundo a mesma autora, o uso do modo pulsado pode eliminar a zona de

carbonização e minimizar a zona de necrose coagulativa. Isso se deve pelo fato de haver um relaxamento térmico promovido pela utilização do modo pulsado.

CAPÍTULO IV

ENSAIOS *IN VITRO*

A soldagem é uma forma alternativa de união de tecidos em comparação ao processo convencional de sutura. No entanto, devido a complexidade do fenômeno existem dúvidas sobre alguns parâmetros relacionados com a resistência da união soldada. Neste capítulo alguns aspectos do problema da soldagem de tecidos utilizando sistema de laser de diodo de 808 nm serão avaliados através de uma abordagem *in vitro*. Para tal, foram utilizadas peles de suínos com o propósito de avaliar a influência da pressão e material de adição no processo de união sob um determinado nível de energia.

Este capítulo apresenta os materiais utilizados no procedimento experimental e a metodologia para avaliar a viabilidade da soldagem da pele.

4.1. Introdução

A análise experimental foi implementada com o objetivo de avaliar a viabilidade do processo de soldagem a laser de tecidos (pele de suínos). Deste modo foi projetado um dispositivo no qual é possível aplicar uma pressão no tecido a ser soldado e ao mesmo tempo movimentar a fonte de laser em um percurso pré-definido.

Neste primeiro estudo relacionado com a soldagem de tecidos vivos, a proposição é verificar a influência dos níveis de pressão, potência de saída do laser e material de adição comparativamente ao processo convencional de sutura. Logo, a resistência da união foi avaliada em um ensaio de tração padrão em amostras de pele submetidas ao processo de

soldagem a laser sob influência da potência do laser, da inclusão de um material de adição (albumina + “india ink”) e da pressão nas bordas da incisão.

As amostras soldadas foram analisadas qualitativamente quanto ao aspecto visual da união e carga máxima de tração. Nos tópicos a seguir, faz-se uma descrição dos materiais e métodos utilizados durante o procedimento experimental.

4.2. Projeto do Dispositivo de Pressão

Foi projetado e fabricado no LPM (Laboratório de Projetos Mecânicos) um dispositivo para aplicar uma pressão específica em amostras de pele. O dispositivo, fabricado em alumínio, é composto basicamente por:

- Base de apoio;
- Carro de translação (movimento relativo feito através de pista e rolamentos internos);
- Parafuso de carga;
- Célula de carga KRATOS modelo SV50 de capacidade 50 Kgf com indicador de sinais;
- Base de apoio da pinça;
- Base rotacional.

A Figura 4.1 mostra as principais dimensões do dispositivo projetado. A Figura 4.2 mostra o dispositivo fabricado no LPM. A Figura 4.3 mostra alguns detalhes de elementos do dispositivo de pressão projetado.

A intensidade de pressão nas bordas da incisão é feita através da pinça movimentando-se o parafuso de carga no sentido de fechar a base da pinça, ou seja, em oposição à base de apoio da pinça. Neste caso, a carga é aplicada através de uma relação de momentos à ponta da pinça. Esta seleção depende das dimensões da pinça utilizada.

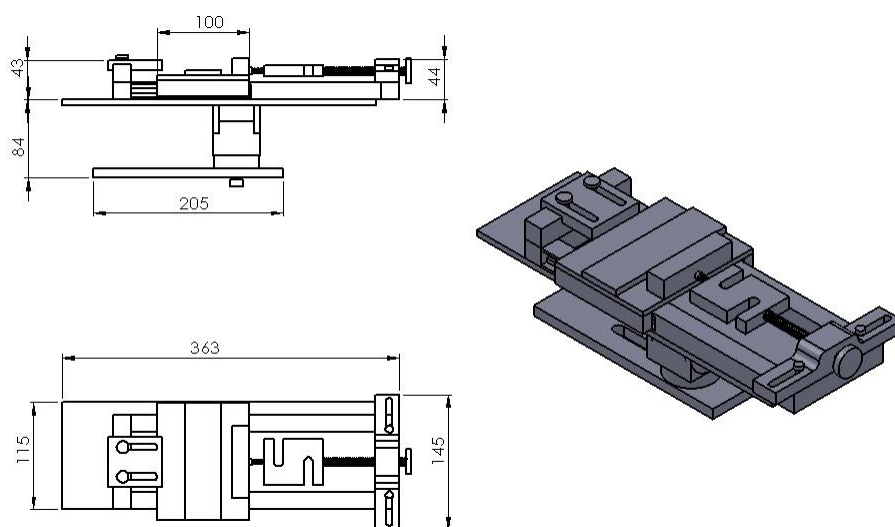


Figura 4.1 – Principais dimensões do dispositivo de pressão projetado.

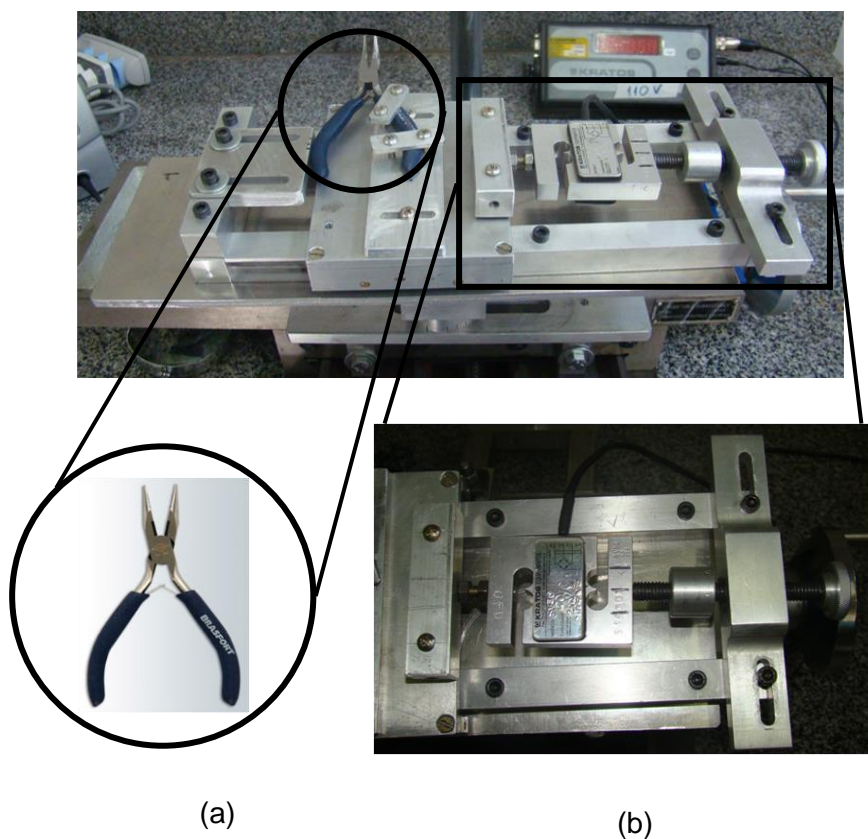


Figura 4.2 – Dispositivo de aplicação de pressão na pele. (a) pinça utilizada para aplicação de pressão (b) célula de carga utilizada no aparato experimental.

Portanto, a pressão aplicada na pele durante o processo de soldagem é aplicada pela área de contato na região da ponta da pinça a partir de uma determinada força aplicada pela base de encosto durante movimentação do carro. Esta área de projeto é considerada como uma área média de contato, uma vez que, dependendo da espessura da pele a área de

contato durante o aperto pode não ser toda a área da pinça. Para fins de cálculo dos níveis de pressão esta aproximação foi desconsiderada sendo adotada uma área aproximada nesta região. Esta pequena variação ocorre porque as amostras eram completamente separadas nesta região e simplesmente posicionadas através da pressão da pinça. Logo, a pressão exercida sobre a pele depende da geometria da pinça que une estes contornos. O cálculo da pressão na ponta da pinça é feito a partir de um somatório de forças em torno de uma rótula (ponto O) conforme ilustra a Fig. 4.4.

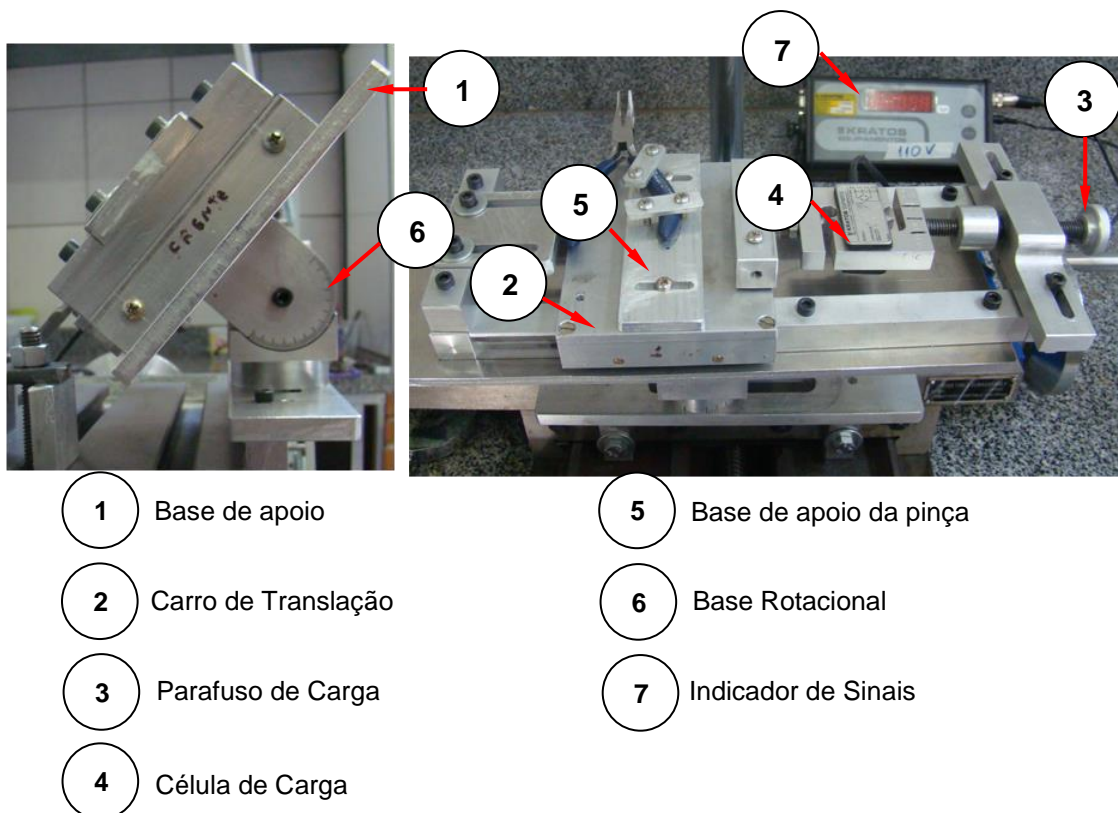


Figura 4.3 – Componentes do dispositivo projetado para aplicação de pressão na pele.

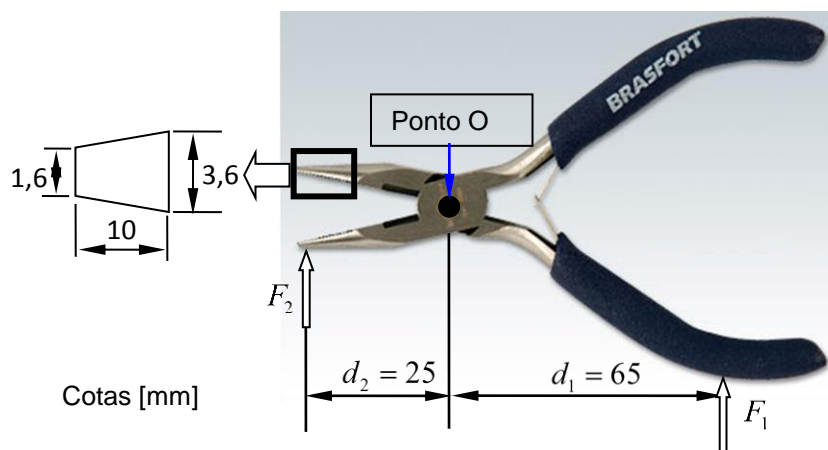


Figura 4.4 – Forças representadas na pinça ou alicate de pressão utilizado no aparato experimental.

De acordo com o sistema proposto na Fig.4.4, a pressão aplicada na ponta da pinça é dada pela seguinte expressão:

$$P = \frac{F_2}{A} \quad (4.1)$$

Onde (A) representa a área da pinça em contato com o tecido e (F_2) a força aplicada na ponta da pinça. A princípio, a força (F_2) não é conhecida, sendo determinada a partir da força (F_1) que é controlada pelo operador através do acionamento do parafuso. No entanto, a força (F_2) pode ser calculada a partir do somatório dos momentos em torno do ponto O, ou seja,

$$F_1 \times d_1 = F_2 \times d_2 \quad (4.2)$$

Onde d_1 e d_2 representam as distâncias das forças F_1 e F_2 , respectivamente em relação ao ponto O.

Isolando F_2 das Eqs.(4.1) e (4.2) e igualando obtêm-se:

$$P \times A = F_1 \frac{d_1}{d_2} \quad (4.3)$$

Da Equação (4.3) tem-se que a pressão P é dada por:

$$P = F_1 \frac{d_1}{d_2} \times \frac{1}{A} \quad (4.4)$$

A Equação (4.4) permite o cálculo da pressão na ponta da pinça por meio da aplicação de uma força (F_1) através do parafuso acoplado a uma célula de carga e da área (A) da seção transversal da ponta da pinça.

A área da seção transversal da pinça utilizada pode ser aproximada como sendo um trapézio e de acordo com a Fig. 4.4 é aproximadamente igual a 26,25 mm².

4.3. Fonte de Aplicação do 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, do fabricante DMC Equipamentos.

O TheraLase® vem acompanhado de pedal de acionamento, óculos de proteção e duas fibras ópticas, sendo uma para laserterapia e outra para cirurgia. As fibras ópticas são indicadas para tratamento em diversas áreas da medicina, odontologia e fisioterapia.

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. A Figura 4.5 mostra o sistema a laser que foi utilizado no experimento. A Figura 4.6 mostra os detalhes da ponta da fibra óptica utilizada para a aplicação do laser.

Para que o aparelho esteja habilitado para funcionamento, primeiro deve-se calibrar a fibra ótica, ou seja, o equipamento solicitará uma calibração sempre que for ligado, ao se reinstalar o cabo de fibra óptica, ou ainda, quando se alterar qualquer parâmetro. Isto se faz necessário para garantir que a potência útil, na extremidade do cabo de fibra óptica, seja idêntica ao valor mostrado no visor do equipamento. Com isto, é possível compensar eventuais perdas no referido cabo, além de verificar a integridade do mesmo. Uma vez calibrado, o equipamento está pronto para ser utilizado, bastando acionar o pedal de acionamento para que o laser comece a operar. Após a calibração, o equipamento fornece ao usuário opções como: modo de operação se pulsado ou contínuo e ajuste da potência de até no máximo 4,5W. Com os parâmetros do equipamento selecionados, libera-se o pedal do laser responsável pela emissão da luz laser infravermelha.

No sentido de avaliar a influência da potência do laser na união de tecidos (pele), foram utilizados três níveis de potência: 0,5; 1; 1,5 Watts. Neste trabalho, optou-se por avaliar a soldagem apenas no modo contínuo.



Figura 4.5 – Sistema a laser utilizado no experimento.

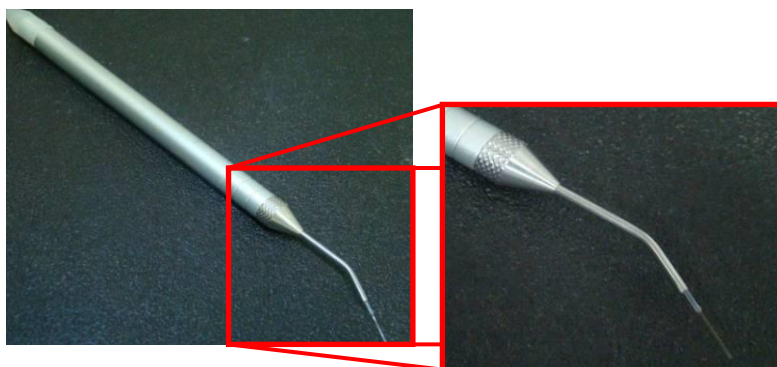


Figura 4.6 – Caneta com ponteira da fibra óptica utilizada para a aplicação do laser.

4.4. Amostras de Pele

Neste estudo, a análise *in vitro* da soldabilidade da pele utilizando uma fonte a laser foi feita através de pele de suínos. Neste caso, as peles foram obtidas do comércio local sem a utilização de animais preparados especificamente para este fim utilizando biotério e procedimentos normatizados. Neste caso, devido a simplificação dos procedimentos não houve necessidade, neste momento, de elaborar projeto específico para o Comitê de Ética de Animais.

Devido a sua semelhança com tecidos humanos os tecidos de suíno vêm sendo amplamente empregados em trabalhos científicos. Dessa forma, neste trabalho optou-se pelo uso de pele de suíno com a finalidade de simular um processo de soldagem em pele humana, pois de acordo com Sullivan et al. (2001), anatomicamente e fisiologicamente a pele de suíno é similar à pele humana.

Sullivan et al. (2001) destacam que a epiderme humana varia numa faixa de 50 a 120 μm enquanto que a do suíno esta entre 30 a 140 μm , mas ressaltam que a espessura da epiderme varia consideravelmente baseado no local do corpo, assim uma melhor métrica é considerar a razão da espessura derme-epiderme. Essa razão varia de 10:1 até 13:1 nos suínos, o que é comparavelmente similar à pele humana. Ainda no mesmo trabalho de Sullivan et al. (2001), os autores salientam que o colágeno presente na derme de suínos é bioquimicamente similar aquele presente na derme humana. Estes autores destacam várias outras similaridades entre a pele humana e de suínos que não cabe repeti-las aqui. Dessa forma, a pele de suíno pode ser utilizada como um excelente modelo para simular a pele humana.

A única padronização para a obtenção das amostras de pele de suínos foi adquirir as peles diretamente de frigoríficos certificados pelo Ministério da Agricultura. As amostras adquiridas foram selecionadas especificamente de uma única área dos animais (barriga)

visando padronizar espessuras e características da pele. Segundo informações dos responsáveis dos frigoríficos, os suínos abatidos pesavam de 80 a 100 kgf e possuíam aproximadamente 3 meses na época do abate.

Devido as grandes variações na estrutura da pele com a temperatura e tempo de manipulação procurou-se efetuar os testes no mesmo dia da coleta, minimizando dessa forma a desidratação do tecido. Para o transporte das amostras de pele, foram utilizadas caixas térmicas e gelo, com o propósito de conservar as propriedades do tecido.

A pele foi cortada em um formato retangular e o excesso de gordura foi retirado como mostrado na Fig. 4.7. A Figura 4.8 mostra o esquema de retirada das amostras de pele para a realização dos ensaios.

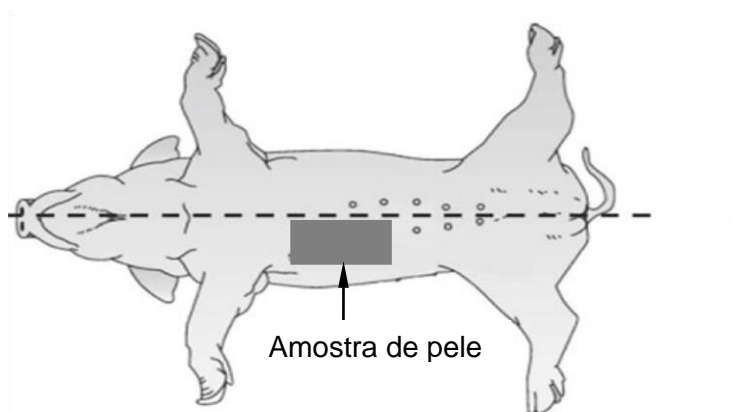


Figura 4.7 – Esquema da amostra extraída do animal e o corte da pele no formato retangular.

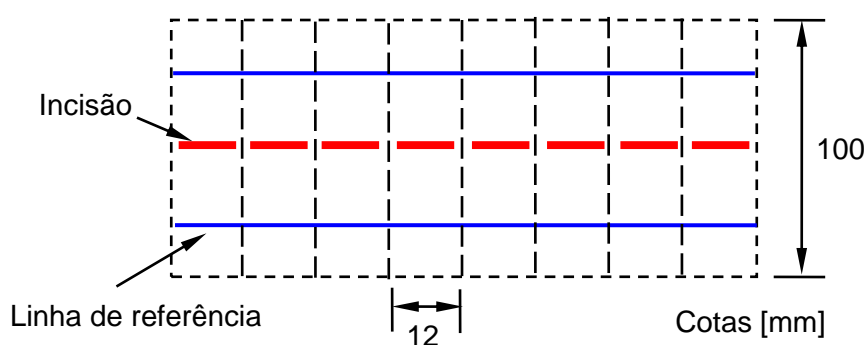


Figura 4.8 – Esquema representativo do procedimento para a obtenção das amostras nas dimensões finais para o ensaio.

4.5. Base de Movimentação dos Suportes

A proposição básica deste estudo *in vitro* é entender alguns aspectos do fenômeno da soldagem da pele utilizando solda a laser considerando três parâmetros de controle, a potência do laser, o material de adição e a aplicação de pressão. Portanto, além das amostras padronizadas de pele de suínos retiradas e preparadas com dimensões específicas simulando um dano completo em toda a sua extensão, os movimentos e pressão em direções e sentidos pré-determinados deveriam ser controlados e padronizados.

O dispositivo de pressão, mostrado anteriormente, aplicaria uma pressão padronizada, porém, seria necessário que este dispositivo e o sistema de aplicação do laser juntamente com as amostras de pele fossem adequadamente posicionados e possibilitassem uma movimentação sincronizada e padronizada para efetuar o procedimento de soldagem. Para possibilitar estas movimentações e padronizações, uma mesa de coordenadas XY foi adaptada com suportes especiais para possibilitar uma padronização para os testes nas amostras.

As adaptações para a mesa de coordenadas foram projetadas especialmente com a finalidade de permitir a aplicação de um nível de pressão nas bordas da incisão, um ajuste de posicionamento da ponta da fibra óptica e uma movimentação relativa entre o feixe do laser e o tecido. Esse movimento relativo permite um controle do tempo de aplicação do laser por ponto da incisão. A Figura 4.9 mostra a mesa de coordenadas XY antes das adaptações projetadas.



Figura 4.9 – Mesa de coordenadas utilizada no experimento sem as adaptações.

O projeto das adaptações implementadas para a mesa de coordenadas foi focado, principalmente, na possibilidade de realização de ajustes de posicionamento tanto do sistema de aplicação de pressão quanto da fibra óptica. Além disso, a mesa deveria permitir o movimento do feixe de luz ao longo do comprimento da incisão. Uma volta completa da manivela corresponde a um deslocamento de 4 mm da mesa. A Figura 4.10 mostra um desenho esquemático, desenvolvido no aplicativo SolidWorks®, das adaptações realizadas na mesa de coordenadas. A Figura 4.11 mostra as possibilidades de movimentação das estruturas da mesa de coordenadas.

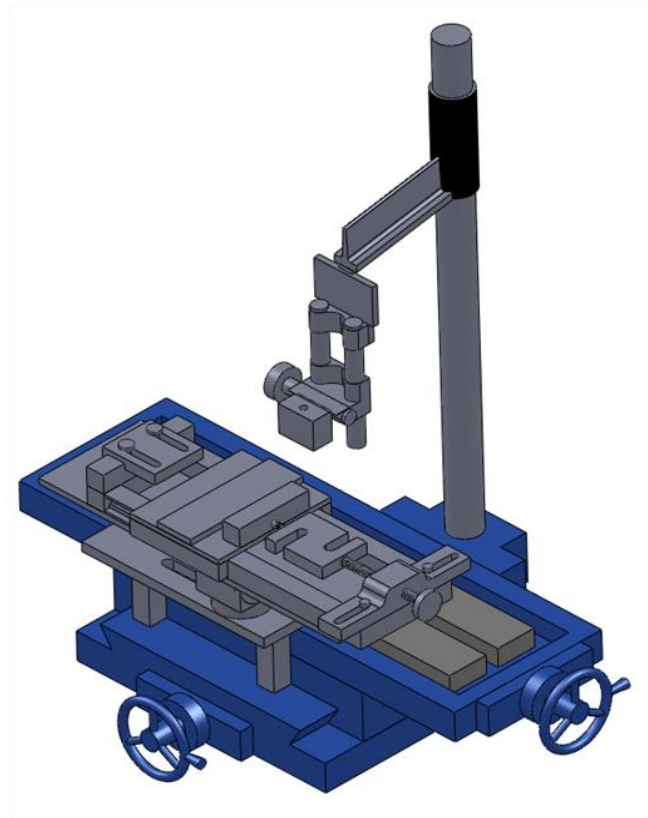


Figura 4.10 – Desenho esquemático do aparato experimental desenvolvido em Solidworks®.

A Figura 4.12 mostra o aparato completo com todas as adaptações e equipamentos utilizados nas análises *in vitro*. Inicialmente, uma pequena morsa foi utilizada visando fixar as amostra de pele através de incisões parciais, como mostrado na Fig. 4.13. Neste caso, o objetivo era simular a estrutura do dorso de um camundongo, uma vez que, em análises futuras pretende-se desenvolver estes estudos *in vivo*. Estes processos de análises foram submetidos para o CEUA local da UFU.

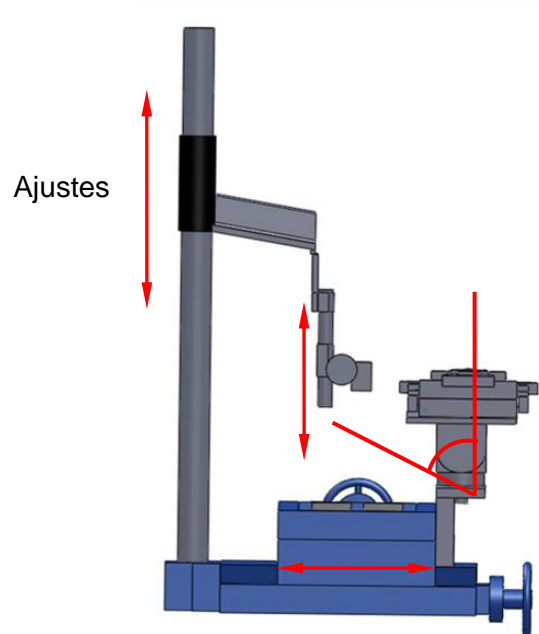


Figura 4.11 – Desenho esquemático do aparato experimental ilustrando as possibilidades de movimentação e ajustes.

No entanto, esta solução utilizando morsa e tecnil não foi continuada devido a dificuldades de fixação e padronização dos níveis de pressão aplicados pela pinça na região das incisões. Neste caso, a rigidez do cilindro de tecnil que simulava o corpo do camundongo, aliada a espessura da pele e a geometria da pinça dificultavam esta padronização.



Figura 4.12 – Aparato experimental projetado para a realização dos estudos *in vitro*.

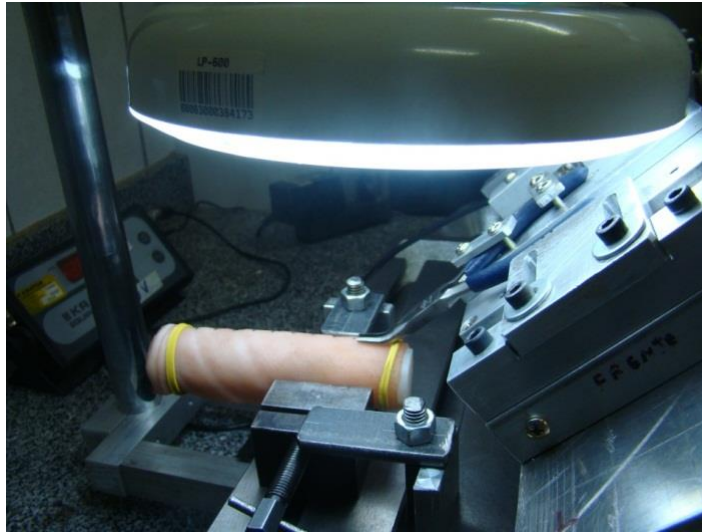


Figura 4.13 – Sistema de fixação com morsa e tecnil inicialmente utilizado nas análises.

Neste trabalho, a ponta da fibra óptica foi posicionada a aproximadamente 4 mm acima das incisões das peles durante toda a aplicação do laser. A Figura 4.14 mostra o sistema adaptado para a obtenção dos ajustes de posição da fibra óptica. Esse sistema permite translações e rotações de tal forma que a fibra seja posicionada perpendicularmente às incisões das peles minimizando assim perdas por reflexão e promovendo dessa forma uma maior absorção do feixe do laser incidente.

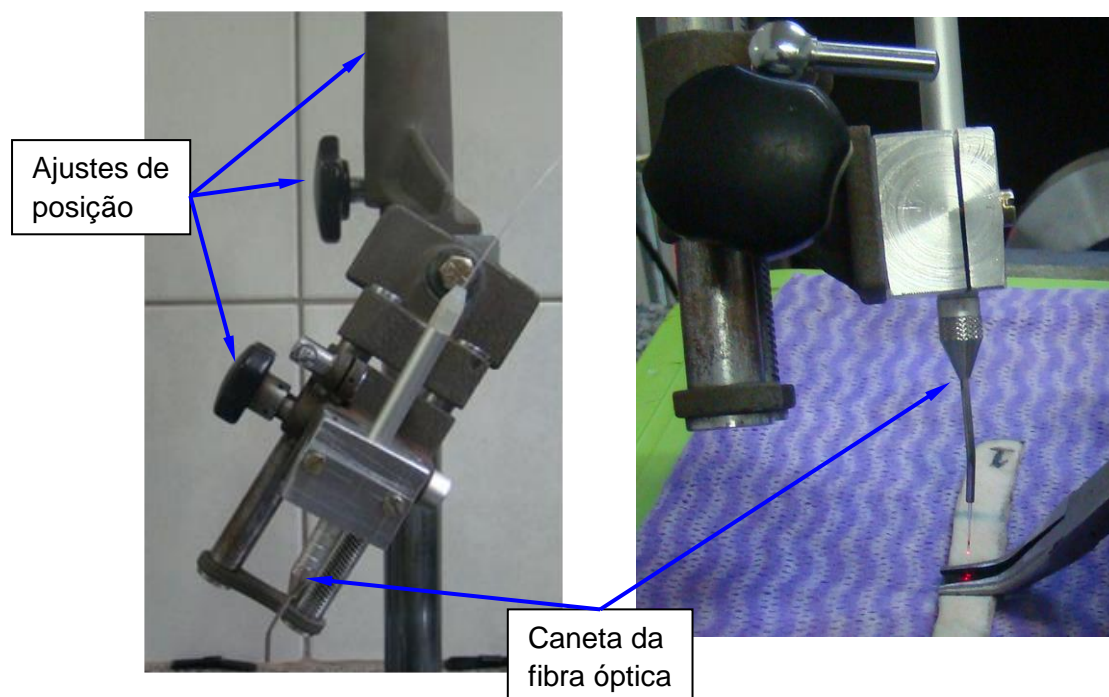


Figura 4.14 – Sistema de fixação da fibra óptica adaptado na mesa de coordenadas.

Depois de várias análises de tamanho das incisões e diferentes configurações de montagem e fixação das peles visando a aplicação de forma localizada e padronizada verificou-se que o melhor formato seria uma amostra que acomodasse as incisões completamente em toda a região da pinça. Neste caso, devido as dimensões das amostras e diversos movimentos e regulagens que deveriam ser feitos antecipadamente ao processo de soldagem foi necessário adaptar uma lupa com feixe de luz que permitisse visualizar as regiões da pele sob pressão e analisar os efeitos de todo o processo de soldagem durante a aplicação do laser. A lupa com iluminação acoplada, mostrada na Fig. 4.15, também permitiu um melhor ajuste do alinhamento do feixe de luz sobre a incisão das amostras de pele.

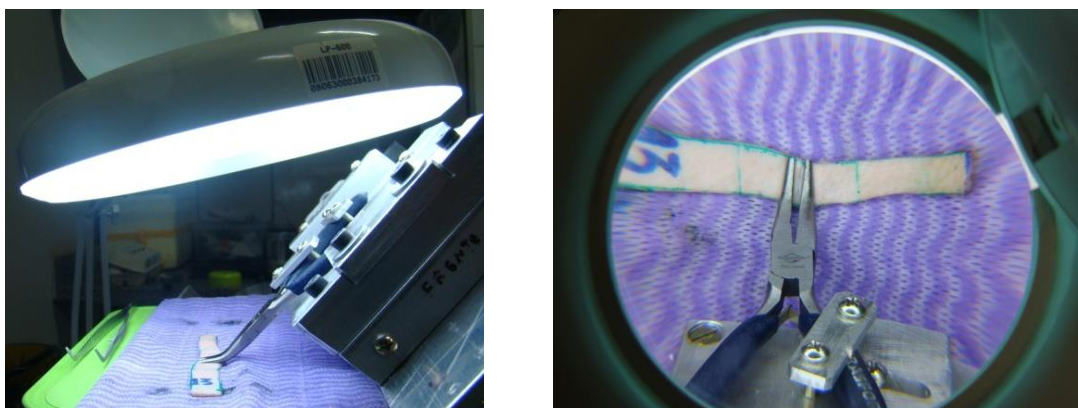


Figura 4.15 – Lupa com iluminação acoplada utilizada no aparato experimental.

4.6. Ensaios de Tração nas Amostras de Pele

Conforme descrito anteriormente, neste estudo avaliou-se a influência de alguns parâmetros relacionados ao processo de soldagem da pele e o entendimento do próprio processo de soldagem, relacionado ao estudo *in vitro* e todas as suas limitações, uma vez que, não são considerados diversos elementos de um sistema *in vivo*. Estas análises foram feitas, principalmente, através da análise da resistência à tração e deformação máxima para as diferentes condições de solda das uniões.

Para isso, um ensaio de tração em amostras de pele de suínos foi feita em uma máquina de ensaio de pequeno porte do fabricante O. Filizola modelo BME. A capacidade da célula de carga utilizada nos testes foi de 100 N. As amostras soldadas foram ensaiadas com uma velocidade de 2 mm/min, enquanto que aquelas suturadas foram ensaiadas com uma velocidade de 10 mm/min. As curvas de força versus deslocamento foram adquiridas e

os dados levados em planilha Excel[®] para serem tratados e analisados. A Figura 4.16 mostra a máquina de ensaio utilizada nos testes.

Após a união das amostras pelos processos de soldagem e sutura, as amostras foram posicionadas na máquina de ensaio de forma que a aplicação da força fosse perpendicular à incisão simulando um efeito de tracionamento da pele.

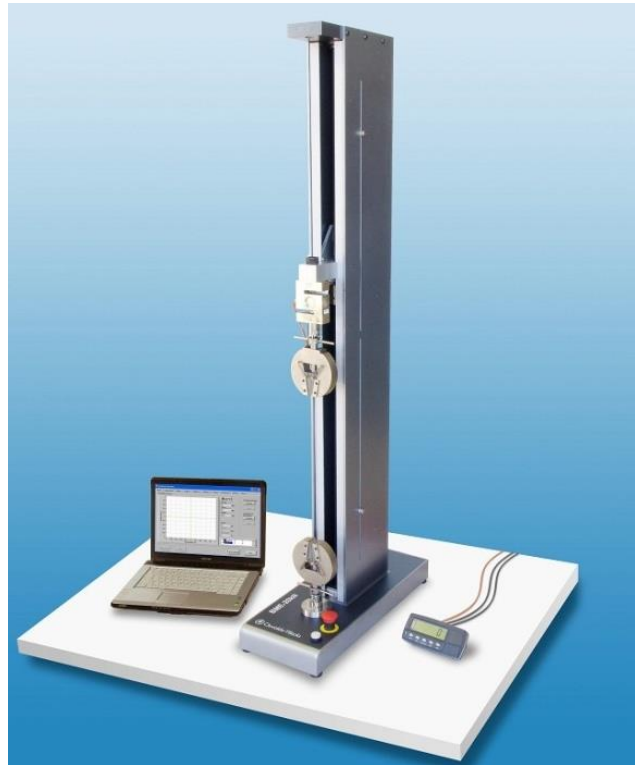


Figura 4.16 – Máquina de ensaio do fabricante O. Filizola modelo BME.

As garras utilizadas nos testes são de aperto manual através de parafusos, conforme mostrado na Fig. 4.17. Durante os testes iniciais, verificou-se um escorregamento das amostras de pele nas garras da máquina de ensaio. Acredita-se que esse efeito ocorreu devido, principalmente, à presença de gordura das peles em contato com as garras. A solução encontrada para sanar este problema foi a fixação de lixas envolvendo a região da amostra em contato com as garras. A Figura 4.18 ilustra esquematicamente o procedimento descrito.



Figura 4.17 – Garras de fixação da máquina de ensaio BME utilizadas nos ensaios.

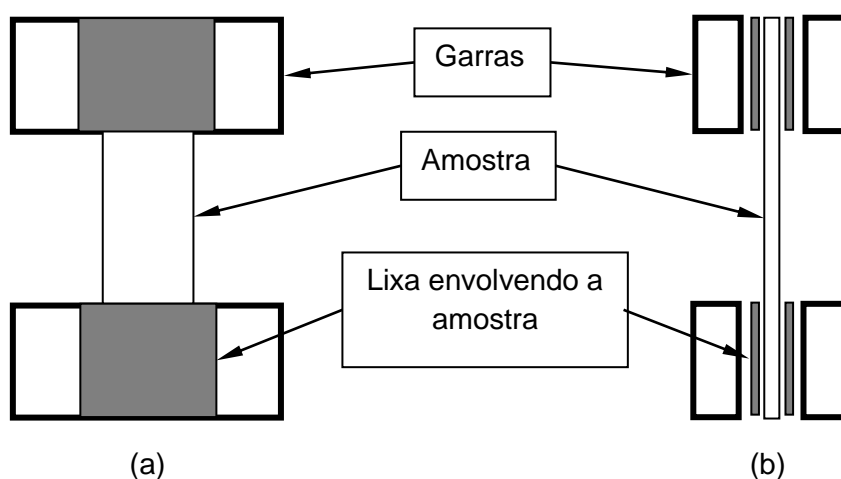


Figura 4.18 – Esquema de fixação da pele nas garras da máquina de ensaio utilizando lixas.

4.7. Procedimento de Soldagem das Amostras de Pele

A Figura 4.19 descreve as várias etapas de preparação das amostras de pele para a realização da soldagem das amostras de pele.

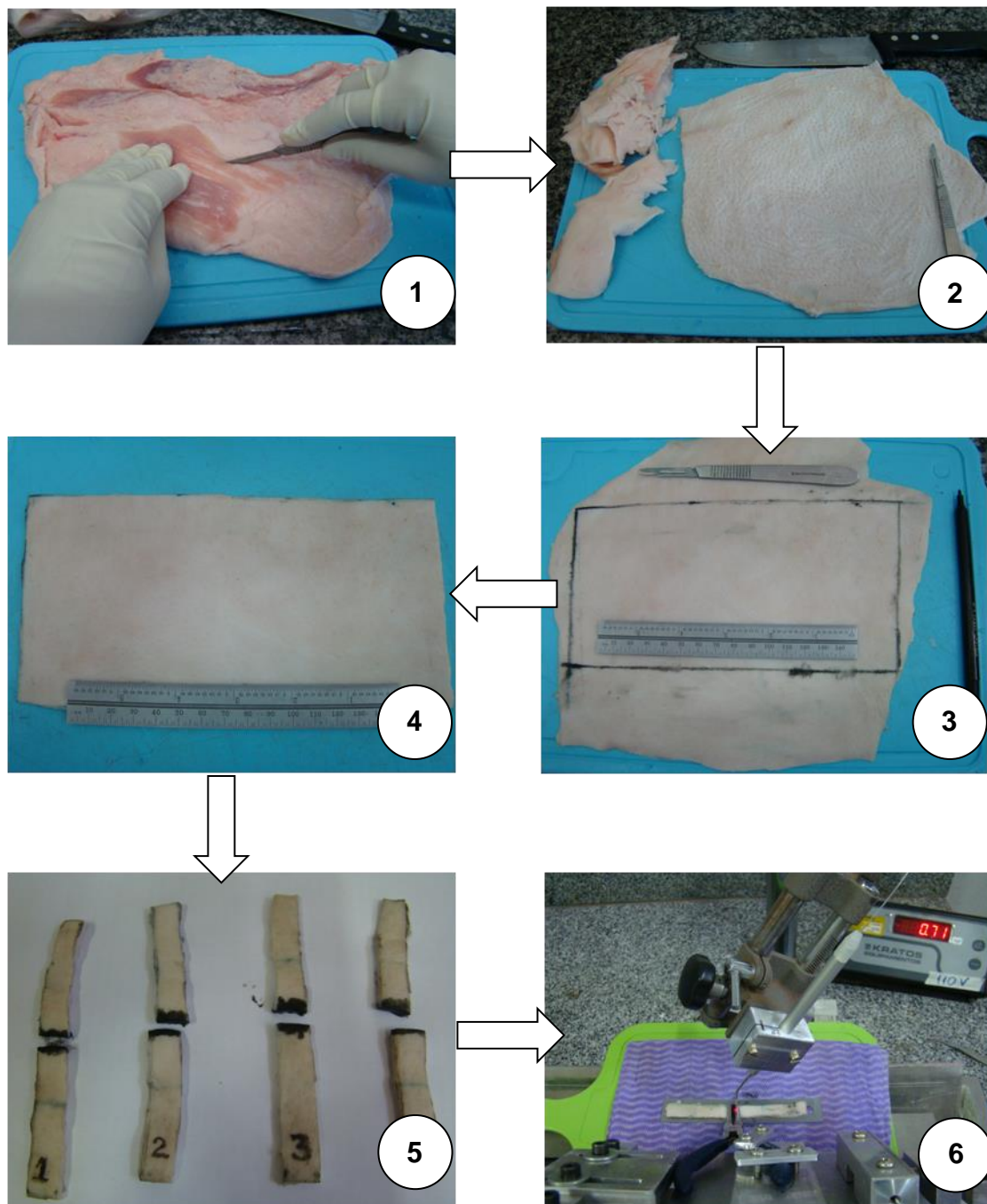


Figura 4.19 – Fluxograma do processo de preparação das amostras até o processo de soldagem a laser.

De acordo com a Fig. 4.19, na etapa 01 é feita uma limpeza superficial das amostras de pele retirando o excesso de gordura; na etapa 02 com o auxílio de um bisturi a pele é deixada o mais uniforme possível, restando apenas a epiderme e a derme e uma fina camada de gordura; na etapa 03 é feita uma marcação para os cortes das amostras usando um pincel para desenho; na etapa 04, com o auxílio de uma régua, as amostras são

cortadas em tiras de aproximadamente 100 mm de comprimento por 12 mm de largura; na etapa 05 é feita uma incisão de espessura completa na mesma dimensão da largura das amostras. Nesse ponto as amostras estão preparadas para serem submetidas ao processo de soldagem, exceto aquelas na qual deve ser adicionado o material de adição. Na etapa 06 as amostras já preparadas são posicionadas no aparato experimental para o procedimento de soldagem. Todo o processo descrito foi realizado à temperatura ambiente.

A Figura 4.20 mostra o procedimento de posicionamento da pele nas garras da máquina de ensaio através de uma marca ou linha de referência na pele utilizando uma caneta especial.

As incisões na pele foram realizadas em toda extensão da largura utilizando bisturis como mostrado na Fig. 4.21.

A pressão na região da incisão da pele foi aplicada através da pinça auxiliar que posicionava as bordas do tecido entre a pinça utilizada para aplicação da pressão propriamente dita. Quando o tecido era posicionado entre as garras da pinça, acionava-se o parafuso no sentido de aplicar uma força na base da pinça de pressão e consequentemente a pressão nas bordas da incisão.



Figura 4.20 – Amostra de pele fixada na máquina de ensaio antes do início dos testes.

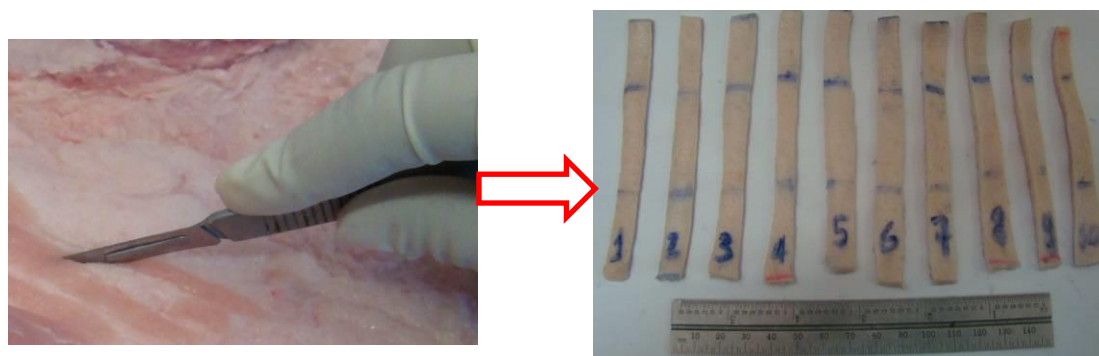


Figura 4.21 – Processo de corte das amostras utilizando bisturi.

Após diversos procedimentos de soldagem a laser utilizando as amostras de pele verificou-se que o melhor resultado ocorreu quando estas foram envolvidas ou apoiadas com papel toalha úmido, como mostrado na Fig. 4.22. Este procedimento minimizou o efeito de desidratação da pele durante o tempo de aplicação do laser sobre as incisões.

Após proceder com toda a metodologia descrita, os passos seguintes foram a aplicação do laser e em seguida as amostras soldadas foram submetidas ao ensaio de tração.

Para a aplicação da pressão durante o procedimento de soldagem foi utilizada a lupa com iluminação para melhor visualização de todo o processo. As bordas da incisão foram unidas com uma pressão de aproximadamente 773 kPa, conforme procedimento descrito anteriormente.

Para a aplicação do laser deve-se inicialmente configurar o sistema de forma a obter a saída desejada, que para o presente trabalho é o ajuste da potência e do modo de operação, que neste caso é o modo contínuo. No entanto, como exigência do equipamento, deve-se calibrar a fibra óptica todas as vezes que o sistema a laser é ligado. Essa calibração garante que a fibra esteja em boas condições de uso sem perdas internas do feixe de luz, conforme descrito anteriormente. Caso a fibra não seja aprovada deve-se limpar a ponta da fibra ou até mesmo clivar.

A não aprovação da fibra se dá por diversos casos como, por exemplo, sujeira na ponta da fibra, superfície irregular da ponta da fibra ou até mesmo a quebra da fibra em algum ponto. A Figura 4.23 mostra o procedimento de calibração utilizando sistema de referência inclusa no próprio equipamento.

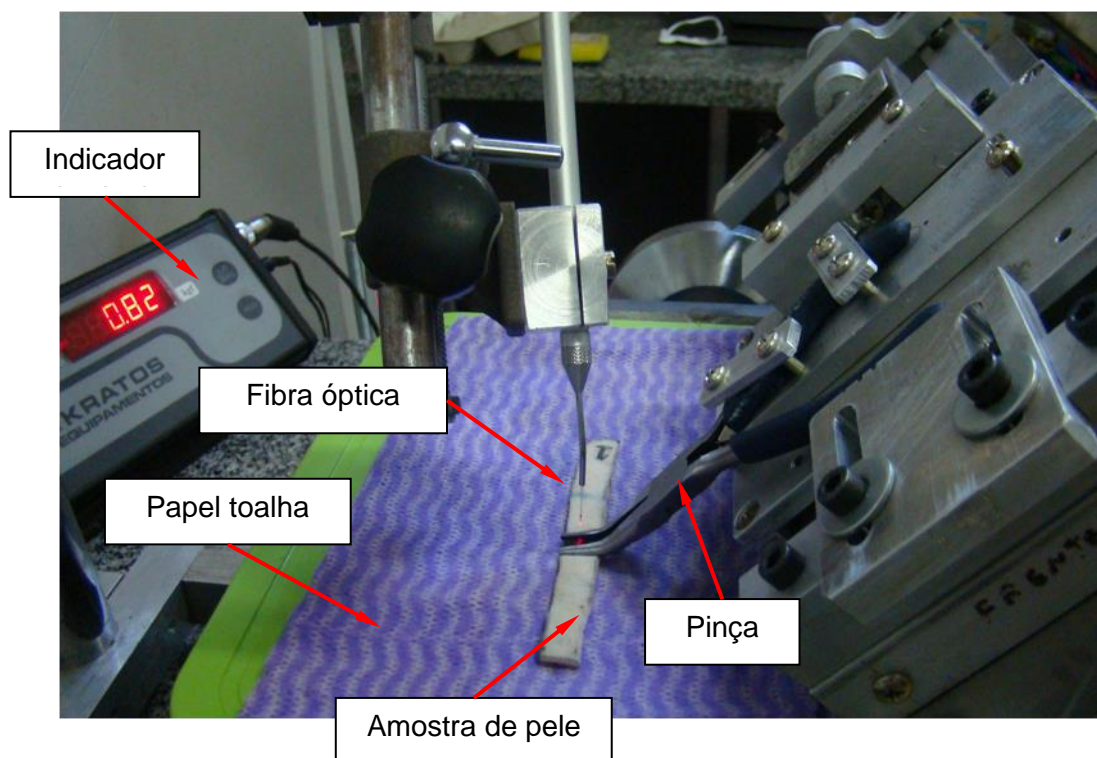


Figura 4.22 – Amostra de tecido posicionada sobre papel toalha durante a fase de aplicação do laser.

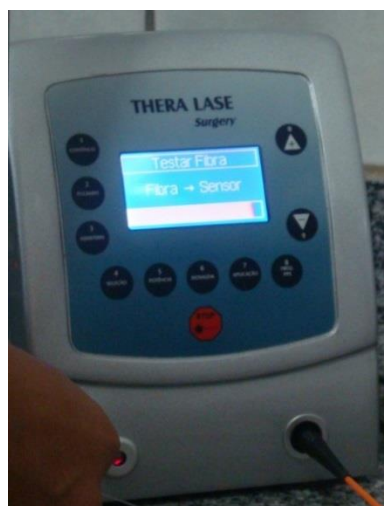


Figura 4.23 – Procedimento de calibração da ponta da fibra óptica.

Para a avaliação do potencial de soldagem da pele os parâmetros de análise foram a potência de saída do laser, o material de adição e a inclusão ou não de pressão nas bordas da incisão. A Tabela 4.1 sintetiza os parâmetros utilizados no presente trabalho para a operação de soldagem a laser da pele.

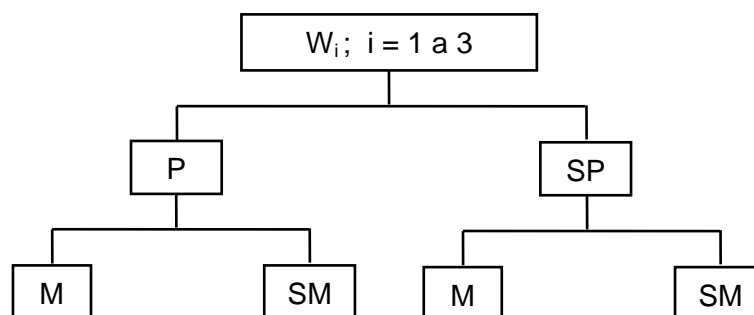
Tabela 4.1 – Parâmetros utilizados durante o processo de soldagem da pele.

Potência de saída [W]	Material de adição	Pressão [kPa]
$W_1 = 0,5$	M = Albumina + “índia ink”	$P \cong 693$
$W_2 = 1,0$	SM = Sem material de adição	SP = Sem pressão
$W_3 = 1,5$	-----	-----

O modo de aplicação do laser foi mantido constante durante todo o experimento. Outro parâmetro que permaneceu constante foi a distância entre a ponta da fibra óptica e a pele, sendo de aproximadamente 4 mm.

O corante utilizado nesse trabalho está associado à elevada absorção do comprimento de onda do laser utilizado, ou seja, 808 nm. Isso significa que esse comprimento de onda será fortemente absorvido pelo corante, o que por sua vez irá atuar no sentido de elevar a temperatura na região da solda. O coeficiente de absorção do *índia ink* na faixa de atuação do laser é de aproximadamente 3500 cm^{-1} . Para efeito de comparação a Fig. 3.4 ilustra o coeficiente de absorção de alguns componentes presentes na pele.

Nos testes experimentais foram analisadas 12 configurações diferentes para soldagem, o que equivale ao cruzamento dos parâmetros definidos na Tab. 4.1. Para cada configuração foram realizadas 3 repetições dos testes totalizando 36 diferentes análises. O fluxograma da Fig. 4.24 mostra o esquema de combinações entre os parâmetros da Tab. 4.1 que foram utilizados nos estudos *in vitro*.

Figura 4.24 – Fluxograma das diferentes combinações utilizadas no estudo *in vitro*.

A nomenclatura utilizada neste trabalho para o planejamento experimental conforme o fluxograma da Fig. 4.24 é dado por:

- W: Potência
- P: Pressão
- SP: Sem pressão

- M: Material de adição
- SM: Sem material de adição

4.8. Procedimento de União das Amostras da Pele por Sutura Convencional

No estudo proposto o objetivo primordial era avaliar a resistência de uniões soldadas de pele de suínos através de ensaios de tração. Apesar das aproximações deste estudo *in vitro*, dados comparativos tipo controle devem ser fornecidos pela análise de resistência de uma amostra de pele cicatrizada por processo convencional de sutura. No entanto, neste estudo esta amostra não é possível de obter em função de seu caráter *in vitro*. No entanto, é possível avaliar a resistência de uma união com sutura, sem considerar a cicatrização, para verificar a resistência da união e comparar estes níveis com aqueles obtidos dos diferentes processos de soldagem.

Para esta análise, foram obtidas amostras de pele com suturas convencionais por fios. A incisão foi reduzida com sutura com ponto simples com fio de Nylon monofilamentoso nº5. Foram realizados dois pontos espaçados de aproximadamente 6 mm. A Figura 4.25 apresenta uma amostra suturada preparada para o teste de tração.



Figura 4.25 – Amostra suturada pronta para ser submetida ao teste de tração.

Foram feitos 03 testes de tração em amostras de pele suturadas e considerou-se o ponto de falha o início do rasgamento do fio com a pele.

4.9. Avaliação do Gradiente de Temperatura na Superfície da Pele

Ensaio *in vitro* e *in vivo* são difíceis de serem analisados devido ao grande número de variáveis, não-linearidades do sistema, tempo de análise e custo das bancadas e sensores. Visando aproveitar a possibilidade de aquisição dos sinais de temperatura na pele estudada, é apresentado do capítulo V, modelos matemáticos para avaliar analiticamente o fenômeno do aquecimento mediante uma fonte de calor a laser. O primeiro modelo

necessita de informações relativas a temperatura medida na superfície da pele, uma vez que o modelo matemático estima os efeitos térmicos e a consequente distribuição de tensão na pele quando esta é submetida a uma fonte térmica oriunda de um laser. No modelo proposto só é possível obter a resposta se uma distribuição de temperatura de referência for conhecida ao longo da espessura. Além disso, o conhecimento desta variação de temperatura também mostra o comportamento da profundidade do efeito de soldagem ao longo da espessura considerando que uma união adequada dos tecidos é da ordem de 55 – 60°C (PATON et al., 2003). Neste trabalho, é proposto um aparato experimental para avaliar este gradiente de temperatura *in vitro*, projetado de tal 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. Para auxiliar no posicionamento do feixe do laser, o TheraLase® possui um sistema de mira, na qual emite luz laser na faixa do comprimento de onda visível ($\lambda=660$ nm).

A Figura 4.26 mostra o esquema do aparato experimental utilizado para avaliar o gradiente de temperatura em diferentes posições ao longo da espessura da pele à medida que o laser era aplicado na superfície da pele. A Figura 4.27 mostra o aparato montado e pronto para a realização do experimento.

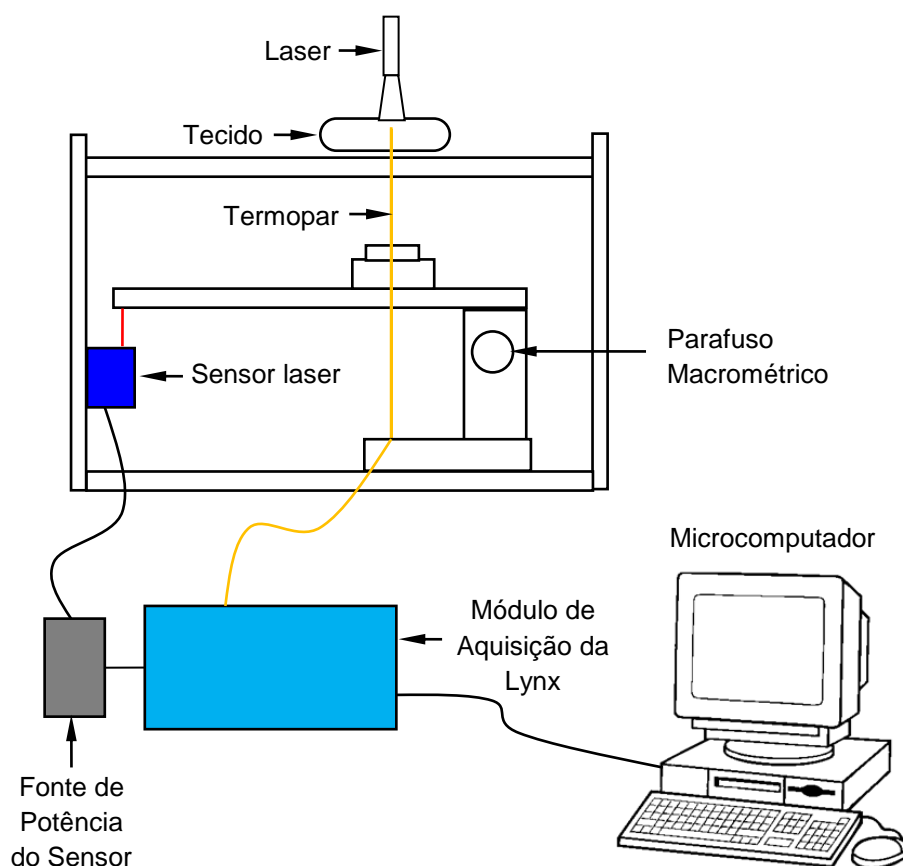


Figura 4.26 – Desenho esquemático da montagem do aparato experimental utilizado para avaliar o gradiente de temperatura.

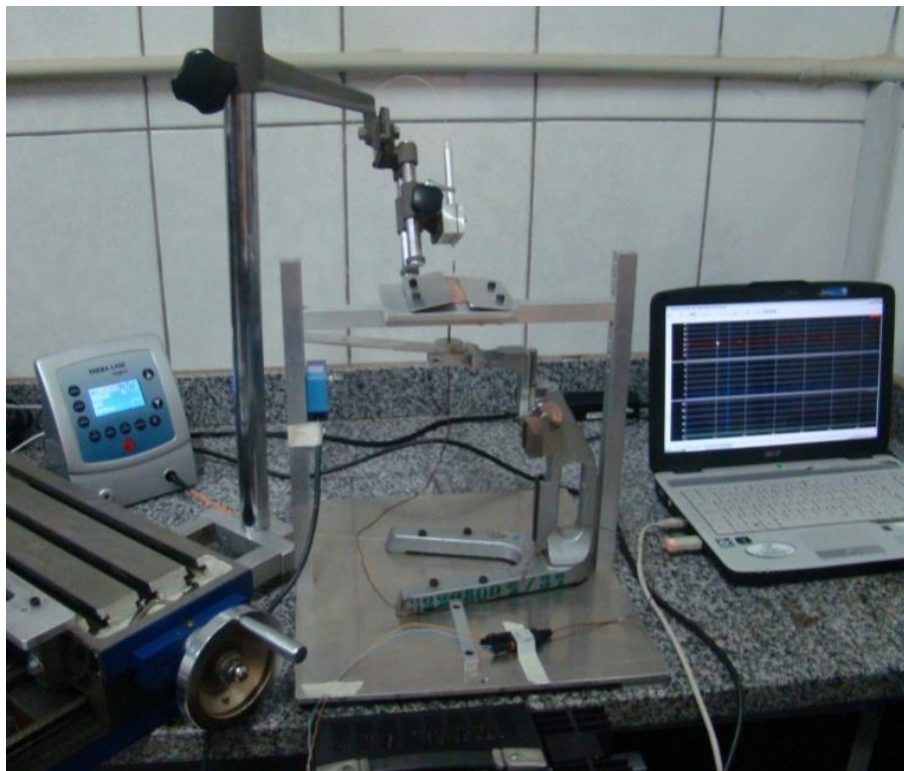
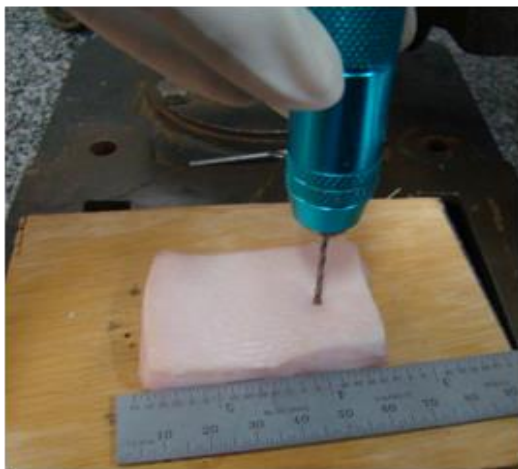


Figura 4.27 – Montagem do aparato experimental utilizado para avaliar o gradiente de temperatura.

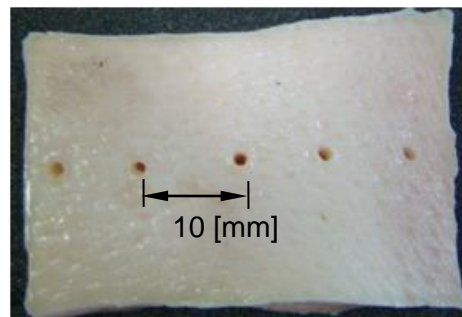
De acordo com as Figs. 4.26 e 4.27, à medida que se girava o parafuso macrométrico (parafuso de aplicação de deslocamento), a estrutura de sustentação do termopar movimentava-se verticalmente e possibilitava que o termopar movimentasse internamente ao longo da espessura da pele. Para realizar e facilitar esse procedimento, as amostras de pele em formato retangular e espessura aproximada de 10 mm recebiam furos passantes espaçados de 10 mm, como mostrado na Fig. 4.28. 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, os diversos pré-testes realizados mostraram bons resultados quando comparadas as diversas amostras testadas.

Portanto, 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 .



(a)



(b)

Figura 4.28 – Preparação da amostra para avaliação da temperatura. (a) furação na pele para passagem do termopar (b) amostra pronta para ser testada.

No início de cada aquisição 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 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. A Figura 4.29 mostra o posicionamento do termopar no início da aquisição dos dados, ou seja, na porção inferior da amostra enquanto a fonte de laser era posicionada próximo ao furo na parte superior.

Para a realização dos testes cada amostra de pele era cortada e recebia um total de 6 furos. Foram utilizadas 03 amostras para cada nível de potência analisado, ou seja, 0,5, 1,0 e 1,5 Watts. Portanto, foram adquiridas 18 curvas, sendo que cada curva era avaliada em 06 intervalos discretizados em 15 segundos conforme descrito anteriormente. Os testes foram conduzidos com auxílio do sistema a laser utilizado para a soldagem das incisões, de um

sensor de deslocamento a laser sem contato (SICK OD30-04N152), de um termopar (tipo K) e sistema de aquisição de sinais da Lynx acoplado a um microcomputador.

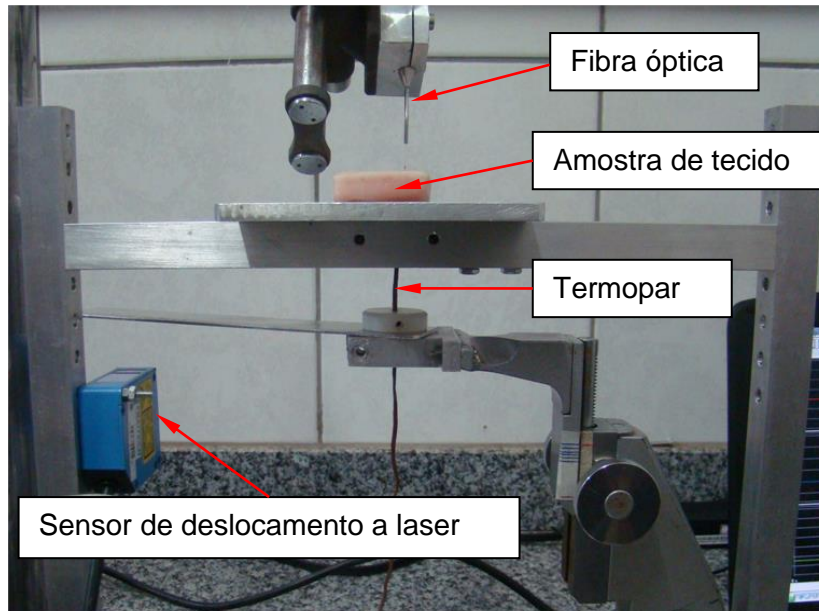


Figura 4.29 – Posicionamento do termopar na parte inferior da pele no início da aquisição dos sinais.

O sensor de deslocamento era alimentado por uma fonte de potência de 12 V do tipo EMG-18131, como mostrado na Fig. 4.30. Este sensor era posicionado de forma a fazer a leitura do deslocamento do termopar. A Figura 4.31 mostra a montagem dos canais de deslocamento e de temperatura nos canais de aquisição do módulo da Lynx.



Figura 4.30 – Sensor a laser SICK utilizado para medir os deslocamentos da barra solidária ao termopar.

Fonte de Potência
EMG-18131

Módulo de Aquisição
de sinais da Lynx

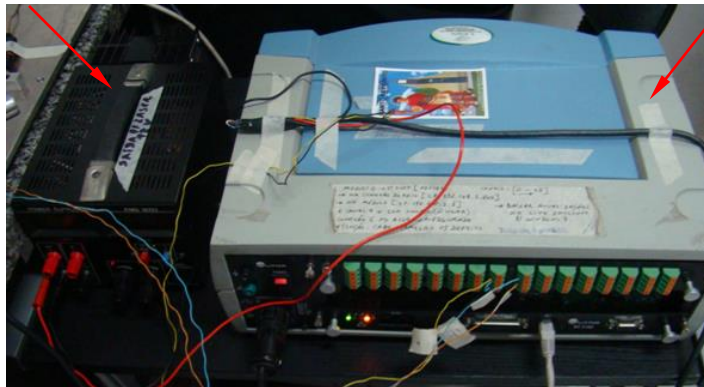
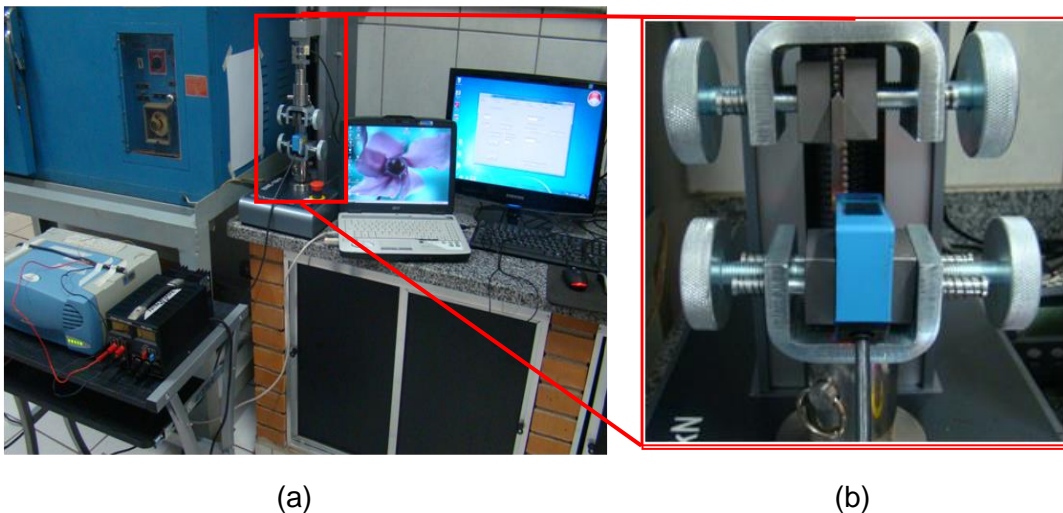


Figura 4.31 – Montagem dos sinais no módulo de aquisição de sinais da Lynx.

Para transformar os sinais de corrente do sensor de deslocamento da SICK, para níveis de deslocamento padronizados foi feito um processo de calibração. Para isso o sensor foi posicionado na máquina de ensaio da marca Filizola visando obter deslocamentos conhecidos, como mostra a Fig. 4.32. A calibração foi realizada diretamente no sistema de aquisição da Lynx de tal forma que os valores de tensão eram transformados diretamente em deslocamentos absolutos.



(a)

(b)

Figura 4.32 – Aparato experimental para obtenção da curva de calibração do sensor SICK.
(a) vista geral do aparato (b) posicionamento do sensor na máquina de ensaio.

4.9.1. Metodologia para aquisição da temperatura

A obtenção do gradiente de temperatura ao longo da espessura da pele foi feita de forma sincronizada com os sinais adquiridos do sensor de deslocamento versus tempo de

aquisição. Neste caso, durante intervalos de tempo de 15s os sinais de temperatura eram adquiridos totalizando 06 modificações de posição ao longo da espessura da pele. A Figura 4.33 ilustra este procedimento onde são observados os vários degraus relativos a posição do termopar dentro da pele. O sinal de temperatura utilizado para cada intervalo era obtido através de uma média das temperaturas no intervalo considerado.

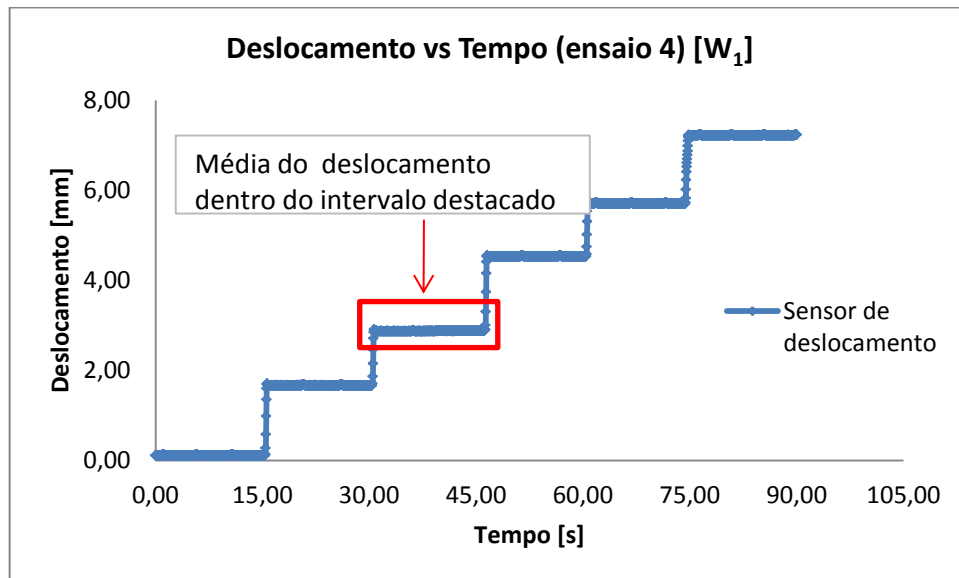


Figura 4.33 – Exemplo de uma curva de deslocamento *versus* tempo do termopar no interior da pele adquirida pelo sistema de aquisição da Lynx.

A Figura 4.34 mostra uma curva típica do sinal do termopar *versus* tempo adquirido de forma sincronizada com o deslocamento através do sistema de aquisição. Os valores de temperatura média foram calculados considerando o mesmo intervalo de tempo de 15s.

As médias dos sinais dos deslocamentos e temperaturas fornecem o gradiente térmico em regiões específicas ao longo da espessura da pele. A Figura 4.35 mostra uma curva típica da temperatura *versus* o deslocamento.

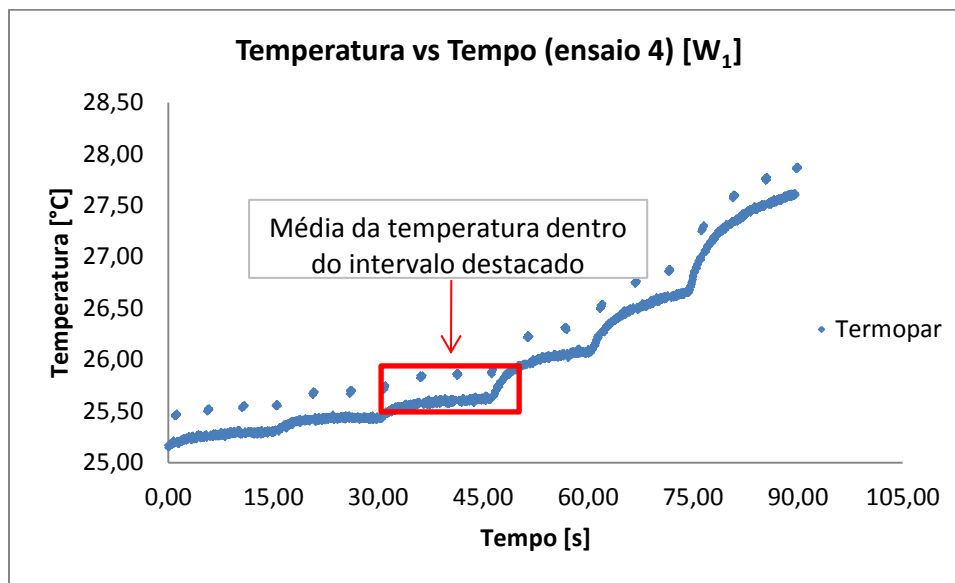


Figura 4.34 - Curva típica da temperatura versus tempo.

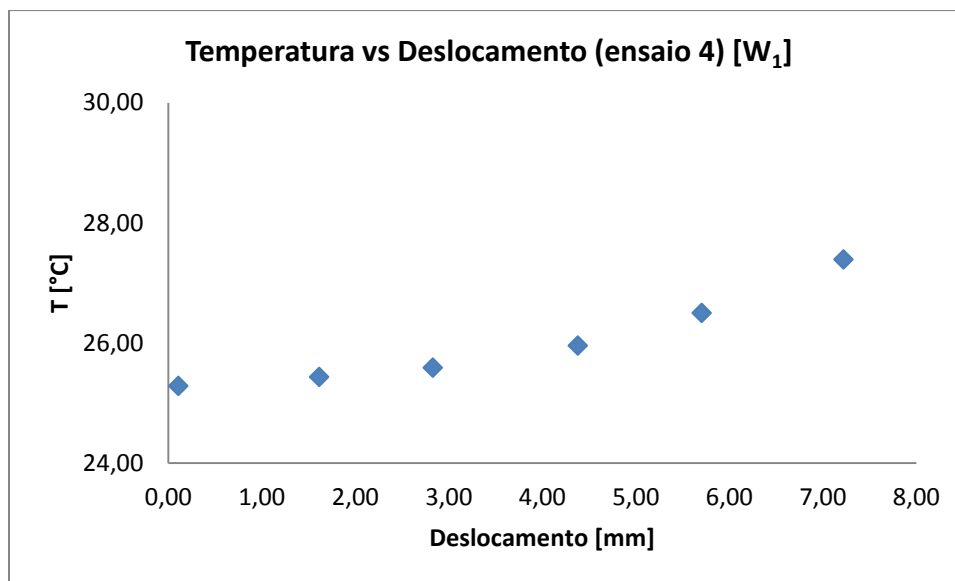


Figura 4.35 – Exemplo de uma curva típica de Temperatura *versus* Deslocamento para um dos ensaios realizados visando estimar o gradiente térmico na amostra.

CAPÍTULO V

MODELAGEM MATEMÁTICA

O efeito de união da pele humana diante de uma fonte térmica envolve conhecimentos em biotransferência de calor, biomecânica, anatomia e fisiologia de tecidos vivos. Considerando tecidos vivos, durante o processo de aquecimento, tensões térmicas são geradas pela desnaturação térmica do colágeno resultando em fortes contrações e que causam gradientes de deformação e tensão na pele. Neste capítulo, um modelo desenvolvido por Xu; Lu; Seffen (2007) é adaptado para a análise *in vitro* utilizando a fonte de laser proposto neste estudo.

Paralelamente, também é proposto um novo modelo matemático para avaliação do gradiente térmico em pele de suíno utilizando as variáveis de influência propostas no estudo *in vitro*. Este modelo foi desenvolvido utilizando técnicas de similitude em engenharia.

5.1. Modelo matemático adaptado de modelos *in vivo*

5.1.1. Estimativa do gradiente de temperatura

A pele humana possui função sensitiva, termo-regulação e de defesa sendo o maior órgão do corpo humano e é composta pela epiderme, derme e tecido subcutâneo (WHITTON; EVERALL, 1973). O conhecimento dos efeitos de transferência de calor e termomecânica em tecidos macios é de grande importância e pode contribuir em diversas aplicações médicas.

O processo de transferência de calor na pele humana é basicamente um processo de condução térmica acoplada a um complexo processo fisiológico que inclui circulação sanguínea, transpiração, geração de calor metabólico e às vezes, dissipação de calor via

fios de cabelo da superfície da pele. As propriedades térmicas da pele variam entre as diferentes camadas sendo não homogênea e anisotrópica devido à presença de vasos sanguíneos (XU; LU; SEFFEN, 2007).

Os processos fisiológicos e propriedades térmicas da pele dependem de uma série de fatores como a temperatura, pressão, idade entre outros. Para complicar o problema, 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. Por exemplo, em um ambiente termicamente neutro a pele recebe de 5 – 10% da saída cardíaca, a qual pode aumentar para 50 – 70% durante um processo de altas tensões térmicas ou ir para zero em um ambiente frio (YEN; BRAVERMAN, 1976). Para altas taxas de perfusão sanguínea a quantidade de sangue pode exceder em 30 vezes os níveis das capilaridades (JOYNER; DIETZ, 1997) e neste caso a transferência de calor na pele é dominada pela convecção (HALES et al., 1978).

O maior constituinte da pele é o colágeno. O processo de desnaturação do colágeno gera tensões térmicas durante o aquecimento da pele. Durante o processo de desnaturação do colágeno não somente a estrutura, mas também o nível de hidratação do colágeno sofre mudanças (XU; LU; SEFFEN, 2007).

O processo de transferência de calor na pele é basicamente um processo de condução de calor acoplado a processos fisiológicos, como por exemplo, a perfusão sanguínea (ABRAMSON, 1967; LEMON, et al., 1987). O primeiro modelo de biotransferência de calor proposto é relacionado com a equação de Pennes. Desde então, diversos modelos de biotransferência de calor em diferentes tipos de tecidos foram propostos considerando o corpo humano com um material contínuo, homogêneo com uma rede vascular (LUBASHEVSKY; GAFIYCHUK, 2004). A equação de Pennes é dada por:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} + \omega_b \rho_b c_b (T_b - T) + q_m + q_e \quad (5.1)$$

onde ρ é a densidade da pele, ρ_b a densidade do sangue, k condutividade térmica da pele, c o calor específico; c_b o calor específico do sangue, ω_b a taxa de perfusão sanguínea, T_b a temperatura do sangue; T a temperatura da pele, q_m a geração de calor metabólico; q_e calor gerado externamente (W/m^3)

Um modelo bastante usado para obtenção da solução do problema dado pela Eq.(5.1) é o modelo proposto por Xu; Lu; Seffen (2007) apresentado na Fig. (5.1).

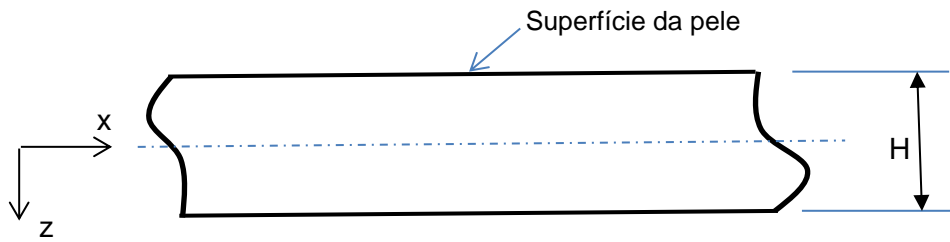


Figura 5.1 – Modelo unidimensional da pele utilizado para avaliar o gradiente térmico e o gradiente de tensões em sistema *in vivo*. Modelo similar ao proposto por Xu; Lu; Seffen (2007).

Segundo Xu; Lu; Seffen (2007) a pele é pode ser aproximada por uma placa plana unidimensional possuindo uma espessura total, H , que por sua vez, engloba todas as camadas da pele.

Nesse caso, se a placa estiver sujeita a um aquecimento superficial $f_2(t)$ e a sua superfície inferior puder ser considerada sujeita uma temperatura constante do corpo, T_c , as condições de contorno podem ser escritas como

$$-k \left. \frac{\partial T}{\partial z} \right|_{z=H} = f_2(t) \quad (5.2)$$

e

$$T(z = -H/2) = T_c \quad (5.3)$$

Considera-se ainda que a pele esteja a uma temperatura inicial (antes de exposto a um fluxo de calor)

$$T(z,0) = T_0(z) \quad (5.4)$$

Assim, Xu; Lu; Seffen (2007) observa que $T_0(z)$ é a temperatura base inicial que por sua vez pode ser calculada resolvendo-se o problema em regime permanente dado por:

$$k \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} + \varpi_b \rho_b c_b (T_b - T) = 0 \quad -\frac{H}{2} < z < \frac{H}{2} \quad t > 0 \quad (5.5)$$

e sujeito às condições de contorno

$$k \frac{\partial T_0}{\partial z} = h(T - T_\infty) = \quad \quad \quad z = H/2 \quad (5.6)$$

$$T_0(z) = T_c \quad \quad \quad z = -H/2 \quad (5.7)$$

onde h é o coeficiente de troca de calor entre o meio e a pele.

Xu; Lu; Seffen (2007) propõe então a solução do problema através de uma mudança de variável dada por

$$w(z, t) = [T(z, t) - T_o(z)] e^{\left(-\frac{\overline{wb}\rho_b c_b}{\rho c}\right)t} \quad (5.8)$$

Logo, substituindo a Eq. (5.8) nas Eqs. (5.1-5.4) obtém-se

$$\frac{\partial w}{\partial t} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} + \frac{(q_{ext}(z,t) + q_{met}(z,t)) e^{\left(-\frac{\overline{wb}\rho_b c_b}{\rho c}\right)t}}{\rho c} \quad (5.9)$$

Usando funções de Green (Ozisik, 1993), considerando as condições de contorno (5.6 e 5.7) e a transformação (5.8) obtém-se a solução do problema (5.1) como sendo (F. Xu, T.J. Lu, K.A. Seffen, 2008)

$$T(z, t) = T_o(z) + \frac{2\alpha}{kH} \left[f_2 + k \left. \frac{dT_0}{dz} \right|_{z=0} \right] \times \sum_{m=1}^{\infty} \frac{\cos[\beta_m(z + H/2)]}{\alpha \beta_m^2 + \frac{\rho_b c_b \overline{wb}}{\rho c}} (1 - e^{-\alpha \beta_m^2 t - (\overline{wb}\rho_b c_b / \rho c)t}) \quad (5.10)$$

onde $\beta_m = (2m - 1)\pi/2H$, $m = 1, 2, 3, \dots$

e a temperatura inicial dada por Xu et al., (2007) como sendo

$$T_o(z) = T_a + \frac{Q_m}{\rho_b c_b \overline{wb}} +$$

$$\begin{aligned}
& \frac{\left(T_c - T_a - \frac{Q_m}{\rho_b c_b \bar{w}_b}\right) \times \left[\sqrt{A} \cosh(\sqrt{A}x) + \frac{h_0}{k} \sinh(\sqrt{A}x)\right]}{\sqrt{A} \cosh(\sqrt{A}L) + \frac{h_0}{k} \sinh(\sqrt{A}L)} + \\
& \frac{\frac{h_0}{k} \left(T_\infty - T_a - \frac{Q_m}{\rho_b c_b \bar{w}_b}\right) \times \sinh[\sqrt{A}(l-x)]}{\sqrt{A} \cosh(\sqrt{A}L) + \frac{h_0}{k} \sinh(\sqrt{A}L)}
\end{aligned} \tag{5.11}$$

onde $(A = \rho_b c_b \bar{w}_b / k)$

Por se tratar de um modelo *in vitro* todos os parâmetros ligados a circulação sanguínea, perfusão e outros foram desprezados. Outros parâmetros desprezados foram o efeito de desnaturação do tecido, geração de calor metabólico e dissipação térmica devido a fios de cabelo.

5.1.2. Estimativa do campo de tensão

De acordo com Xu; Lu; Seffen (2007) as tensões originadas no tecido da pele sob fluxo de calor constante em um modelo unidimensional considerando as mesmas condições de contorno utilizadas para estimar o gradiente de temperatura é dado por,

$$\begin{aligned}
& \sigma(z, t) \\
& = \bar{E} \bar{\lambda} \frac{2\alpha}{kH} f_2(t) \sum_{m=1}^{\infty} \left\{ \frac{1}{\alpha \beta_m^2 + \frac{\rho_b c_b \bar{w}_b}{\rho c}} \left(1 - e^{\left(-\alpha \beta_m^2 t - \frac{\bar{w}_b \rho_b c_b}{\rho c}\right)t} \right) \right. \\
& \times \left. \left(\frac{12z \frac{H}{2} \beta_m \sin(\beta_m H) + \cos(\beta_m H) - 1}{H^3 \beta_m^2} + \frac{\sin(\beta_m H)}{\beta_m H} - \cos\left[\beta_m \left(z + \frac{H}{2}\right)\right] \right) \right\}
\end{aligned} \tag{5.12}$$

onde, $\bar{\lambda} = (1 + \nu)$; $\bar{E} = \frac{E}{1 - \nu^2}$

Na Equação (5.12) λ é o vetor dos coeficientes de expansão térmica, E é o módulo de elasticidade e ν é o coeficiente de Poisson.

Os modelos matemáticos para o gradiente térmico e gradiente de tensões, mostrados nas Eqs. (5.10) e (5.12), respectivamente, foram propostos por Xu; Lu; Seffen (2007) visando avaliar a pele humana em uma condição *in vivo*. Estes modelos foram adaptados para os estudos *in vitro* utilizando pele de suíno e um procedimento experimental específico para estimar a temperatura ao longo da espessura da pele ($T_o(z)$). Para isto,

foram considerados os parâmetros para as peles de suíno mostrados na Tab. 5.1. O modelo unidimensional considerou que todas as camadas da pele seriam aproximadas unicamente pelas propriedades da derme. Neste caso, a espessura total da pele foi assumida como sendo modelada exclusivamente pela derme.

Tabela 5.1 – Propriedades da pele de suínos utilizados para elaborar o modelo matemático implementado para os estudos *in vitro*. Fonte: Xu; Lu; Seffen (2007).

Propriedades da pele de suínos	
Parâmetro	Intensidade
H (m)	0,008
ρc (J/ K m ³)	2,846 10 ⁶
ω_b	0
ν	0,48
E (MPa)	0,6
λ (K ⁻¹)	0,000001
K (J/mK)	0,37
α [m ² /s]	1,3 10 ⁻⁷

No capítulo IV foi descrito o procedimento experimental utilizado para estimar a função de temperatura ao longo da espessura da pele ($T_o(z)$). O capítulo VI apresenta os resultados e a equação resultante da estimativa de ($T_o(z)$). Através da derivada desta função estimada no centro da pele ($z=0$) e substituindo os parâmetros indicados na Tab. 5.1 nas Eqs. (5.10) e (5.12), é possível adaptar estas equações para o estudo *in vitro*. Foi implementado um programa em ambiente Matlab para estimar os gradiente de temperatura e o gradiente de tensão em diferentes instantes de tempo e diferentes posições considerando que a pele do suíno estará submetida a 03 fontes de potência constantes devido à aplicação do laser ($f_2(t)$) 20160, 40320, 60480 W/m²). Estes 03 níveis de potência foram aqueles utilizados nos ensaios de soldagem. Os resultados são apresentados no capítulo VI.

5.2. Novo Modelo Matemático Proposto

Neste trabalho também foi proposto um novo modelo matemático para estimar o gradiente de temperatura na pele de suínos utilizando os estudos *in vitro* para validar e obter a equação preditiva final.

A metodologia desenvolvida para estimar a equação preditiva utilizou técnicas de similitude em engenharia com dados obtidos via análise experimental.

A análise é baseada no Teorema de Buckingham (MURPHY, 1950) que é utilizado para adimensionalizar o fenômeno visando reduzir a análise. Neste caso, estimam-se os π -termos ou parâmetros adimensionais relacionados com o fenômeno a ser estudado. Para o estudo *in vitro* realizado o objetivo foi estimar o gradiente de temperatura na pele, uma vez que, o gradiente térmico é o parâmetro mais importante nos efeitos de soldagem envolvendo uma fonte a laser. Neste caso, foram consideradas as seguintes variáveis de influência,

$$T = F[W, t, d, c, \rho, k, H] \quad (5.13)$$

A Equação (5.13) 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 (5.13) pode ser escrita considerando uma formulação da análise dimensional, ou seja,

$$T^{c_1} t^{c_2} \rho^{c_3} d^{c_4} W^{c_5} c^{c_6} k^{c_7} H^{c_8} C_\alpha = 1 \quad (5.14)$$

Neste caso, tem-se que,

Temperatura - T: ($^{\circ}\text{C}$);

Tempo - t: (s);

Densidade - ρ : $\left(\frac{\text{Kg}}{\text{m}^3}\right)$;

Posição - d: (m);

Espessura da pele - H: (m);

Potência - W: $\left(\frac{\text{Kg m}^2}{\text{s}^3}\right)$;

Calor específico - c: $\left(\frac{\text{m}^2}{^{\circ}\text{C s}^2}\right)$;

Condutividade térmica - k: $\left(\frac{\text{kg m}}{^{\circ}\text{C s}^3}\right)$.

A Equação (5.14) pode ser escrita considerando as quantidades primárias para as variáveis do problema definidas anteriormente, ou seja,

$$(T)^{c_1} (t)^{c_2} (ML^{-3})^{c_3} L^{c_4} (ML^2 t^{-3})^{c_5} (L^2 T^{-1} t^{-2})^{c_6} (ML t^{-3} T^{-1})^{c_7} L^{c_8} = 0 \quad (5.15)$$

Portanto, de acordo com a Eqs.(5.14) e (5.15) 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. Para obter uma das possíveis soluções para estes 04 números adimensionais considere o rearranjo da Eq. (5.15) em forma matricial, ou seja,

$$\begin{aligned} T &\rightarrow c_1 + 0 + 0 + 0 + 0 - c_6 - c_7 + 0 = 0 \\ t &\rightarrow 0 + c_2 + 0 + 0 - 3c_5 - 2c_6 - 3c_7 + 0 = 0 \\ L &\rightarrow 0 + 0 - 3c_3 + c_4 + 2c_5 + 2c_6 + c_7 + c_8 = 0 \\ M &\rightarrow 0 + 0 + c_3 + 0 + c_5 + 0 + c_7 + 0 = 0 \end{aligned} \quad (5.16)$$

Para obter uma seleção válida é preciso que o determinante desta seleção escolhida aleatoriamente seja diferente de zero. Escolhendo c_1, c_3, c_4 e c_5 em função de c_2, c_6, c_7 e c_8 , tem-se que o determinante é dado por,

$$\det \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -3 \\ 0 & -3 & 1 & 2 \\ 0 & 1 & 0 & 1 \end{vmatrix} = 3 \neq 0 \quad \text{seleção válida}$$

Para definir os 04 π -termos, é necessário adotar parâmetros para as outras constantes, ou seja,

- π_1 :

$$\begin{cases} c_2 = 1 & c_1 = 1 \\ c_6 = 2 & c_3 = 1 \\ c_7 = -1 & c_4 = 0 \\ c_8 = 0 & c_5 = 0 \end{cases} \Rightarrow \frac{T\rho c^2 t}{k} = \pi_1$$

- π_2 :

$$\begin{cases} c_2 = 3 & c_1 = 0 \\ c_6 = 0 & c_3 = -1 \\ c_7 = 0 & c_4 = 0 \\ c_8 = -5 & c_5 = 1 \end{cases} \Rightarrow \frac{W t^3}{\rho H^5} = \pi_2$$

- π_3 :

$$\begin{cases} c_2 = 0 & c_1 = 0 \\ c_6 = 0 & c_3 = 0 \\ c_7 = 0 & c_4 = 1 \\ c_8 = -1 & c_5 = 0 \end{cases} \Rightarrow \frac{d}{H} = \pi_3$$

- π_4 :

$$\begin{cases} c_2 = 1 & c_1 = 0 \\ c_6 = -1 & c_3 = -1 \\ c_7 = 1 & c_4 = 0 \\ c_8 = -2 & c_5 = 0 \end{cases} \Rightarrow \frac{tk}{\rho c H^2} = \pi_4$$

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 foi considerado que a temperatura ambiente era constante e, por isso, não foi considerada no modelo. O objetivo era reduzir o tamanho das equações e variáveis e simplificar a quantidade de testes a serem realizados.

As equações componentes foram consideradas como uma função produto para 04 π -termos, ou seja,

$$\pi_1 = F(\pi_2, \pi_3, \pi_4) = \frac{F(\pi_2, \bar{\pi}_3, \bar{\pi}_4) \cdot F(\bar{\pi}_2, \pi_3, \bar{\pi}_4) \cdot F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3, \pi_4)}{F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3, \bar{\pi}_4)^2} \quad (5.17)$$

Na Equação (5.17) 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 um outro conjunto de dados. Neste caso, o teste é feito aos pares utilizando novos valores constantes para os 04 -termos da seguinte forma,

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

Para os cálculos das equações componentes e seus π -termos algumas variáveis foram consideradas constantes. A Tabela 5.2 mostra os valores referentes à propriedades da pele de suínos.

Tabela 5.2 – Valores constantes de algumas variáveis do problema analisado. Adaptado de PEARCE ; VALVANO, (2009)

Variáveis constantes	Valores
ρ [kg/m ³]	800
k [kgm/°Cs ³]	0,16
c [m ² /°Cs ²]	3767

Onde ρ representa a massa específica, k a condutividade térmica e c o calor específico. As amostras foram cortadas de maneira que a espessura fosse constante e

aproximadamente 0,01 [m]. Uma aproximação adotada no trabalho é de que essa espessura H seja constante.

O aparato experimental utilizado para calcular os gradientes de temperatura na pele de suínos é similar ao aparato mostrado no capítulo IV, seção 4.8. As diferenças serão apenas as variáveis de controle, potência do laser, tempo, temperatura e distância. Neste caso, serão selecionados 06 valores específicos de cada variável para a estimativa dos π -termos e das curvas de interpolação aos dados experimentais.

A seguir são descritos os procedimentos de ajustes dos π -termos e seus termos constantes, ou seja,

1° Caso: $\pi_1 = F(\pi_2, \bar{\pi}_3, \bar{\pi}_4)$

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. A obtenção de π_3 e π_4 foi feita como:

$$\bar{\pi}_3 = \frac{d}{H} = \frac{0,004}{0,01} = 0,4$$

$$\bar{\pi}_4 = \frac{tk}{\rho c H^2} \frac{60 \times 0,16}{800 \times 3767 \times (0,01)^2} = 3,19 \times 10^{-2}$$

A Tabela 5.3 mostra os valores da potência do laser (W) que foram utilizados para a obtenção de π_2 e das temperaturas (T) medidas para o cálculo de π_1 .

Tabela 5.3 – Cálculo de π_2 utilizado nas equações preditivas.

W [kgm ² /s ³]	π_2	T [°C]	π_1
0,5	$1,35 \times 10^{12}$	28,18	$1,20 \times 10^{14}$
1,0	$2,70 \times 10^{12}$	35,84	$1,53 \times 10^{14}$
1,5	$4,05 \times 10^{12}$	46,86	$1,99 \times 10^{14}$
2,0	$5,40 \times 10^{12}$	48,95	$2,08 \times 10^{14}$
2,5	$6,75 \times 10^{12}$	56,62	$2,41 \times 10^{14}$
3,0	$8,10 \times 10^{12}$	61,80	$2,63 \times 10^{14}$

De posse dos valores de π_1 e π_2 foi feito um ajuste de curva mostrado na Fig. 5.2 obtendo-se dessa forma a seguinte equação componente: $\pi_1 = 5 \times 10^8 (\pi_2)^{0,441}$ ($R^2=0,986$)

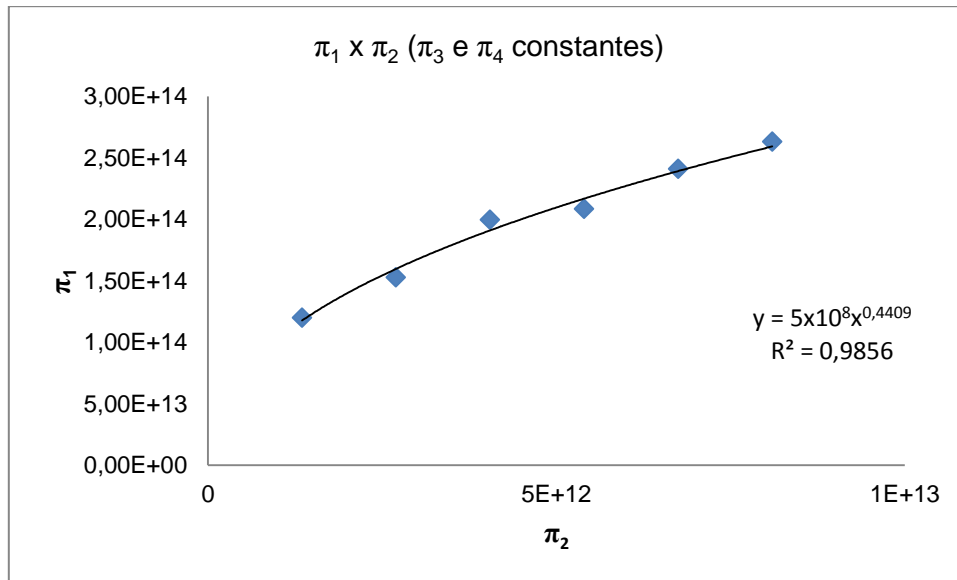


Figura 5.2– Gráfico da função componente de π_1 em função de π_2 .

2º Caso $\pi_1 = F(\bar{\pi}_2, \pi_3, \bar{\pi}_4)$

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. Em particular a potência foi mantida constante em 1,5 W. Analogamente ao 1º caso, o tempo de aquisição em cada teste foi de 60 s para cada posição do termopar e a temperatura numa determinada posição foi aquela referente aos 60 s.

A obtenção de π_2 e π_4 foi feita da seguinte forma:

$$\bar{\pi}_2 = \frac{W t^3}{\rho H^5} = \frac{1,5 \times 60^3}{800 \times 0,01^5} = 4,05 \times 10^{12}$$

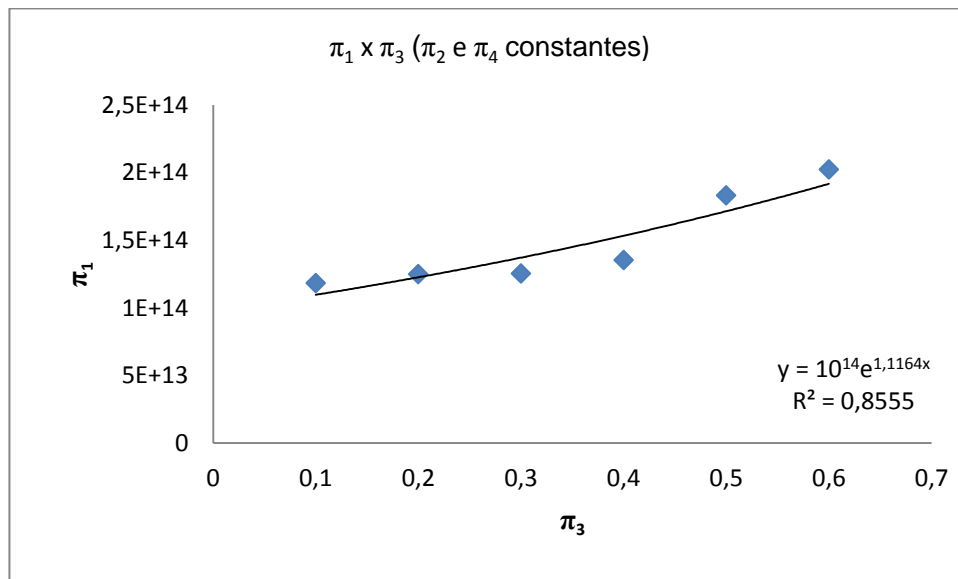
$$\bar{\pi}_4 = \frac{tk}{\rho c H^2} = \frac{60 \times 0,16}{800 \times 3767 \times (0,01)^2} = 3,19 \times 10^{-2}$$

A Tabela 5.4 mostra os valores das distâncias de medição da temperatura na pele (d) utilizadas para o cálculo de π_3 e as temperaturas medidas na pele para o cálculo de π_1 .

Tabela 5.4 – Cálculo de (π_3) utilizado nas equações preditivas.

d [m]	π_3	T [°C]	π_1
0,001	0,1	27,78	$1,18 \times 10^{14}$
0,002	0,2	29,35	$1,25 \times 10^{14}$
0,003	0,3	29,44	$1,25 \times 10^{14}$
0,004	0,4	31,80	$1,35 \times 10^{14}$
0,005	0,5	42,99	$1,83 \times 10^{14}$
0,006	0,6	47,53	$2,02 \times 10^{14}$

De posse dos valores de π_1 e π_3 foi feito um ajuste de curva como mostrado na Fig.5.3 obtendo-se dessa forma a equação componente representada por: $\pi_1 = 10^{14} \exp(1,116 \times \pi_3)$ ($R^2=0,885$)

Figura 5.3 – Gráfico da função componente de π_1 em função de π_3 .

3º Caso: $\pi_1 = F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3, \pi_4)$

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 .

Neste caso, a potência de saída do laser foi variada no sentido de manter π_2 constante e igual a $4,05 \times 10^{12}$. A Tabela 5.5 mostra os valores do tempo e da respectiva potência que fornecem o valor de π_2 constante.

Tabela 5.5 – Valores do tempo e potência que fornecem π_2 constante.

t (s)	W (Watt)
45	3,6
53	2,2
61	1,4
69	1,0
77	0,7
85	0,5

A obtenção de π_3 foi feita como mostrado abaixo:

$$\bar{\pi}_3 = \frac{d}{H} = \frac{0,004}{0,01} = 0,4$$

A Tabela 5.6 mostra os valores do tempo de aplicação do laser (t) que foram utilizados para a obtenção de π_4 e das temperaturas (T) utilizadas no cálculo de π_1 .

Tabela 5.6 – Cálculo de π_4 utilizado nas equações preditivas.

t [s]	π_4	T [°C]	π_1
45	0,023892	40,61	$1,2967 \times 10^{14}$
53	0,028139	38,36	$1,4424 \times 10^{14}$
61	0,032387	34,98	$1,5138 \times 10^{14}$
69	0,036634	30,63	$1,4995 \times 10^{14}$
77	0,040881	29,26	$1,5986 \times 10^{14}$
85	0,045129	28,28	$1,7052 \times 10^{14}$

De forma análoga, com os valores de π_1 e π_4 fez-se um ajuste de curva como mostrado na Fig. 5.4 obtendo-se dessa forma a seguinte equação componente:

$$\pi_1 = 5 \times 10^{14} (\pi_4)^{0,3777} (R^2=0,929)$$

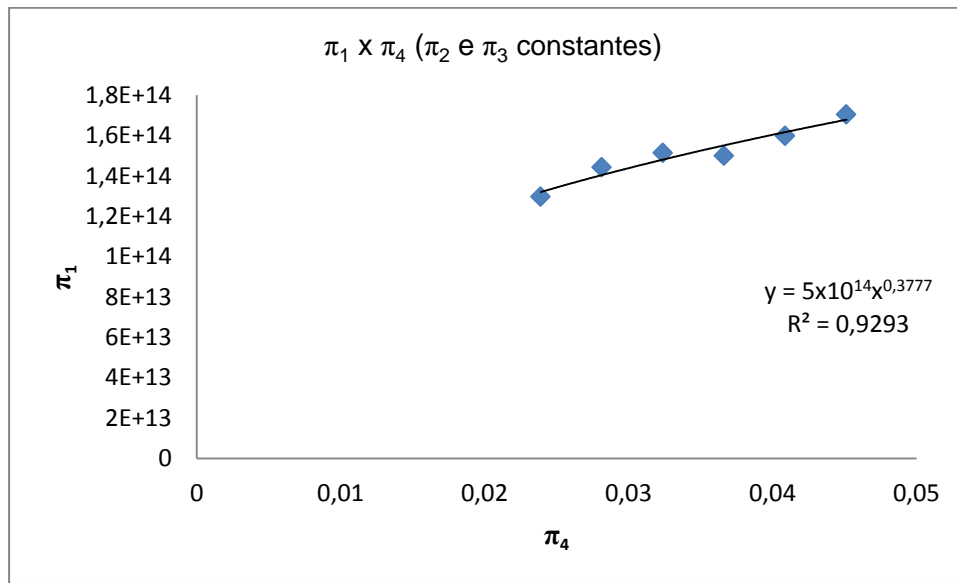


Figura 5.4 – Gráfico da função componente de π_1 em função de π_4 .

4º Caso $\pi_1 = F(\pi_2, \bar{\pi}_3, \bar{\pi}_4)$

A quarta equação componente foi obtida considerando-se um novo conjunto de dados e variando-se π_1 e π_2 , enquanto π_3 e π_4 foram mantidos constantes. Isso foi feito com objetivo de realizar o teste de validade e verificar se as equações componentes podem ser escritas como função produto. Para isso, foi considerado um novo valor constante de π_3 da seguinte forma:

$$\bar{\pi}_3 = \frac{d}{H} = \frac{0,006}{0,01} = 0,6$$

$$\bar{\pi}_4 = \frac{tk}{\rho c H^2} = \frac{60 \times 0,16}{800 \times 3767 \times 0,01^2} = 3,19 \times 10^{-2}$$

A Tabela 5.7 mostra os valores da potência do laser (W) que foram utilizados para a obtenção de π_2 e das temperaturas (T) medidas para o cálculo de π_1 .

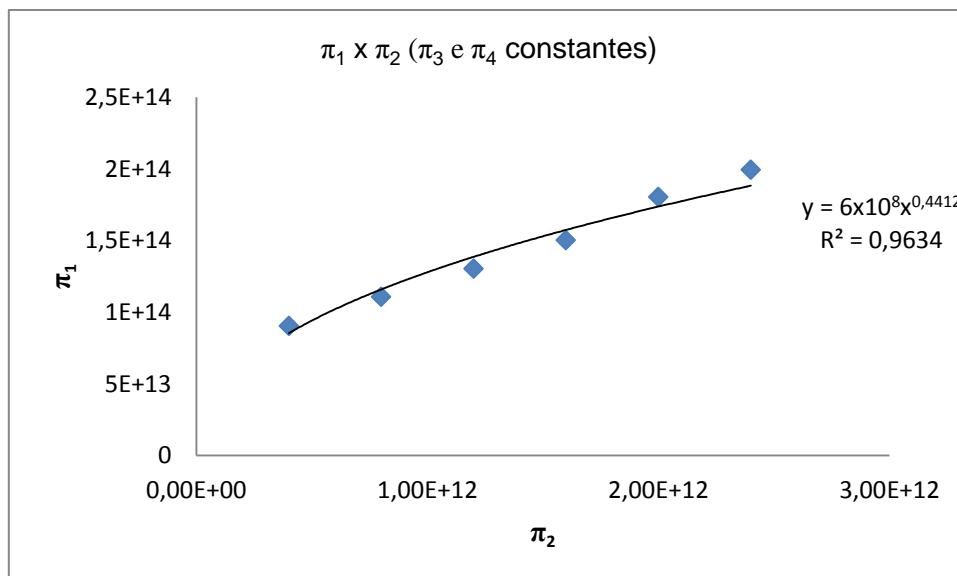
Com os valores de π_1 e π_2 fez-se um ajuste de curva, mostrada na Fig. 5.5, obtendo-se dessa forma a seguinte equação componente: $\pi_1 = 6.10^8 (\pi_2)^{0,441}$ ($R^2=0,963$)

Tabela 5.7 – Cálculo de π_2 utilizado no teste de validade.

W [kgm ² /s ³]	π_2	T [°C]	π_1
0,5	$5,17 \times 10^6$	31,91	$9,06 \times 10^{13}$
1,0	$1,03 \times 10^7$	39,08	$1,11 \times 10^{14}$
1,5	$1,55 \times 10^7$	45,94	$1,30 \times 10^{14}$
2,0	$2,07 \times 10^7$	52,94	$1,50 \times 10^{14}$
2,5	$2,58 \times 10^7$	63,62	$1,81 \times 10^{14}$
3,0	$3,10 \times 10^7$	70,29	$1,99 \times 10^{14}$

A equação preditiva do problema será encontrada através da função produto. A validação desta função é realizada através do teste de validade, representado abaixo.

$$\frac{F(\pi_2, \bar{\pi}_3, \bar{\pi}_4)}{F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3, \bar{\pi}_4)} = \frac{F(\pi_2, \bar{\bar{\pi}}_3, \bar{\pi}_4)}{F(\bar{\pi}_2, \bar{\bar{\pi}}_3, \bar{\pi}_4)} \quad (5.18)$$

Figura 5.5 – Gráfico da função componente de π_1 em função de π_2 .

A função $F(\bar{\pi}_2, \bar{\bar{\pi}}_3, \bar{\pi}_4)$ é calculada a partir da função $F(\pi_2, \bar{\bar{\pi}}_3, \bar{\pi}_4)$ que tem a seguinte equação componente: $\pi_1 = 6 \times 10^8 (\pi_2)^{0,441}$

Substituindo $\bar{\pi}_2 = 4,05 \times 10^{12}$, como calculado no 2º e 3º casos, tem-se que $\pi_1 = 6.10^8 (4,1 \times 10^{12})^{0,441}$. Assim, substitui-se $\bar{\pi}_2 = \frac{Wt^3}{\rho H^5} = 4,05 \times 10^{12}$ em todas as funções da equação de validade:

$$2,852 \times 10^{-6} (\pi_2)^{0,440} = 2,77 \times 10^{-6} (\pi_2)^{0,441} \quad (5.19)$$

O teste de validade verificou que a condição da função produto foi satisfeita e, assim, a equação preditiva pode ser obtida por uma função produto. Para avaliar o erro da estimativa da equação preditiva determinaram-se as curvas de cada membro da Eq. (5.19), como mostrado na Fig. 5.6.

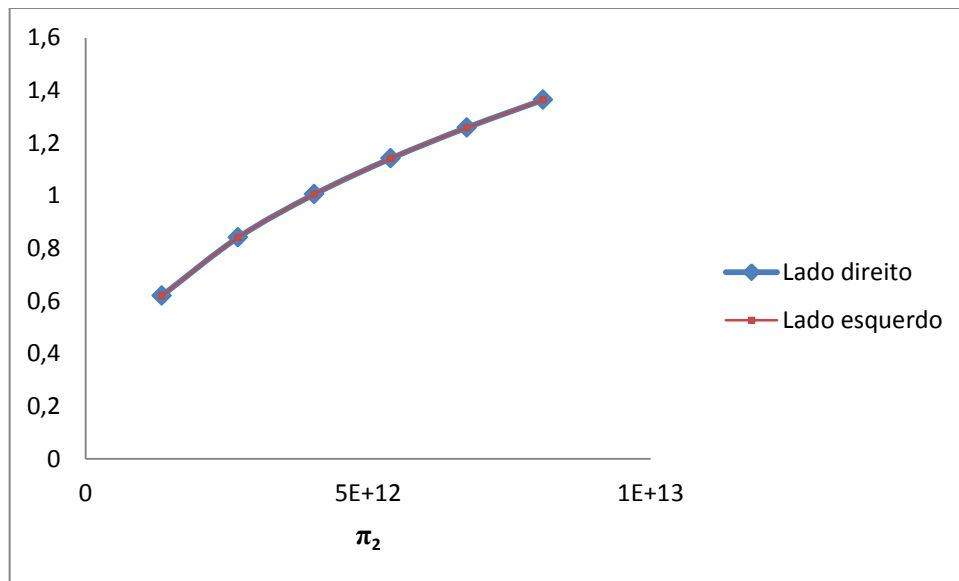


Figura 5.6 – Curvas comparativas do teste de validade considerando função produto.

Portanto, a equação preditiva que determina o gradiente térmico (T) em função 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), é finalmente obtida considerando os diversos ajustes de curva que são substituídos na Eq. (5.17). Após algumas manipulações é possível obter a equação preditiva para o fenômeno estudado, ou seja,

$$T = 1,023 \times 10^9 \times e^{1,116(d/H)} \times \frac{k}{\rho c^2 t} \times \left(\frac{W t^3}{\rho H^5} \right)^{0,440} \times \left(\frac{t k}{\rho c H^2} \right)^{0,377} \quad (5.20)$$

A Equação (5.20) prevê o dano térmico que ocorre na pele considerando uma fonte térmica constante fornecida por um laser com uma potência máxima de saída de 4,5 W, com

tempo de aplicação máxima de 60 s e variação de posição na pele de até 8 mm. Como algumas condições ou parâmetros não foram variados, como mostrado na Tab. 5.1, estes valores podem ser substituídos na Eq. (5.20) visando a sua simplificação.

No capítulo VI os resultados relacionados às análises experimentais entre os diferentes modelos matemáticos propostos são comparados visando avaliar analiticamente os efeitos térmicos e os gradientes de tensão gerados na pele de suínos sob a ação de uma fonte térmica a laser.

CAPÍTULO VI

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo apresenta os resultados obtidos das análises dos testes *in vitro* e modelos matemáticos realizados neste estudo. Os resultados são discutidos comparando com outras análises abordadas na literatura.

6.1. Introdução

Os capítulos anteriores apresentaram metodologias visando entender alguns aspectos relacionados a proposta de unir tecidos (pele) com auxílio de uma fonte de calor a laser como alternativa ao processo convencional de sutura. Os estudos foram desenvolvidos através de modelos matemáticos e de testes *in vitro* considerando alguns parâmetros de influência do fenômeno. Neste caso, foram utilizadas peles de suínos nos procedimentos de soldagem considerando como variáveis a potência de saída do laser, o material de adição e a aplicação de pressão na borda da incisão. As amostras de pele soldadas foram avaliadas quanto ao aspecto visual e resistência mecânica.

Paralelamente, também foi proposto neste estudo dois modelos matemáticos para avaliar o gradiente de temperatura e a distribuição de tensões na pele. O primeiro modelo, adaptado do modelo de Xu; Lu; Seffen (2007), direcionado para aspectos relacionados ao fenômeno de biotransferência de calor na pele humana diante de uma fonte de calor externa. Neste caso, o estudo utilizou dados experimentais *in vitro* obtidos deste estudo e foi adaptado para a pele de suíno. O segundo modelo matemático, proposto neste estudo, utilizou técnicas de similitude juntamente com dados experimentais *in vitro* para formular um novo modelo para o gradiente térmico que ocorre na pele sob a ação do laser. Neste caso,

os parâmetros principais são similares ao estudo *in vitro* feito na soldagem da pele, ou seja, potência do laser, tempo de aplicação do laser e localização ao longo da espessura da pele.

Nos tópicos seguintes são apresentados os resultados referentes às análises feitas neste trabalho.

6.2. Soldagem da Pele – Estudo *In vitro*

6.2.1. Calibração da instrumentação

Para a realização dos experimentos, foi necessária a realização da calibração da célula de carga que era responsável pela medição da força aplicada na pinça e do sensor de deslocamento a laser. Conforme descrito no capítulo IV, os sinais destes sensores eram adquiridos de forma sincronizada através do sistema de aquisição da Lynx. Os tópicos a seguir mostram os resultados do processo de calibração desses dispositivos.

a) Calibração da célula de carga do dispositivo de pressão

Conforme descrito no capítulo IV, a força (F_2) foi controlada e medida por meio uma célula de carga de capacidade de 50 kgf que foi calibrada de acordo com os valores lidos no indicador do fabricante Lider e com pesos conhecidos, como mostra a Fig. 6.1. A Tabela 6.1 mostra os valores obtidos durante o processo de calibração.

Tabela 6.1 – Dados para a calibração da célula de carga.

Calibração Célula de Carga	
$P_{\text{indicador}}$ [N]	P_{real} [N]
0,3	0,502
0,5	0,7145
0,8	1
1,7	2
3,5	3,98
5,3	5,98
6,2	6,98
45,6	50,62
90,5	100,38
136,6	150,62
140,2	154,6
181,3	200,38
196,6	217,27

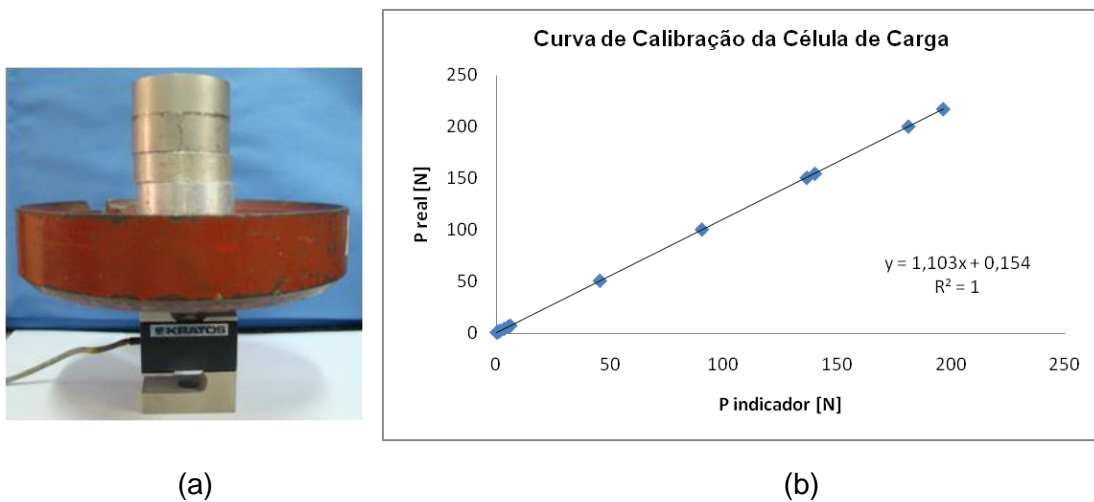


Figura 6.1 – (a) Calibração da célula de carga; (b) Curva de calibração da célula de carga.

A equação da reta de calibração obtida pela regressão linear ($R^2 = 1$) é dada por,

$$P_{real} = 1,103 \times P_{indicador} + 0,015 \quad (6.1)$$

A Equação 6.1 mostra que desprezando o termo constante existe um erro de aproximadamente 10 % no sinal lido no indicador da célula de carga e que deve ser corrigido no momento da estimativa da pressão aplicada pela pinça.

b) Calibração do sensor de deslocamento SICK

Para a calibração do sensor de deslocamento a laser, inicialmente este foi posicionado na garra inferior da máquina de ensaio BME – 10 kN, de tal forma que o feixe de luz desse sensor atingisse a garra superior considerada como referência do sinal. Dessa forma, o movimento da garra superior era detectado pelo sensor que enviava um sinal de tensão para o sistema da Lynx. Como o deslocamento da garra superior era controlado, o sinal de tensão (V) do sistema a laser era relacionado com o deslocamento da garra (mm). Dessa forma, foi possível obter a curva de calibração do sensor. A Tabela 6.2 mostra os valores obtidos durante o processo de calibração, na qual a coluna da esquerda corresponde aos valores de voltagem e a coluna da direita (Val. Eng.) corresponde aos valores de engenharia, ou seja, os deslocamentos da garra superior. A Figura 6.2 mostra a curva de calibração obtida

Tabela 6.2 – Dados para a calibração do sensor de deslocamento SICK.

Calibração do Sensor de Deslocamento	
Voltagem	Deslocamento
0,9821	0
1,4865	1,017
1,947	1,935
2,4609	2,963
2,9608	4,002
3,5031	5,072
3,9624	5,996

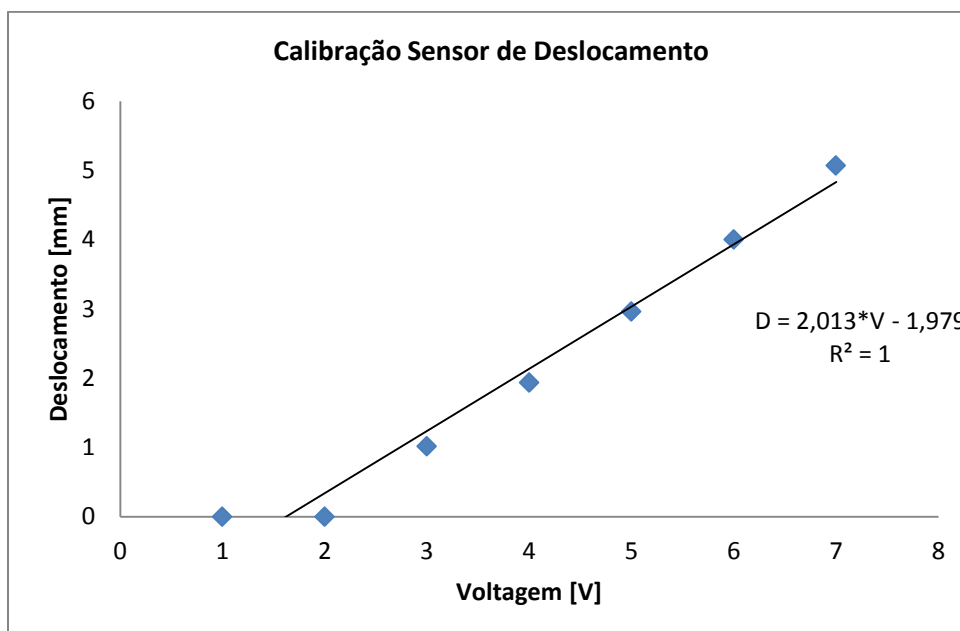


Figura 6.2 – Curva de calibração do sensor de deslocamento

A equação da reta ajustada nos pontos experimentais ($R^2=1$) é dada por:

$$D = 2,013 \times V - 1,979 \quad (6.2)$$

onde:

- D: deslocamento [mm];
- V: tensão [V];

A Equação (6.2) foi calibrada diretamente no sistema da Lynx de forma que as leituras de tensão eram convertidas automaticamente em valores de deslocamentos absolutos.

Deve-se destacar que a faixa de leitura do sensor é de 8 mm variando dentro de um campo de 25 a 33 mm de distância entre o posicionamento do feixe do laser ao corpo a ser medido.

6.2.2. Análise qualitativa - aspecto visual

De forma geral as amostras submetidas ao processo de soldagem apresentaram os seguintes aspectos visuais:

- As amostras que foram submetidas ao processo de soldagem sem o material de adição (SM) apresentaram uma coloração mais escura em alguns pontos o que sugere que esses pontos podem estar relacionados a um processo localizado de desidratação. Os pontos que foram submetidos à radiação do laser, ou seja, as incisões dessas amostras apresentaram também um aspecto mais rígido. Particularmente, as amostras que foram submetidas ao processo de soldagem sem material de adição apresentaram um encolhimento das bordas sem efetiva união, ou seja, não ocorreu uma soldagem efetiva nas incisões (vide Fig. 6.3), com exceção de uma amostra submetida ao processo de soldagem sem material de adição e com pressão (SM – P) (vide 6.4). Acredita-se que o encolhimento do tecido devido à desidratação seja o responsável pela não formação da solda da pele, uma vez que, para a união ocorrer, a borda da incisão deve estar em contato.

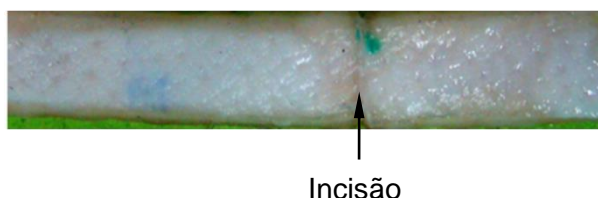
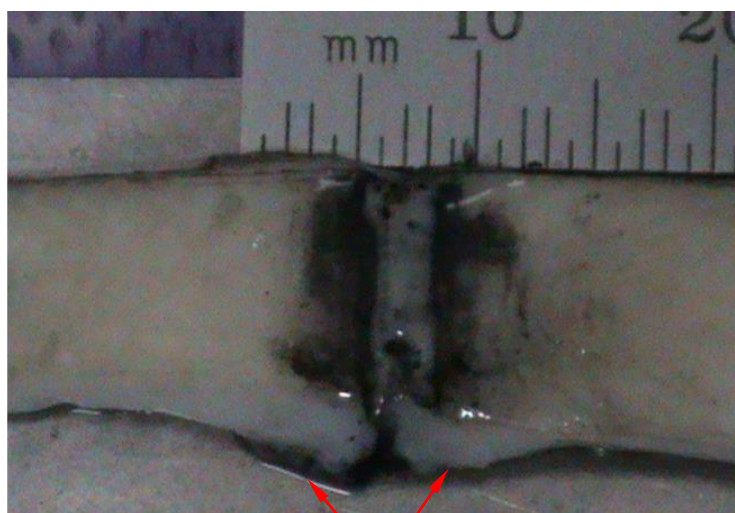


Figura 6.3 – Amostra submetida ao processo de soldagem sem material de adição e sem pressão (SM – SP).



Figura 6.4 – Amostra submetida ao processo de soldagem sem material de adição e com pressão (SM – P), soldada.

- Foi observado um fechamento das bordas das incisões de todas as amostras que foram submetidas ao processo de soldagem com adição de proteína (albumina do ovo) e corante (*índia ink*). Com relação ao aspecto visual na região da solda é difícil caracterizar quanto ao grau de desidratação, pois devido a adição de corante toda a incisão ficava com uma coloração escura. No entanto, observando a região transversal da amostra, não foi constatada uma diferença significativa quanto ao grau desidratação e, além disso, a região da incisão das amostras apresentava-se flexível (vide Fig. 6.5).



Seção transversal da
região soldada

Figura 6.5 – Amostra soldada com material de adição destacando a região transversal.

- Com relação a solda propriamente dita, o que pode ser destacado é que existem diversos fatores que influenciam no processo, conforme discutido no Capítulo II. Dentre esses fatores, a habilidade do operador talvez seja um dos parâmetros mais influentes, ou seja, conseguir uma solda homogênea com um ponto inicial e final bem definido é uma tarefa que requer habilidade e experiência. Este processo fica ainda mais complicado considerando outras combinações de parâmetros, como por exemplo, uso ou não de materiais de adição, características e propriedades da pele e características do sistema a laser. A Figura 6.6 mostra uma das amostras analisadas onde ocorreu um processo de soldagem homogêneo, ao passo que a Fig 6.7 apresenta outra amostra onde ocorreram falhas ao longo da incisão soldada. O que se verificou é que essas falhas podem ser causadas principalmente por um tempo maior de exposição do laser sobre a região.

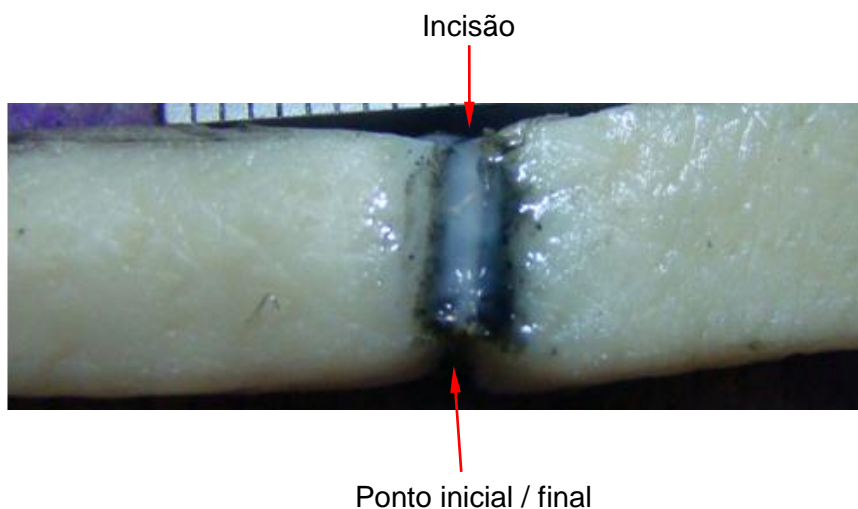


Figura 6.6 – Amostra submetida ao processo de soldagem com material de adição, ilustrando a homogeneidade da solda.



Figura 6.7 – Amostra submetida ao processo de soldagem com material de adição, apresentando algumas falhas.

6.2.3. Ensaio de tração – Avaliação da resistência mecânica

a) Amostras soldadas

Conforme destacado anteriormente, com exceção de uma amostra, somente as amostras soldadas com material de adição tiveram uma efetiva união nas bordas da incisão. Portanto, foram realizados apenas 19 testes de tração, ou seja, 53% do total de amostras soldadas (36). Neste caso, deve-se ressaltar que essa quantidade representa os corpos de prova com material de adição durante o procedimento de soldagem. Os ensaios de resistência mecânica também foram realizados nas amostras com sutura convencional.

Conforme descrito no capítulo IV, os ensaios de tração foram realizados na máquina de ensaio BME – 10 kN utilizando célula de carga de capacidade 100 N e velocidade de ensaio de 2 mm/min para as amostras soldadas e 10 mm/min para as amostras com sutura convencional.

A Figura 6.8 mostra as curvas de força *versus* deslocamento para as amostras soldadas com as configurações W_1 – P/SP – M.

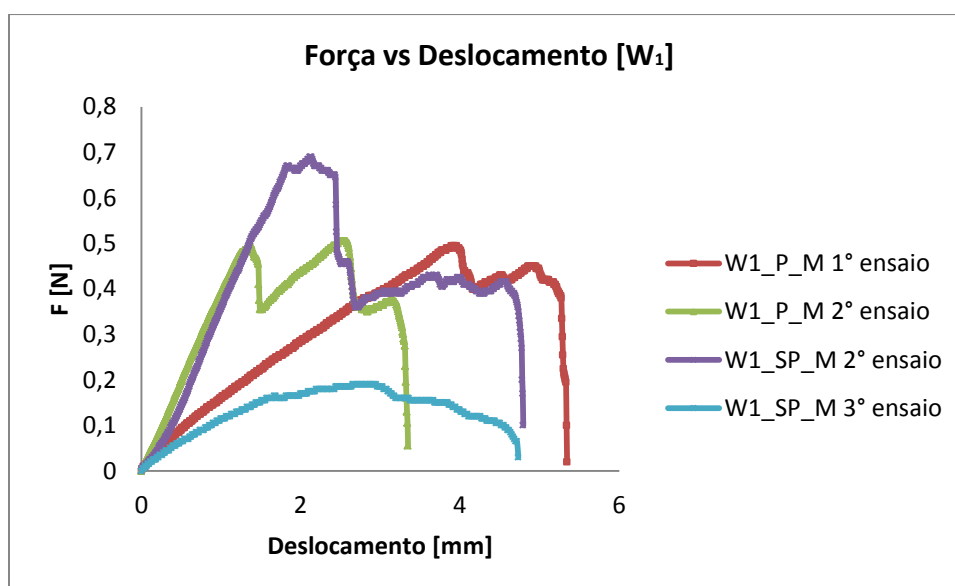


Figura 6.8 – Força *versus* deslocamento referente a todas as amostras da configuração W_1 – P/SP – M.

Observa-se na Fig. 6.8 uma semelhança entre as curvas referentes às amostras que foram submetidas à pressão durante o processo de soldagem, ao passo que aquelas na qual não houve aplicação de pressão apresentaram comportamentos bastante diferentes quanto aos níveis de resistência. Para a configuração W_1 – SP – M, verifica-se que a carga de ruptura da curva referente ao 3º ensaio corresponde a aproximadamente 27% da carga máxima do 2º ensaio. Uma diferença de 0,5 N entre as cargas de ruptura. No entanto, a amostra do 3º ensaio apresenta um deslocamento maior até sua carga de ruptura, ou seja, 27% mais que a amostra do 2º ensaio. Para as amostras com pressão, apesar de possuírem níveis de resistência da mesma ordem nota-se que o comportamento elástico das amostras é diferente, indicando uma tendência de modificação da rigidez, provavelmente em função do aspecto do dano do tecido ou uma maior desidratação.

A Tabela 6.3 mostra os dados referentes às cargas de ruptura e os respectivos deslocamentos para a configuração W_1 –P/SP–M.

Tabela 6.3 – Valores médios para a carga máxima de ruptura e deslocamento referente à carga máxima de ruptura para a configuração W_1 -P/SP-M.

Configuração	Carga Máx. [N]	Desl. Carga Máx. [mm]
W_1 _P_M	0,50	3,27
W_1 _SP_M	0,40	2,54

Nota-se na Fig. 6.8 que as curvas de força *versus* deslocamento possuem picos de carga com repentinas reduções da carga e, em seguida, um novo aumento da carga. Este fato ocorre por causa da não uniformidade da união soldada e, por isso, é importante ressaltar que a falha da união foi considerada no início do primeiro decaimento acentuado da curva força *versus* deslocamento. Isso significa que nesse momento a resistência da solda não suporta, localmente, o valor desta carga. Esse “decaimento” representa uma pequena abertura ao longo da solda. Para efeito de ilustração referente a essa consideração, a Fig. 6.9 destaca esse ponto considerado como falha.

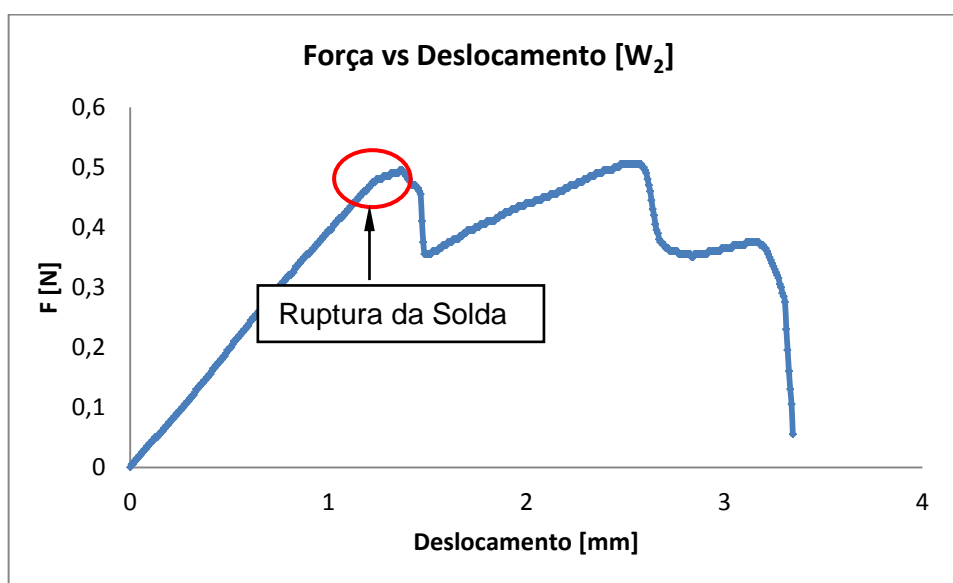


Figura 6.9 – Curva típica de força versus deslocamento ilustrando o ponto de ruptura considerado como falha nas análises.

Outro aspecto dos testes é que, conforme mostrado na Fig. 6.9, os níveis de força são pequenos, ou seja, da ordem de 0,5 N. Dessa forma, várias amostras soldadas foram danificadas durante o seu manuseio, como por exemplo, durante o procedimento de posicionamento do corpo de prova na máquina de ensaio. Por isso, é que são mostrados apenas 02 ensaios na configuração W_1 - P/SP – M.

A Figura 6.10 mostra as curvas de força versus deslocamento para a configuração W_2 – P – M e a Fig.6.11 mostra as curvas referentes à configuração W_2 – SP – M.

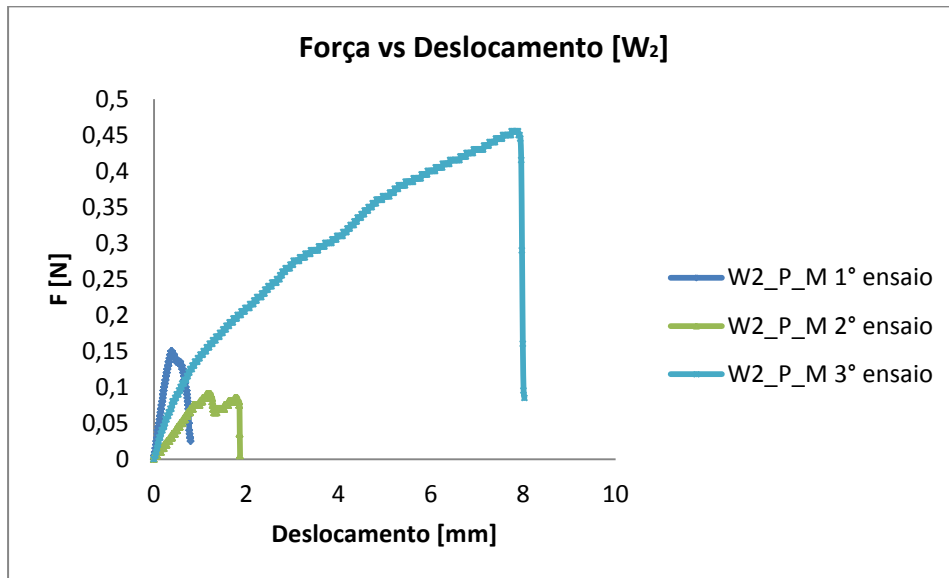


Figura 6.10 – Força *versus* deslocamento para a configuração $W_2 - P - M$.

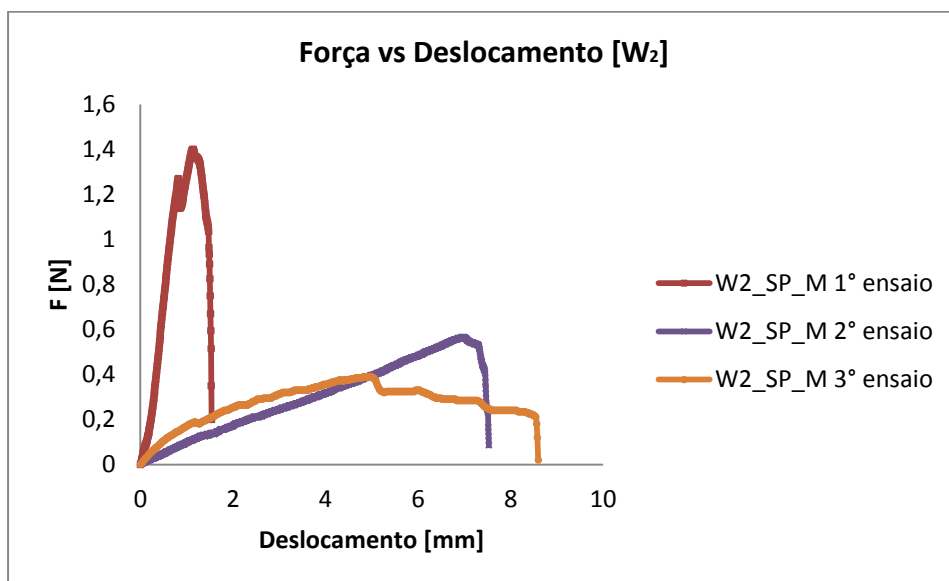


Figura 6.11 – Força *versus* deslocamento para a configuração $W_2 - SP - M$.

Nos testes com a potência de 1 W (W_2), novamente notou-se a não-linearidade do processo tanto nos efeitos de elasticidade quanto nos níveis de resistência, com ou sem pressão. Para os testes com pressão observa-se que as curvas das amostras do 1º e 2º ensaios, apresentaram uma carga de ruptura baixa, quando comparada com aquela referente ao 3º ensaio. Esse fato pode também ser atribuído à aplicação da pressão nas bordas da incisão, ou seja, um posicionamento inadequado das bordas. Outro fator que poderia ter contribuído para esse resultado é a densidade de energia na incisão, isto é, o tempo em que um ponto da incisão ficou submetido à exposição do feixe de laser causando

uma desidratação excessiva. Observa-se que nestes ensaios, a não utilização de pressão resultou em uma união mais resistente. A Tabela 6.4 mostra os dados referentes às cargas de ruptura e os respectivos deslocamentos para a configuração W_2 – P/SP – M.

Tabela 6.4 – Valores médios para a carga máxima de ruptura e deslocamento referente à carga máxima de ruptura para a configuração W_2 –P/SP–M.

Configuração	Carga Máx. [N]	Desl. Carga Máx [mm]
$W_2_P_M$	0,35	4,76
$W_2_SP_M$	1,18	4,38

As Figuras 6.13 e 6.14 mostram os resultados de força versus deslocamento para os testes com material de adição, com e sem pressão utilizando uma potência do laser de 1,5 W (W_3). Na Figura 6.13 é mostrado o ensaio de tração para a única amostra testada sem material de adição na qual houve união das incisões.

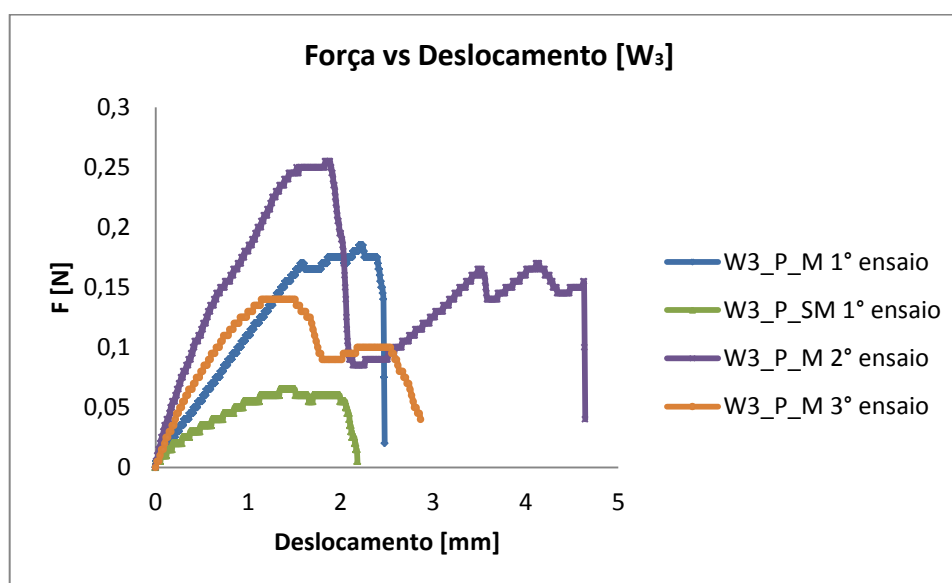


Figura 6.13 – Força *versus* deslocamento para a configuração W_3 – P – M.

Para os casos mostrados nas Figs. 6.13 e 6.14 observa-se que, novamente, a variação na resistência máxima é bastante variável sendo maior nas amostras soldadas sem pressão. Nota-se que a resistência da amostra sem material de adição é bastante pequena comparada aos resultados das amostras com material de adição sendo da ordem de 0,06 N. Considerando os testes com material de adição observa-se, novamente, que a flexibilidade é variável, porém, para os testes com as amostras sem pressão o comportamento elástico das amostras foi similar, como pode ser observado na Fig. 6.14. A Tabela 6.5 mostra os valores médios para a carga máxima de ruptura e deslocamento máximo nesta carga.

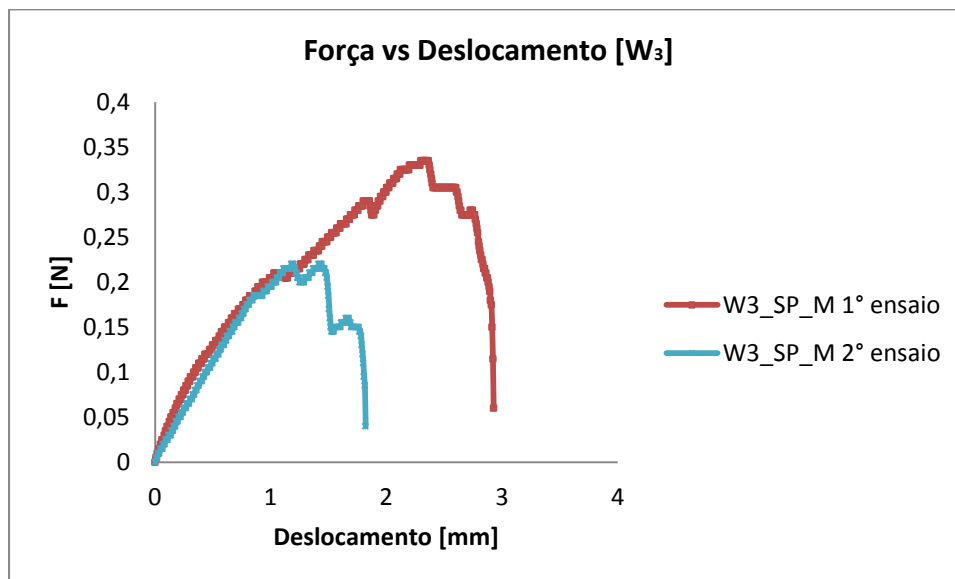


Figura 6.14 – Força *versus* deslocamento para a configuração W₃ – SP – M.

Tabela 6.5 – Valores médios para a carga máxima de ruptura e deslocamento referente à carga máxima de ruptura para a configuração W₃–P/SP–M.

Configuração	Carga Máx [N]	Desl. Carga Máx [mm]
W ₃ _P_M	0,19	1,88
W ₃ _SP_M	0,25	1,69

O processo de cicatrização é um fenômeno biológico e inicia-se no momento do dano do tecido vivo. Com o decorrer do tempo a incisão adquire uma resistência mais elevada. Como o estudo desenvolvido neste trabalho foi *in vitro*, a única força existente no reparo é decorrente do coágulo formado pelo material de adição. Em outras palavras, a desnaturação proveniente do material de adição é o agente responsável por promover a resistência da união.

Verifica-se uma variação elevada nos valores obtidos pelo ensaio de tração demonstrando uma grande não-linearidade da união soldada. Diversos fatores podem influenciar este processo ligado com a adesão do tecido nas condições avaliadas e principalmente devido às dificuldades na realização do experimento. Dentre essas dificuldades pode-se destacar:

- Preparação da amostra, ou seja, garantir uma espessura constante das amostras de pele;
- Aplicação da pressão nas bordas da incisão. A pinça utilizada no aparato experimental não era adequada para submeter uma pressão uniforme em toda a união. Uma das causas observadas quando se discute a aplicação da pressão da pinça é o escorregamento do

tecido e isso se torna mais acentuado quando se utiliza um material de adição. O escorregamento das garras da pinça no tecido foi sem dúvida um dos maiores desafios durante o processo de soldagem. Em outras palavras, dificilmente se conseguia uma pressão constante nas bordas da incisão, pois devido ao escorregamento as bordas do tecido apresentavam uma tendência de perder contato com a pinça. Por isso, a pressão indicada é um valor médio e acredita-se em uma oscilação em torno de 20% nos valores indicados;

- Quantidade de material de adição. Na tentativa de quantificar o material de adição que era colocado na incisão, foi utilizada uma seringa. No entanto, não foi possível a obtenção de uma medida precisa em todo o comprimento da incisão devido principalmente à viscosidade do material de adição que dificultava o escoamento sendo necessário, na maioria das vezes, reaplicar esse material na incisão.

- A habilidade do operador. Essa variável pode ser considerada talvez um das mais influentes no processo de soldagem. Essa habilidade está relacionada principalmente com o tempo de permanência de aplicação do laser num determinado ponto. Se esse tempo for demasiadamente elevado, isso pode causar a vaporização do tecido/material de adição, ou mesmo levar a formação de bolhas, o que leva a uma diminuição da resistência da solda. Um tempo relativamente pequeno pode não conduzir a formação do coágulo do material de adição;

- Manuseio adequado das amostras soldadas. Essa foi outra dificuldade encontrada durante o experimento. Devida as baixas forças das uniões soldadas, conforme visto anteriormente, um manuseio inadequado dessas amostras poderia levar a ruptura no local da solda. E foi exatamente o que aconteceu com diversas amostras durante testes preliminares e também durante o experimento;

- O posicionamento adequado das amostras na máquina de ensaio, de tal maneira que a linha da incisão ficasse perpendicular à aplicação da força.

Apesar dos resultados serem animadores no sentido de promover o fechamento da incisão com material de adição, em particular a albumina do ovo, existem alguns problemas práticos quanto da sua utilização. Primeiramente, no que diz respeito à espessura da camada aplicada no reparo, o que determina o resultado dessa união. Uma camada de material de adição o qual é muito espessa irá resultar numa coagulação superficial e a adesão das proteínas do material de adição não irá atingir as camadas subjacentes do tecido, produzindo dessa forma soldas fracas. Por outro lado, se essa camada for muito fina, o coágulo formado pela proteína do material de adição não irá ter o volume requerido e não terá impacto no processo de união, resultando numa solda relativamente fraca. Na Figura

6.15 mostra-se uma solda na qual o material de adição coagulado apresenta uma camada fina caracterizando uma solda com baixa resistência. É possível perceber pela mesma figura que o material de adição não atingiu as camadas inferiores do tecido.

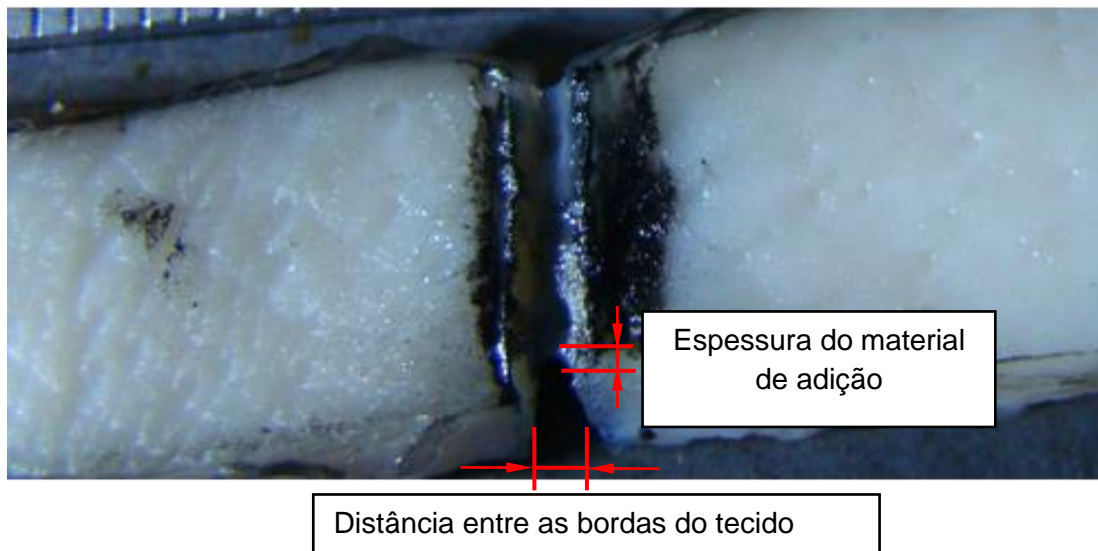


Figura 6.15 – Amostra de tecido soldado ilustrando qualitativamente a espessura do material de adição coagulado.

Outro importante fator a ser considerado diz respeito à taxa de energia, que poderá impactar na qualidade do coágulo formado no processo. Elevadas taxas de energia podem vaporizar o material de adição ou mesmo criar bolhas (vapor de água dentro do material de adição), o qual não contribui para a resistência da solda. Por outro lado, baixas taxas de energia também não são suficientes para desnaturar a proteína do material de adição. Em testes preliminares, a aplicação do laser especialmente configurado com uma potência de saída de 1,5 W, observou-se uma fumaça produzida pela vaporização do tecido/material de adição quando da aplicação em um tempo demasiadamente elevado.

Apesar da variabilidade dos resultados, de forma geral, observa-se, para todas as configurações, que é possível obter um fechamento imediato da incisão através do processo de soldagem a laser, mesmo em ensaios *in vitro*. Do ponto de vista *in vivo*, isso poderia representar uma vantagem, uma vez que os fenômenos biológicos de cicatrização estão atuando no sentido de restaurar a continuidade dos tecidos e sua resistência. Além disso, pode-se destacar que o fato da incisão permanecer fechada durante o processo de cicatrização impede a entrada de agentes externos no local da incisão.

Portanto, os ensaios indicaram claramente que o número de amostras ensaiadas deveriam ter sido muito maior em função das diferenças observadas nos níveis de resistência e deslocamento. No entanto, observa-se nas condições dos testes realizados

que uma potência do laser mais alta, acima de 1,5 W, não resulta em melhora da união soldada, provavelmente por causa do dano no tecido. Além disso, nas condições avaliadas o material de adição é fundamental para a adesão das incisões. A melhor condição de resistência observada foi para a potência de 1.0 W, sem pressão e com material de adição. Quanto a maior flexibilidade observou-se também que as amostras testadas com 1,0 W de potência e com pressão obtiveram os melhores resultados.

b) Amostras com sutura convencional

O ensaio de tração nas amostras suturadas foi conduzido até o rompimento dos nós. Contudo, neste trabalho, a falha que indicava a carga máxima foi considerada como sendo o rasgamento do tecido exercido pelos fios na região dos furos feitos pela agulha de sutura. Verificou-se que uma queda na intensidade de carga observada no gráfico era causada pelo início do rasgamento no tecido. Este ponto era caracterizado como falha, ou seja, a sutura estaria exercendo seu papel de aposição das bordas da incisão a custo de rasgar a região em que está ancorada. Essa queda no gráfico correspondente à falha pode ser visto em uma curva típica mostrada na Fig. 6.16. A Figura 6.17 mostra esse rasgamento na amostra suturada.

Esse rasgamento, de certa forma, era esperado, uma vez que o furo causado pela passagem da agulha no tecido atua como um concentrador de tensão. Além disso, a pele é um material hiperelástico e o fio de sutura por sua vez é praticamente inelástico. Apesar disso, em todos os ensaios feitos nas amostras suturadas, o fim do ensaio não foi caracterizado pelo rasgamento total do tecido e sim devido aos nós que foram rompidos. Como descrito anteriormente, estes testes serviram apenas para verificar um nível de resistência em uma união suturada comparativamente a união que foi soldada. A figura 6.18 mostra os resultados do ensaio de tração para as quatro amostras ensaiadas e preparadas com o processo de sutura convencional, como descrito no capítulo IV.

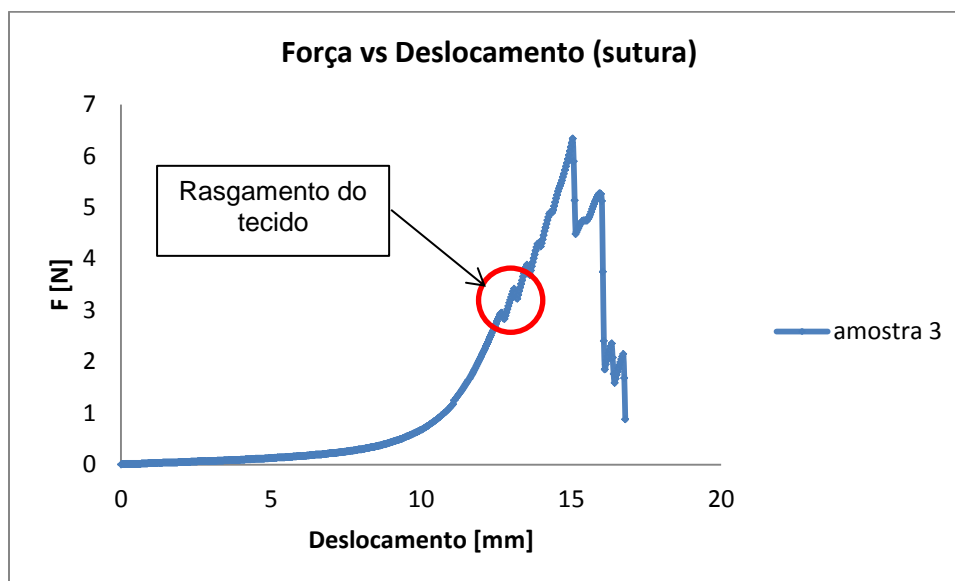


Figura 6.16 – Curva típica de força versus deslocamento ilustrando o ponto de falha.

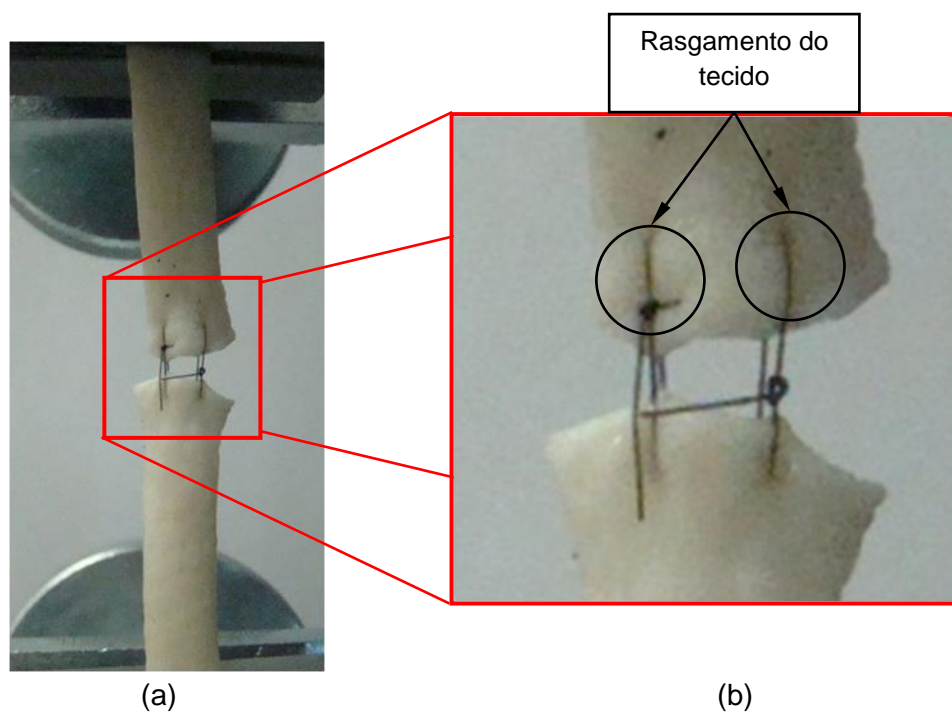


Figura 6.17 – Amostra suturada submetida ao ensaio de tração. (a) amostra posicionada na máquina de ensaio (b) ampliação na região da sutura destacando o rasgamento do tecido.

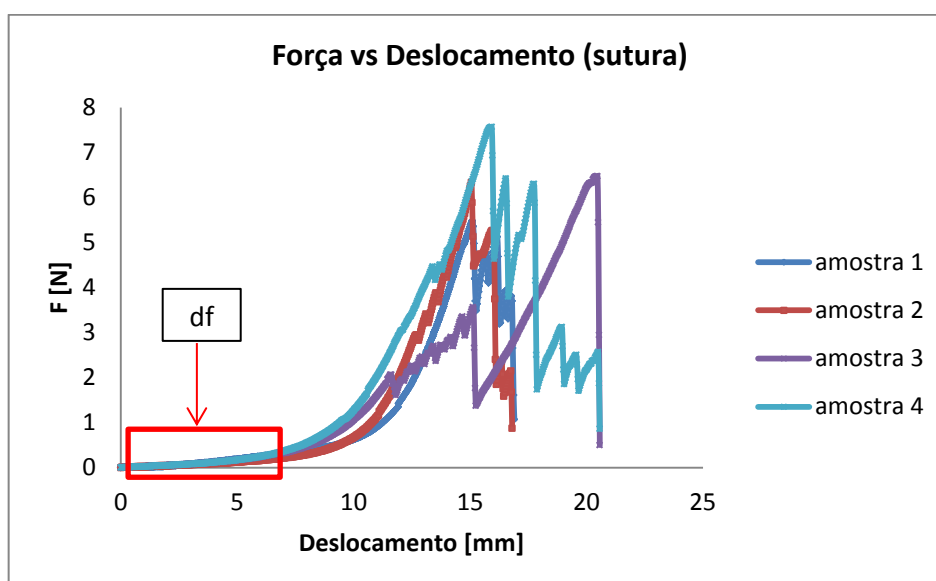


Figura 6.18 – Curvas de força *versus* deslocamento das amostras submetidas à sutura convencional.

O objetivo do procedimento de sutura convencional é basicamente promover o contato das bordas da incisão. Nesse sentido, do ponto de vista *in vivo*, esse contanto é importante, pois os fenômenos biológicos estão atuando no sentido de restaurar o tecido. Contudo se a sutura for realizada de forma a pressionar demasiadamente as bordas do tecido, poderá prejudicar o processo de cicatrização, uma vez que, vai restringir a região pressionada de nutrientes, oxigênio e etc. Nessa perspectiva, a sutura que foi realizada para os testes seguiram os mesmos parâmetros daquelas que seriam aplicadas *in vivo*, conforme descrito no Capítulo IV.

Como há uma pequena folga dos fios da sutura, quando a amostra é posicionada na máquina existe um deslocamento sem carga. Para efeito de ilustração, o esquema da Fig. 6.19 mostra o que foi discutido, no qual d_f é denominado aqui de deslocamento do fio.

A Tabela 6.6 apresenta os valores das cargas de ruptura (falha) e os respectivos deslocamentos.

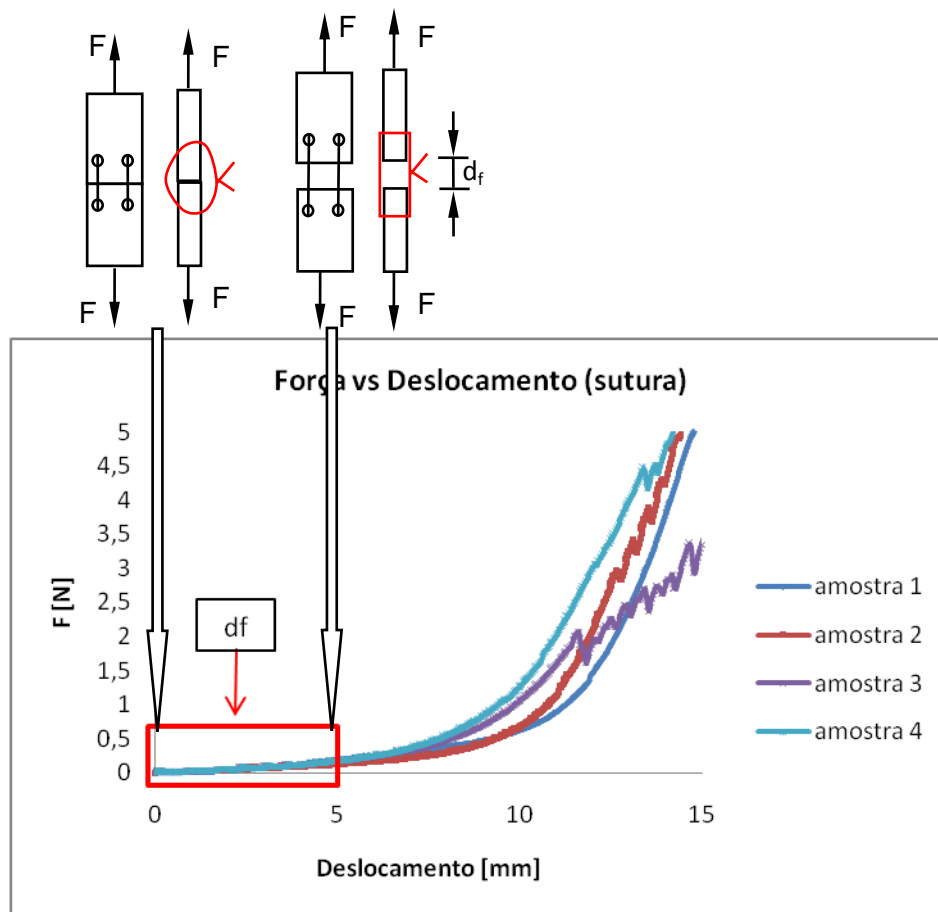


Figura 6.19 – Esquema ilustrando o deslocamento proveniente do fio de sutura que é registrado pela máquina de ensaio.

Tabela 6.6 – Carga máxima de ruptura e deslocamento referente à carga máxima de ruptura para as amostras submetidas à sutura.

Amostra	Deslocamento na Carga Ruptura [mm]	Carga de Ruptura [N]
1	7,10	5,48
2	4,65	2,94
3	3,48	1,98
4	5,36	4,43
Média	5,15	3,71

De acordo com os dados referentes ao ensaio da sutura mostrados na Tab. 6.6 observa-se que a carga média referente à falha para essa configuração de união varia de 3 a 10 vezes maior do que a carga de ruptura da amostra soldada na condição W_2 com e sem pressão, respectivamente. No entanto, a incisão permanece aberta nos primeiros dias, funcionando como uma porta de entrada para infecção. Quanto à flexibilidade o

comportamento é ditado pelas características da pele e são da mesma ordem de grandeza em relação aos ensaios realizados na condição W_2 -P/SP-M.

6.3. Modelagem Matemática do Processo

No capítulo V foram propostos dois modelos matemáticos visando avaliar o dano térmico gerado na superfície da pele sob uma fonte térmica a laser. Neste caso, estes modelos podem ser utilizados para prever um futuro comportamento da soldagem dos tecidos. No primeiro modelo, os gradientes de temperatura e o campo de tensões foram desenvolvidos para o estudo *in vitro* a partir do modelo de Xu; Lu; Seffen (2007) implementado para análise *in vivo*. No segundo modelo, os gradientes de temperatura foram estimados diretamente de um aparato experimental visando validar as equações através de técnicas de similitude.

6.3.1. Estimativa da função de temperatura ($T_o(z)$) e suas derivadas

As Equações 5.3 e 5.4 necessitam do conhecimento de uma função inicial de temperatura em uma determinada posição ao longo da pele ($T_o(z)$). Para estimar esta função foi projetado um aparato experimental mostrado no capítulo IV. As Figuras 6.20, 6.21 e 6.22 mostram as curvas de temperatura em função da distância para os ensaios realizados considerando a potência do laser de W_1 ($f_2 \cong 20160 \text{ W/m}^2$), W_2 ($f_2 \cong 40320 \text{ W/m}^2$) e W_3 ($f_2 \cong 60480 \text{ W/m}^2$), respectivamente. Para cada potência foram realizados 06 ensaios e cada curva de temperatura vs distância foi obtida de acordo com a metodologia discutida no capítulo IV. Todas as curvas mostram uma tendência de aumento da temperatura com o aumento da distância (z). Deve-se ressaltar que, neste caso, nos ensaios realizados, o ponto de referência inicial ($z=0$) indica a parte inferior da pele e a superfície da pele, onde estava a fonte de potência a laser com um valor máximo de aproximadamente 8 mm (espessura média da pele de suíno utilizada nos ensaios).

As Tabelas 6.7 a 6.9 mostram os valores médios para as temperaturas medidas em diferentes posições do termopar ao longo da espessura da pele. Neste caso, pode-se observar um aumento gradual da temperatura na pele com o aumento da fonte de potência do laser, com valores médios entre 30 °C, 50 °C e 54 °C na superfície da pele para as fontes W_1 , W_2 e W_3 , respectivamente.

As Figuras 6.23 a 6.25 mostram os valores médios das temperaturas medidas para as 03 fontes de potência estudadas e as respectivas funções de interpolação ajustadas aos

dados experimentais. A Tabela 6.10 mostra as equações resultantes e suas respectivas derivadas para cada fonte de potência.

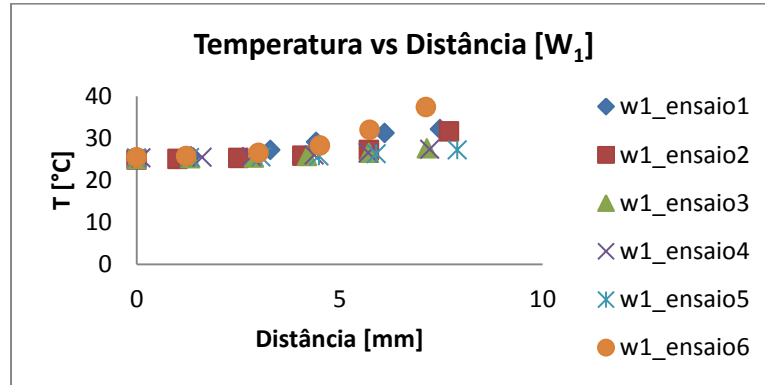


Figura 6.20 – Curvas de temperatura vs distância medidas experimentalmente para os 06 ensaios realizados na fonte de potência W_1 .

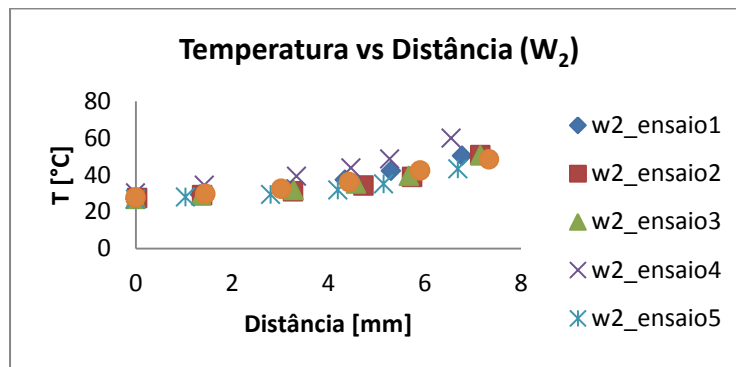


Figura 6.21 – Curvas de temperatura vs distância medidas experimentalmente para os 06 ensaios realizados na fonte de potência W_2 .

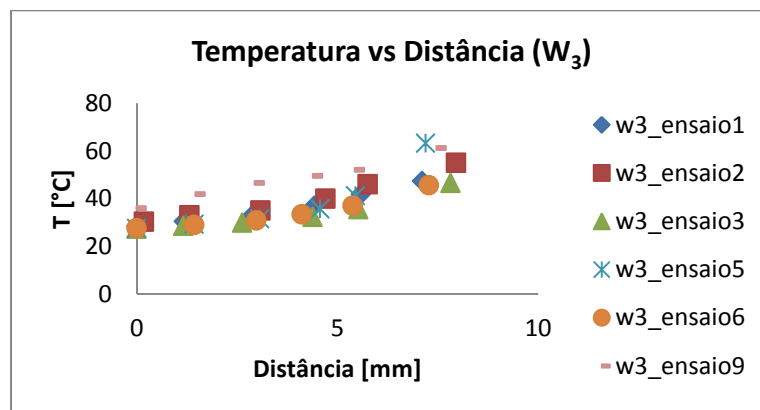


Figura 6.22 – Curvas de temperatura vs distância medidas experimentalmente para os 06 ensaios realizados na fonte de potência W_3 .

Tabela 6.7 – Valores médios referentes à posição do termopar no interior do tecido e a respectiva temperatura para a condição de 50 W/cm².

Deslocamento [mm]	T [°C]
0,02	25,2
1,3	25,4
2,93	25,9
4,35	26,8
5,82	28,2
7,43	30,5

Tabela 6.8 – Valores médios referentes à posição do termopar no interior do tecido e a respectiva temperatura para a condição de 100 W/cm².

Deslocamento [mm]	T [°C]
0,01	27,5
1,33	29,8
3,14	32,6
4,46	36,3
5,51	41,1
6,95	50,5

Tabela 6.9– Valores médios referentes à posição do termopar no interior do tecido e a respectiva temperatura para a condição de 150 W/cm²..

Deslocamento [mm]	T [°C]
0,03	29,4
1,33	31,9
2,93	34,4
4,43	37,9
5,52	42,1
7,47	53,6

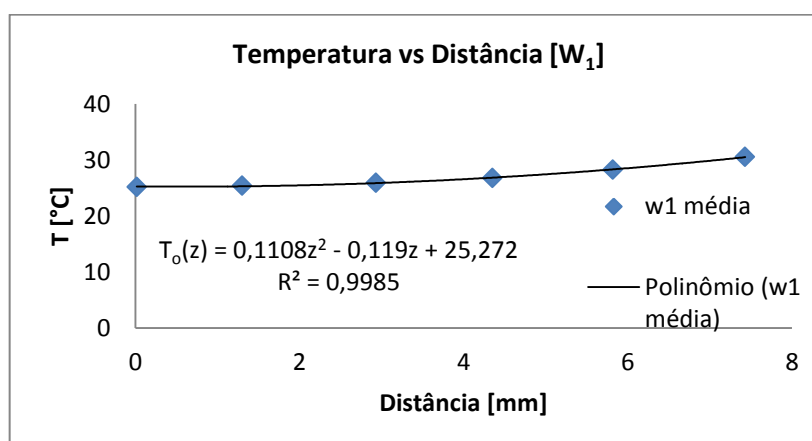


Figura 6.23 – Curva média da temperatura vs distância para a fonte de potência W₁.

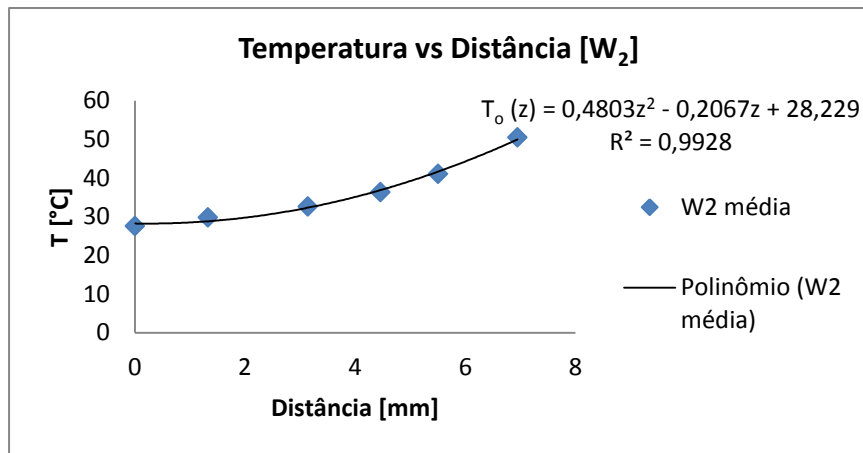


Figura 6.24 – Curva média da temperatura vs distância para a fonte de potência W₂.

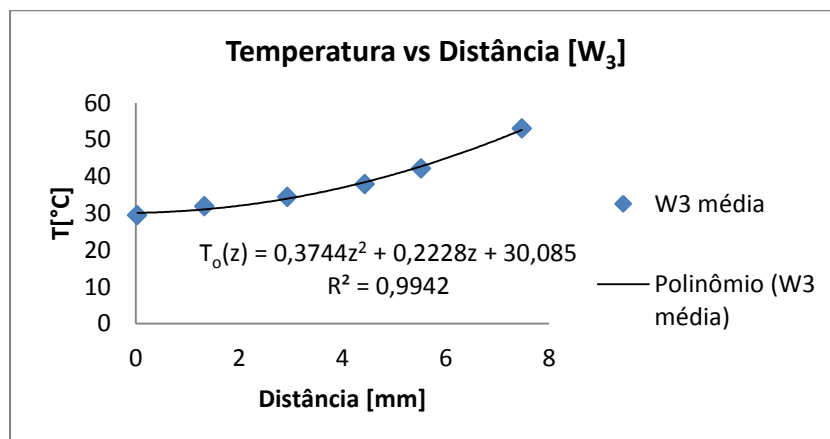


Figura 6.25 – Curva média da temperatura vs distância para a fonte de potência W₃.

Tabela 6.10 – Equações resultantes da distribuição de temperatura ($T_o(z)$) e suas respectivas derivadas.

$F_2(W/cm^2)$	$T_o(z)$	$dT_o(z)/dz$
50	$0,1108z^2 - 0,119z + 25,272$	$0,2216z - 0,119$
100	$0,4803z^2 - 0,2067z + 28,229$	$0,9607z - 0,2067$
150	$0,3744z^2 + 0,2228z + 30,085$	$0,7488z - 0,2228$

Como pode ser observado na Tab. 6.10, foram interpolados aos dados experimentais polinômios de segunda ordem com coeficientes de correlação da ordem de 0,99. As equações mostradas na Tab. 6.10 são utilizadas nas Eqs 5.3 e 5.4 para estimar o gradiente de temperatura nos estudos *in vitro*.

6.3.2. Modelo matemático adaptado

As Figuras 6.26 a 6.35 mostram as curvas de temperatura em função do tempo para os modelos matemáticos adaptados de Xu; Lu; Seffen (2007) considerados no capítulo V. Verifica-se, pelo comportamento das curvas referentes à superfície da pele ($z_1 = -H/2$), que a taxa de variação da temperatura para as potências de 1 e 1,5 W, torna-se mais difícil controlar o tempo de permanência do laser para que a pele alcance uma temperatura da ordem de 55°C , referente à temperatura de soldagem. Como não há o efeito da perfusão sanguínea, o nível de temperatura tende a aumentar enquanto a fonte de calor atuar na superfície. Das Figuras referentes à $z_1 = 0$, ou seja, o centro da amostra observa-se um comportamento similar para todos os níveis de potência. No entanto, evidentemente a taxa de variação da temperatura aumenta a medida em que se aumenta o nível de potência. Já para as figuras referentes à posição inferior da amostra ($z_1 = H/2$), observa-se uma temperatura constante e correspondente à temperatura ambiente. Isso se dá devido às condições de contorno do problema conforme descrito no capítulo V. A Figura 6.35 mostra a curva da tensão pela distância no interior da amostra, para vários tempos de aplicação do laser.

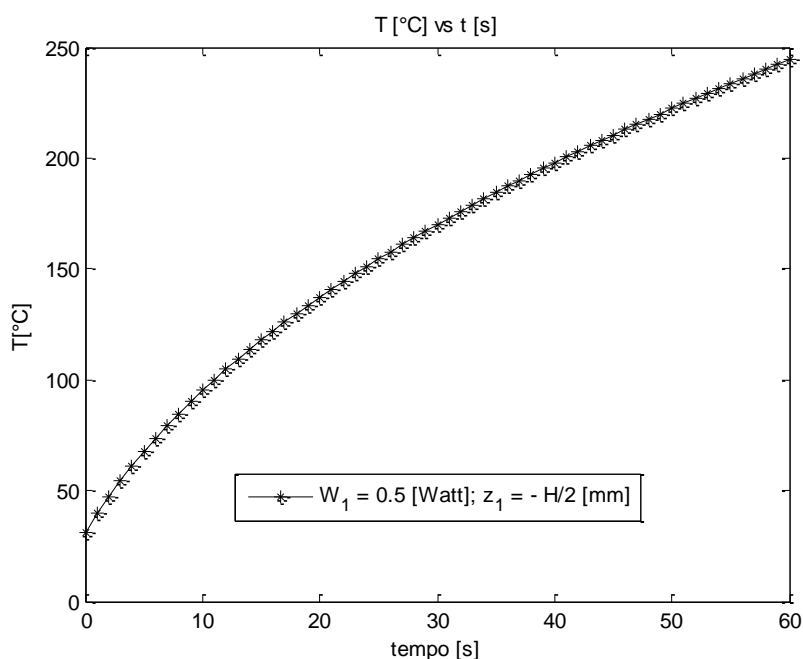


Figura 6.26 – Temperatura *versus* tempo do modelo matemático adaptado para a condição $W_1 = 0,5 \text{ [Watts]}$ a uma distância $z_1 = -H/2$.

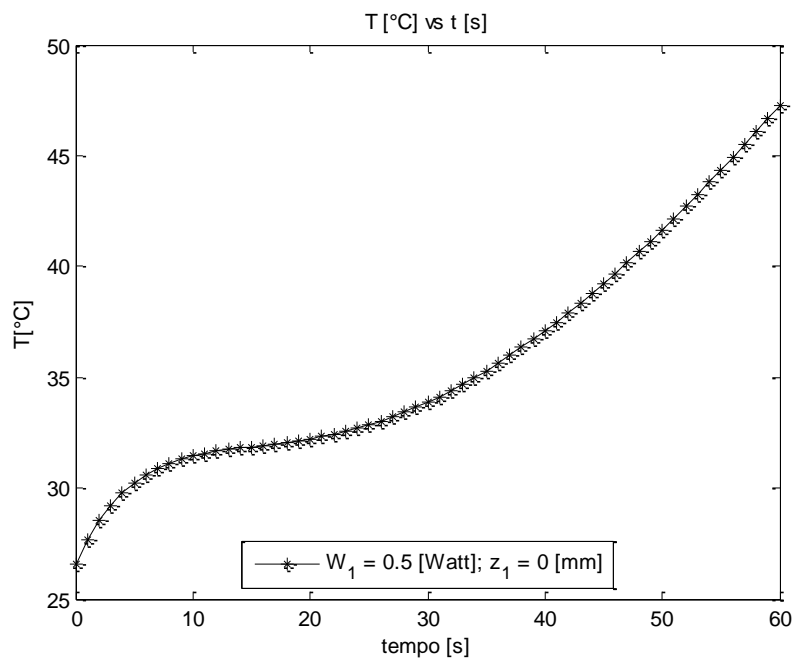


Figura 6.27 – Temperatura *versus* tempo do modelo matemático adaptado para a condição $W_1 = 0,5$ [Watts] a uma distância $z_1 = 0$.

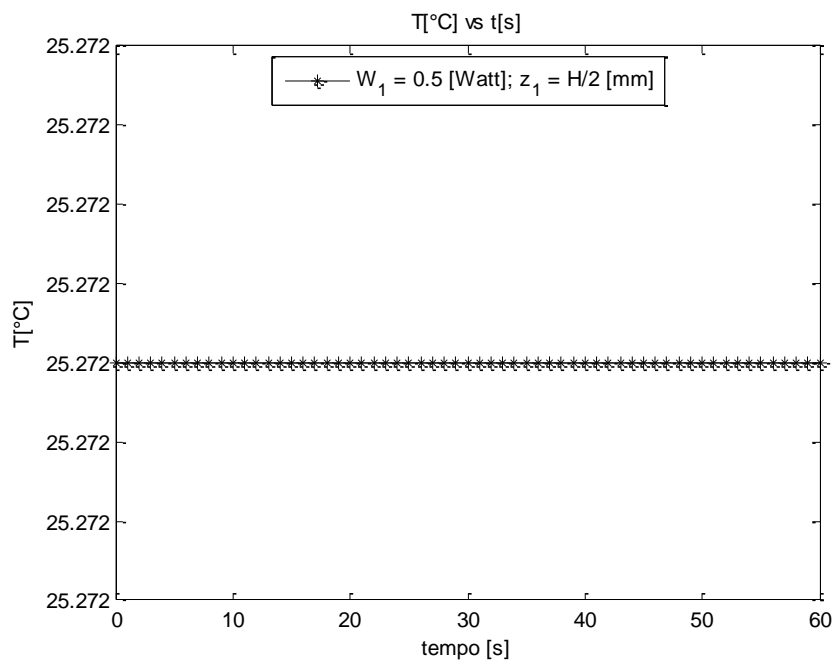


Figura 6.28 – Temperatura *versus* tempo do modelo matemático adaptado para a condição $W_1 = 0,5$ [Watts] a uma distância $z_1 = H/2$.

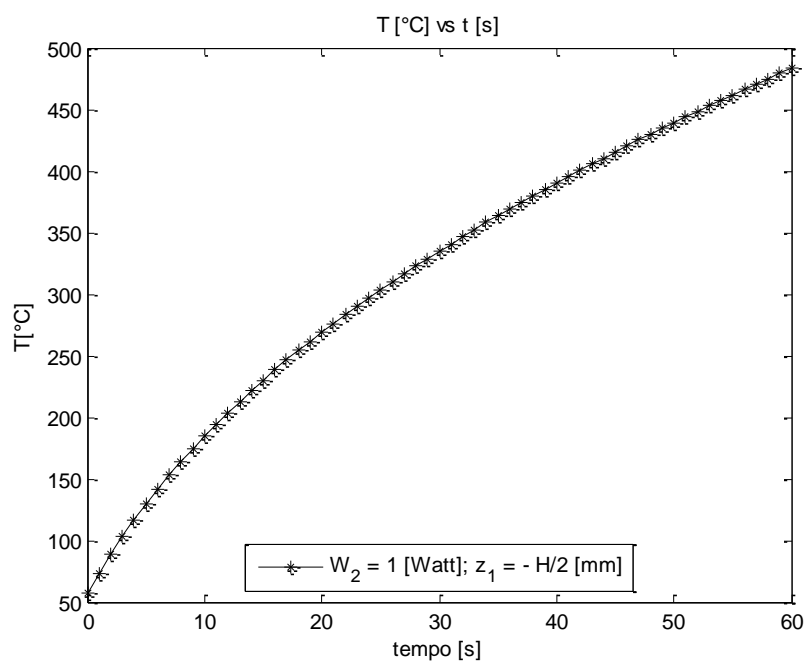


Figura 6.29 – Temperatura *versus* tempo do modelo matemático adaptado para a condição $W_2 = 1$ [Watts] a uma distância $z_1 = -H/2$.

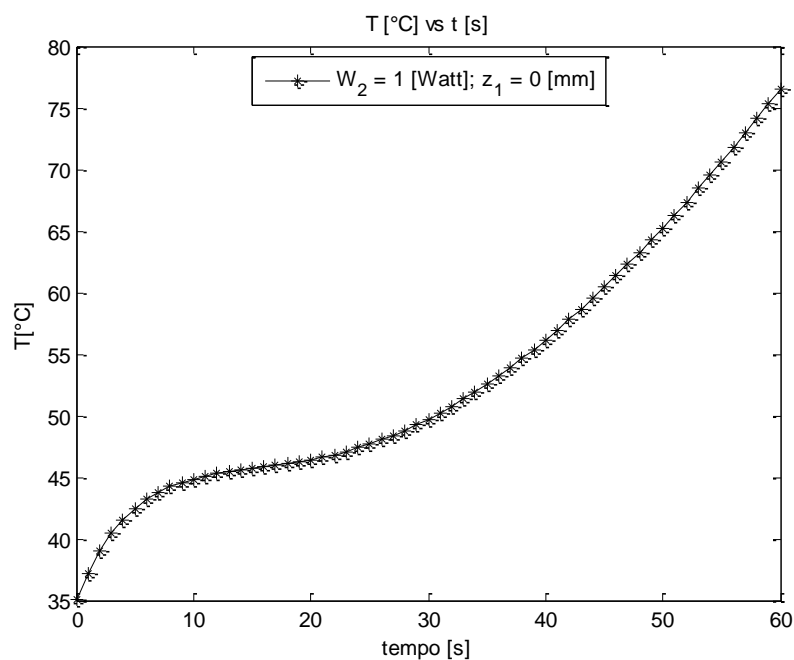


Figura 6.30 – Temperatura *versus* tempo do modelo matemático adaptado para a condição $W_2 = 1$ [Watts] a uma distância $z_1 = 0$.

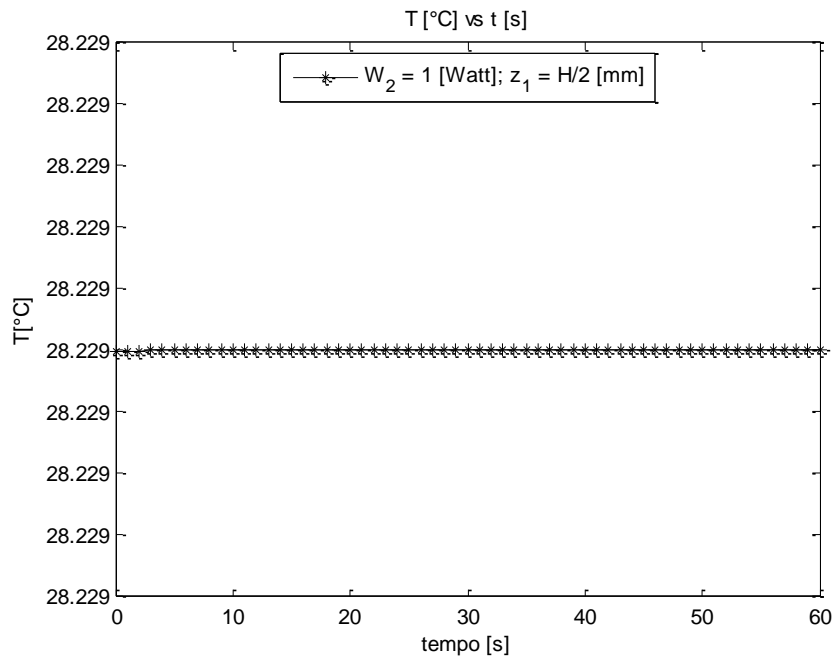


Figura 6.31– Temperatura *versus* tempo do modelo matemático adaptado para a condição $W_2 = 1$ [Watts] a uma distância $z_1 = H/2$.

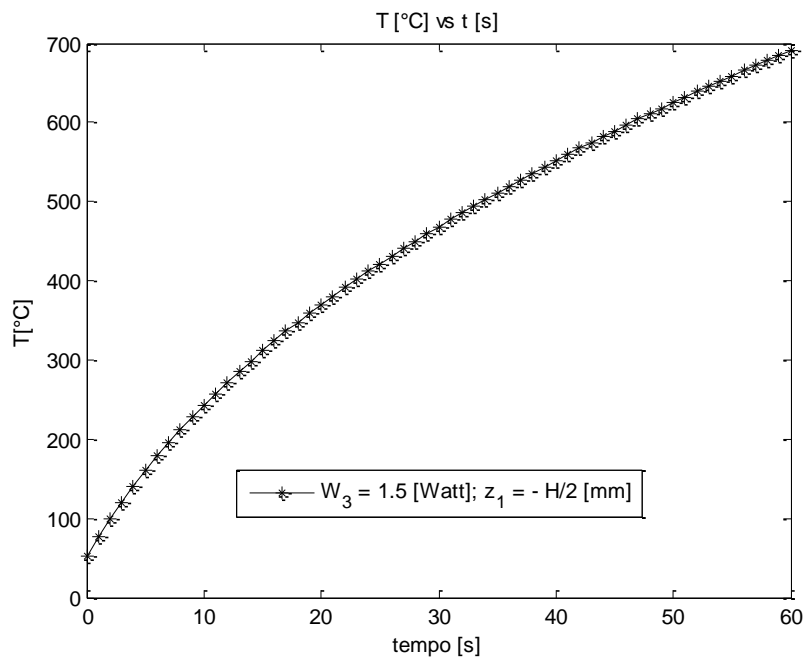


Figura 6.32– Temperatura *versus* tempo do modelo matemático adaptado para a condição $W_3 = 1,5$ [Watts] a uma distância $z_1 = -H/2$.

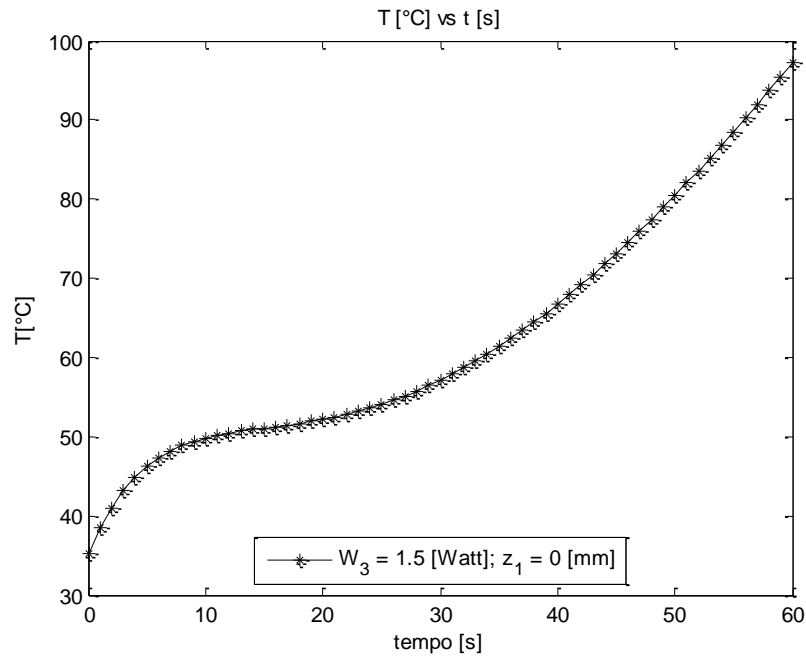


Figura 6.33– Temperatura *versus* tempo do modelo matemático adaptado para a condição $W_3 = 1,5$ [Watts] a uma distância $z_1 = 0$.

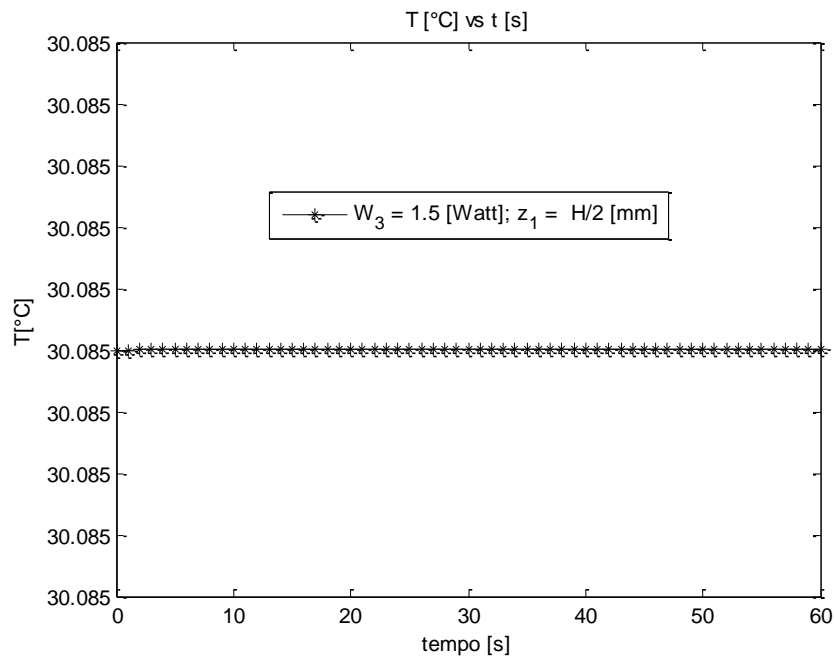


Figura 6.34– Temperatura *versus* tempo do modelo matemático adaptado para a condição $W_3 = 1,5$ [Watts] a uma distância $z_1 = H/2$.

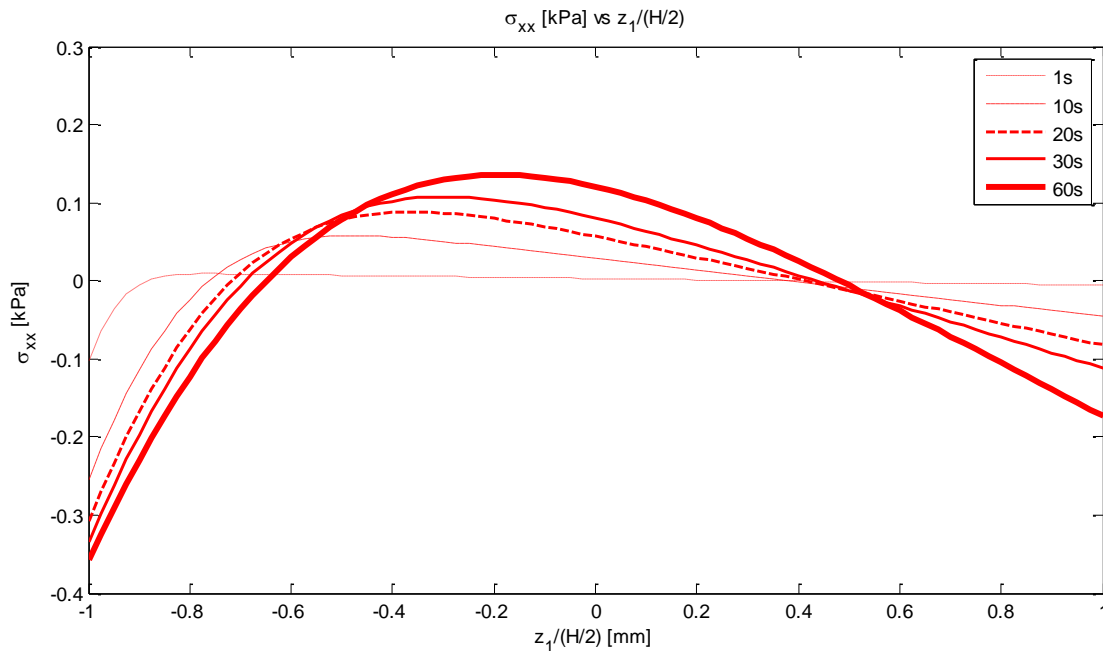


Figura 6.35– Tensão *versus* distância no interior do tecido, condição $W_3 = 1,5$ [Watts] e vários tempos.

6.3.3. Modelo matemático utilizando similitude

Comparando o valor da temperatura medida experimentalmente e pela equação preditiva observou-se uma boa concordância entre os valores. A Tabela 5.4 mostra os valores obtidos experimentalmente, para avaliação de π_1 em função de π_3 . De posse dessa tabela, para efeito de comparação, fez-se o cálculo da temperatura utilizando a equação preditiva. A Tabela 6.11 mostra 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 6.36 mostra o gráfico da temperatura em função da distância, referentes aos valores da temperatura da Tab. 6.11.

As Figuras 6.37, 6.38 e 6.39 mostram os gráficos da temperatura em função do tempo. Essas curvas foram obtidas considerando-se um intervalo de tempo de 45 a 85 segundos, que corresponde a faixa de validade do experimento. Os gráficos foram obtidos considerando-se a condição extrema que corresponde à superfície da pele exposta ao fluxo de calor.

Tabela 6.11 – Valores de Temperatura medida experimentalmente e calculada pela equação preditiva em função da distância.

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

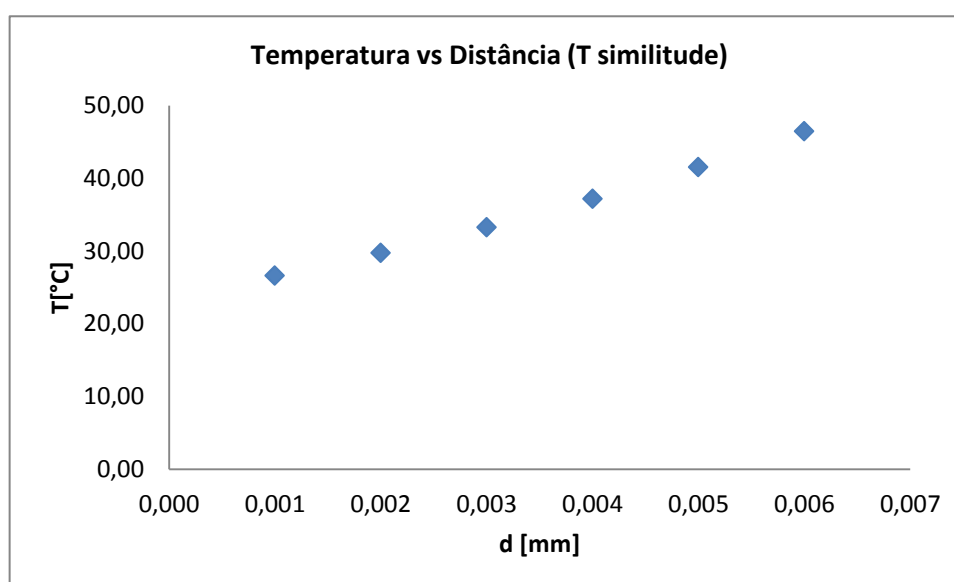


Figura 6.36–Temperatura versus distância obtidas do modelo de similitude para a condição $W_3 = 1,5$ [Watts] para $t = 60$ [s].

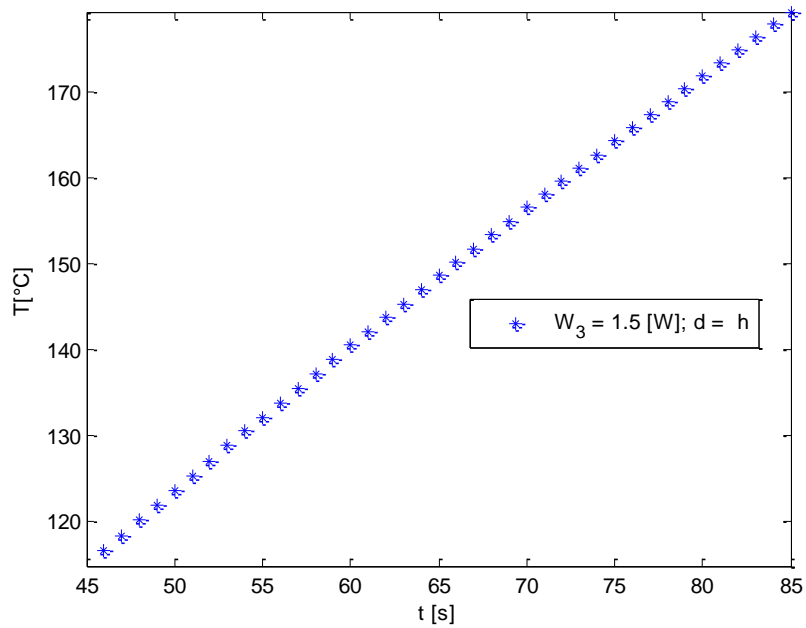


Figura 6.37–Temperatura *versus* tempo obtidas do modelo de similitude para a condição $W_3 = 1,5$ [Watts] a uma distância $d = h = 8$ mm (superfície da pele) e $45 < t < 85$ [s].

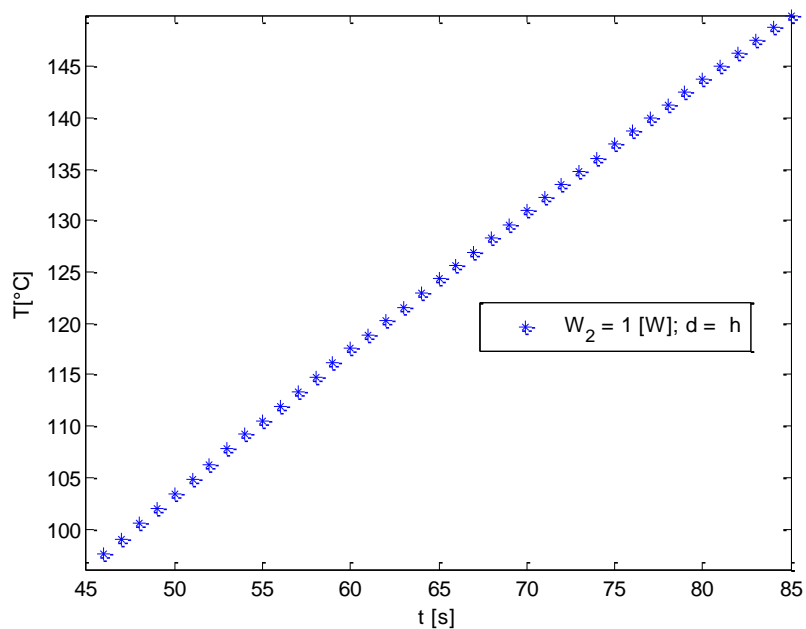


Figura 6.38 – Temperatura *versus* tempo obtidas do modelo de similitude para a condição $W_2 = 1$ [Watts] a uma distância $d = h = 8$ mm (superfície da pele) e $45 < t < 85$ [s].

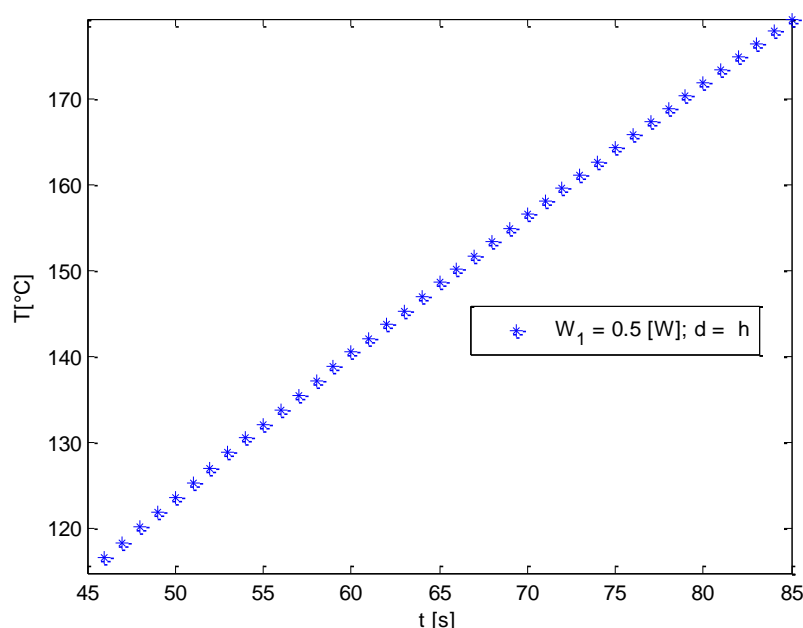


Figura 6.39 – Temperatura *versus* tempo obtidas do modelo de similitude para a condição $W_1 = 0,5$ [Watts] a uma distância $d = h = 8\text{mm}$ (superfície da pele) e $45 < t < 85$ [s].

6.4. Vantagens e Desvantagens da Soldagem de Tecidos Biológicos

O grau de sucesso de toda técnica cirúrgica nova deve ser julgada, ou seja, comparada com as técnicas já existentes. De certa forma é consenso na literatura que a soldagem de tecidos utilizando o laser como fonte de energia fornece vantagens em relação à sutura convencional (FRIED; WALSH, 2000; MCNALLY, et al., 1999; FIGUEIREDO, 2009).

Por enquanto, é pouco provável que a soldagem a laser de tecidos substitua a sutura convencional em todas as aplicações, mas já alcançou uma funcionalidade comparável com técnicas convencionais de união de tecidos com a adição de algumas vantagens como menor tempo de operação (OTT, et al., 2001; FRIED; WALSH, 2000), requer uma menor habilidade do cirurgião (OTT, et al., 2001), reduz o trauma provocado pela agulha (MCNALLY, et al., 1999; FIGUEIREDO, 2009), diminui a reação devido à presença de corpo estranho (OTT, et al., 2001; FRIED; WALSH, 2000; POPPAS; SCHERR, 1998) e diminui o sangramento promovendo um estanque imediato (FRIED; WALSH, 2000; POPPAS; SCHERR, 1998). Além disso, uniões de tecidos utilizando calor advindo de fonte a laser tendem a cicatrizar mais rapidamente e, além disso, exibem uma melhor aparência (FRIED; WALSH, 2000; POPPAS; SCHERR, 1998).

Embora a união de tecidos biológicos com a utilização do laser apresente sucesso nas aplicações experimentais, algumas desvantagens inerentes ao método dificultam sua aceitação pela comunidade médica. Uma faixa estreita separa o sucesso e o fracasso na soldagem de tecidos. Uma dificuldade associada ao método é o nível de radiação que o tecido será exposto. Elevados níveis de radiação apresenta o risco de causar a carbonização do tecido ou mesmo a formação de aneurismas. Irradiação excessivamente baixa resulta em uniões fracas, ao passo que uma irradiação excessiva pode resultar em danos térmicos para o tecido como o encolhimento e desidratação do tecido reduzindo assim a flexibilidade e resistência da solda.

Estudos (MCNALLY, et al., 1999; FRIED; WALSH, 2000) destacam duas desvantagens da soldagem a laser quando da aplicação clínica da técnica: a primeira é a baixa resistência da união, especialmente na fase aguda de cicatrização que dura até o quinto dia do pós-operatório; a segunda é o dano térmico do tecido pela aplicação do laser.

Além disso, a dificuldade da técnica como a ambigüidade do ponto final, aposição de tecido e a baixa reprodutibilidade também são desvantagens do método. Os cirurgiões geralmente procuram por sinais visíveis de que o tecido está sendo aquecido, tal como coaptação do tecido, descoloração, desidratação e contração, como marcadores de ponto de extremidade para a fusão do tecido. Estes indicadores são bastante subjetivos e nem sempre são confiáveis. Uma aposição adequada das bordas do tecido também é essencial para soldagem do tecido, onde até mesmo as menores falhas podem agir como um ponto importante para o fracasso da reparação.

De forma sintetizada a Tab. 6.11 mostra algumas técnicas empregadas para a união de tecidos com suas vantagens e possíveis desvantagens.

Tabela 6.11 – Métodos de Fechamento de incisões/feridas.

Método	Vantagens	Possíveis desvantagens
Sutura	_Baixo custo	_Trauma do tecido provocado pela agulha
	_Flexível	_Reação devido à presença de corpo estranho
	_Confiável	_Dificuldade de executar em aplicações micro-cirúrgicas
	_Adequado para vários tipos de tecidos	_Não promove o fechamento imediato
		_A técnica varia de acordo com a experiência e habilidade do cirurgião

Grampos	_Mais adequado que a sutura em aplicações micro-cirúrgicas	_Provoca trauma no tecido _Reação devido a presença de corpo estranho _Não promove o fechamento imediato _Não é facilmente adaptável a todos os tipos de tecidos
Adesivos Biológicos e Sintéticos	_Efetivo para hemostasia _Trata grandes áreas rapidamente	_Baixa resistência da união _Geralmente requer o uso de suturas _Podem ser tóxicos _Os adesivos sintéticos não são absorvidos pelo tecido _Podem provocar reações no tecido incluindo infecção, alergias e reação devido à presença de corpo estranho
Soldagem a laser	_Menor tempo operatório (comparado com a sutura) especialmente em aplicações micro-cirúrgica _Redução do trauma _Requer uma menor habilidade do cirurgião _Redução do trauma da agulha _Diminuição da reação devido à presença de corpo estranho _Permite selar incisões secas e úmidas/molhadas _Permite o fechamento imediato _Permite uma cicatrização rápida e exibe uma melhor aparência cosmética	_Baixa resistência da união, especialmente na fase aguda de cicatrização _Potencial dano térmico _Baixa reprodutibilidade _Ambiguidade quanto ao ponto final _Requer boa aposição das bordas do tecido a ser soldadas

Os resultados encontrados neste estudo *in vitro* confirmam as discussões anteriores, principalmente no tocante às dificuldades relacionadas com o processo de soldagem propriamente dito. Acredita-se que a condição de soldagem *in vivo* deva fornecer uniões bem mais resistentes e outros aspectos não observados neste estudo. Principalmente em função de parâmetros como a difusividade térmica em função da circulação sanguínea e

influencia das propriedades do colágeno contida na pele. No entanto, os estudos indicaram que a utilização de parâmetros adequados para a fonte de laser pode promover a união principalmente na presença de aceleradores como os materiais de adição.

CAPÍTULO VII

CONCLUSÃO

Este trabalho avaliou um processo alternativo de sutura da pele utilizando soldagem a laser. As análises foram desenvolvidas a partir de ensaios *in vitro* utilizando amostras de pele de suínos e modelos matemáticos. As características das uniões soldadas foram avaliadas através da determinação do gradiente térmico, de uma análise qualitativa quanto ao aspecto visual e da resistência mecânica considerando como variáveis de influência a potência do laser, a pressão aplicada na incisão e o material de adição.

Um modelo matemático utilizado para análises *in vivo* foi adaptado para as análises *in vitro* deste estudo visando estimar os efeitos térmicos e a distribuição de tensão que pode ocorrer na pele submetida ao calor gerado pelo laser. Este modelo foi complementado através de uma estimativa da temperatura local medida na espessura da pele utilizando um aparato experimental.

Paralelamente, um novo modelo matemático, utilizando técnicas de similitude foi desenvolvido especificamente para estimar o gradiente térmico ao longo da espessura de amostras de pele de suínos submetidas a diferentes níveis de potência e tempo de exposição do laser.

Dos estudos realizados, pode-se concluir que:

- É possível obter uma união das bordas de uma incisão com a utilização de um laser como fonte de energia, utilizando o comprimento de onda na região do infravermelho próximo;
- A união proveniente da soldagem a laser, como realizado no presente trabalho, fornece uma baixa resistência mecânica. Isto ocorre, porque as propriedades do

colágeno não são aproveitadas em uma amostra *in vitro*. A utilização de materiais de adição melhora a resistência das uniões soldadas;

- Apesar das amostras submetidas à pressão externa apresentarem, de um modo geral, uma baixa resistência, é provável que a aplicação de pressão nas bordas de uma incisão, em uma condição *in vivo*, melhore o contato e consequentemente a resistência da união;
- Como o trabalho foi implementado *in vitro*, a única força existente no reparo é decorrente da desnaturação proveniente do material de adição, sendo assim o agente responsável por promover a resistência da união. No entanto, do ponto de vista de uma união realizada *in vivo*, a solda e a sutura são importantes apenas na fase inicial, ou seja, até que a regeneração do tecido retome a resistência normal;
- Os modelos matemáticos propostos para avaliar o gradiente térmico ao longo da espessura do tecido, possuem uma boa correlação com os dados experimentais, podendo ser utilizados para uma análise do problema em função das dificuldades de implementar uma análise experimental. Outra vantagem destes modelos é a possibilidade da sua utilização para validar modelos numéricos de elementos finitos.

Como sugestão para trabalhos futuros pode-se destacar:

- Projetar um novo dispositivo de aplicação de pressão, visando uma melhor adaptação às bordas da incisão;
- Projetar um dispositivo que permita movimentos nas direções x, y e z controlados através do computador, permitindo assim um controle da densidade de energia;
- Avaliar a soldagem da pele com a utilização de outros materiais de adição como, por exemplo, o fibrinogênio, albumina bovina, plasma e etc.;
- Avaliar a variação de temperatura ao longo da espessura do tecido com a utilização do material de adição;
- Desenvolver dispositivos que promovam a união dos tecidos pela aplicação de calor ou pela passagem de corrente elétrica que sejam de baixo custo;
- Avaliar comparativamente a viabilidade da soldagem da pele através da utilização dos dispositivos de corrente elétrica, calor e laser *in vivo*;
- Avaliar histologicamente o processo de cicatrização utilizando os processos de sutura, soldagem a laser, corrente elétrica e calor;
- Desenvolver modelos numéricos de elementos finitos visando avaliar o problema da soldagem de pele utilizando técnicas de biotransferência de calor.

CAPÍTULO VIII

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABRAMSON, D. I. Circulation in the extremities. **Academic press**, New York, 1967.

ALMEIDA, Á. E. R. F. D.; ALMEIDA, Z. M. O. F. D. **Manual de Suturas. Roteiro Prático**. UFMG. Belo Horizonte, p. 23. 2007. (Apostila).

BAGNATO, V. S. **Laser e suas aplicações em Ciência e Tecnologia**. 1. ed. São Paulo: Livraria da Física, 2008.

BANKS, W.J. **Histologia Veterinária Aplicada**. 2 ed. São Paulo: Manole, 1992. 629 p.

BIONDO-SIMÕES, M. L. P.; VIVI, A. A. G.; FAGUNDES, D. J. Adesivos em anastomoses do trato digestivo. **Acta Cirúrgica Brasileira**, São Paulo, v. 8, n. 1, p. 41-44, 1993.

BRODIE, L. M. **Welding of Skin using Nd:YAG Laser with Bipolar Contact Applicators**. University of Southern Queensland Faculty of Engineering and Surveying. [S.l.], p. 242. 2003.

CHAMPE, P.; HARVEY, R. A.; FERRIER, D. R. **Bioquímica Ilustrada**. 4. ed. Porto Alegre: Artmed, 2009. 528 p.

DENG, Z. S.; LIU, J. Analytical study on bioheat transfer problems with spatial or transient heating on skin surface or inside biological bodies. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 124, p. 638-649, 2002.

FERREIRA, M. L. G; CHAUDON, M. B. O; ABÍLIO, E. J.; CARVALHO, E. C. Q.; JAMEL, N.; ROMÃO, M. A. P.; NUNES, V. A. Estudo comparativo entre os fios de ácido poliglicólico e poliglactina na ileocistoplastia em cães (*Canis familiaris*). **Revista Brasileira de Ciência Veterinária**, Rio de Janeiro, v. 12, p. 84-88, 2005.

FIGUEIREDO, R. L. P. D. **Soldagem Térmica de Tecido Biológico Rico em Colágeno (Aorta Porcina)**. Dissertação de Mestrado -Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, p. 90 f. 2009.

FILHO, R. M.; PEREIRA, V. F.; GASSEN, H. T.; JUNIOR, A. N. S.; HERNANDEZ, P. A. G.; JUNIOR, S. A. Q. M. Análise histológica comparativa entre o reparo de feridas cutâneas tratadas por sutura com fio de náilon e o adesivo octil-2-cianoacrilato em ratos. **RFO**, Passo Fundo, v. 15, n. 3, p. 263-267, set./dez 2010.

FONTES, C. E. R.; TAHA, M. O.; FAGUNDES, D. J; FERREIRA, M. V.; PRADO FILHO, O. R.; MARDEGAN, M. J. Estudo comparativo do reparo de ferimento de fígado com cola de fibrina e cianoacrilato. **Acta Cirúrgica Brasileira** , v. 19, n. 1, p. 37 - 42, Jan-Fev 2004.

FRIED, N. M.; WALSH, J. T. J. Laser skin welding: in vivo tensile strength and wound healing results. **Lasers in Surgery and Medicine**, v. 27, p. 55-65, 2000.

GUIMARÃES, C. S. C. **Modelagem Computacional da Biotransferência de Calor no Tratamento por Hipertermia em Tumores de Duodeno através do Método dos Volumes Finitos em Malhas Não-Estruturadas**. UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO. RECIFE, p. 93. 2003.

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.

HALES, J. R. S. et al. Thermally induced cutaneous sympathetic activity related to blood flow through capillaries and arteriovenous anastomoses. **European Journal of Physiology**, v. 375, p. 17-24, 1978.

HERD, R. M.; DOVER, J. S.; ARNDT, K. A. BASIC LASER PRINCIPLES. **LASERS IN DERMATOLOGY**, v. 15, n. 3, July 1997

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. **Histologia Básica**. 11. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008. 524 p.

JOYNER, M. J.; DIETZ, N. M. Nitric oxide and vasodilation in human limbs. **Journal of Applied Physiology**, v. 83, p. 1785 - 1796, 1997.

LEMONS , D. E. et al. Significance of vessel size and type in vascular heat transfer. **American Journal of Physiology**, v. 253, p. 128-135, 1987.

LEONG, M.; PHILLIPS, L. G. CICATRIZAÇÃO DE FERIDAS. In: TOWNSEND, C. M., BEAUCHAMP, R. D.; EVERS, B. M.; MATTOX, K. L. **Sabiston, Tratado de Cirurgia. A Base Biológica da Prática Cirúrgica Moderna**. 17. ed. [S.I.]: ELSEVIER, 2005. Cap. 8, p. 183-204.

LUBASHEVSKY, I. A.; GAFIYCHUK, V. V. Mathematical description of the heat transfer in living tissue. **adap-org/9911001**, 2004.

MANCINI, M. W. **Aspectos Gerais da Técnica de Tratamento Endovenoso de Varizes com Laser (Endolaser)**. Nupen. São Carlos, p. 44. 200-? (Apostila).

MANDELBAUM, S. H.; SANTIS, É. P. D.; MANDELBAUM, M. H. S. Cicatrização: conceitos atuais e recursos auxiliares - Parte I. **Anais Brasileiros de Dermatologia**, Rio de Janeiro, v. 4, n. 78, p. 393-410, jul./ago 2003.

MARINHO, P. V. T. **Análise comparativa entre dermorráfias realizadas com fio de nylon e adesivo de etil-cianoacrilato (Superbonder®) em ovinos**. UFCG. Patos, p. 42. 2010. (Trabalho de conclusão de curso de Medicina Veterinária, Cirurgia Animal).

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.

MENDONÇA, P. E. M. F. D. O LASER na Biologia. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 20, n. 1, mar 1998.

MENOVSKY, T.; BEEK, J. F.; VAN GEMERT, M. J. C. Laser tissue welding of dura mater and peripheral nerves: a scanning electron microscopy study. **Lasers in Surgery and Medicine**, v. 19, p. 152-158, 1996.

MURPHY, G. **Similitude in Engineering**. Iowa State University – N.Y.: The Ronald Press Company, 1950.

NIEMZ, M. H. **Laser-Tissue Interactions Fundamentals and Applications**. 3. ed. New York: Springer, 2003.

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.

OZISIK, M. N. **Heat Conduction**. New York: Wiley, 1993.

PATON, B. E.; LEBEDEV, V. K.; VORONA, D. S.; KARCHEMSKY, V. I.; FURMANOV, Y. A.; LEBEDEV, A. V.; VASILCHENKO, V. A.; SIDORENKO, D. F. **Bonding of soft biological tissues by passing high frequency electric current therethrough**. US 6,562,037 B2, 13 May 2003.

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.

PENNES, H. H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. **Journal Applied of Physiology**, v. 1, p. 93-122, 1948.

PETROIANU, A.; SILVA, A. A.; MELO, M. A. B.; VASCONCELLOS, L. S. Comparação entre cola biológica e sutura em cicatrização da pele. **Rev. Col. Bras. Cir.**, Rio de Janeiro, v. 28, n. 4, p. 249-253, Aug 2001.

POPPAS, D. P.; SCHLOSSBERG, S. M. Laser tissue welding in urologic surgery. **Urology**, v. 43, n. 2, p. 143-148, February 1994.

REECE, T. B.; MAXEY, T. S.; KRON, I. L. A prospectus on tissue adhesives. **The American Journal of Surgery**, New York, v. 182, p. 40-44, 2001.

RUBINSKY, B. NUMERICAL BIOHEAT TRANSFER. In: MINKOWYCZ, W. J.; SPARROW, E. M.; MURTHY, J. Y. **Handbook of Numerical Heat Transfer**. Second Edition. ed. [S.l.]: JOHN WILEY & SONS, INC, 2006. Cap. 26, p. 852 - 882.

SAITO, C. T. M. H. et al. Reação do tecido conjuntivo subcutâneo de ratos aos fios de sutura poliglecaprone 25 (monocryl) e poliglactina 910 (vicryl). **Salusvita**, Bauru, v. 26, n. 2, p. 27-38, 2006.

SARDENBERG, T.; MULLER, S. S.; SILVARES, P. R. A.; MENDONÇA, A. B.; MORAES, R. R. L. Avaliação das propriedades mecânicas e dimensões de fios de sutura utilizados em cirurgia ortopédicas. **Acta Ortopédica Brasileira**, Brasil, v. 11, p. 88-94, jun 2003.

SCHERR, D. S.; POPPAS, D. P. Laser tissue welding. **Technologic Advances in Urology: Implications for the Twenty-First Century**, v. 25, n. 1, p. 123-135, Fevereiro 1998.

SCHÖBER, R.; ULRICH, F.; SANDER, T.; DURSELEN, H.; HESSEL, S. Laser-induced alteration of collagen substructure allows microsurgical tissue welding. **Science**, v. 232, n. 4756, p. 1421-1422, June 1986.

SERURE, A.; WITHERS, E. H.; THOMSEN, S. Comparison of carbon dioxide laser assisted microvascular sutured anastomosis. **Surg Forum**, n. 34, p. 634-636, 1984.

SILVA, G. M. L. L. D. **Análise da Biotransferência de Calor nos Tecidos Oculares Devido à Presença de Implantes Retinianos através da Utilização do Método dos Volumes Finitos em Malhas Não-Estruturadas**. UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO. Recife, p. 72. 2004.

SILVA, L. S.; SANTOS, A. L. Q.; FIGUEIRA NETO, J. B. Utilização de adesivos teciduais em cirurgias. **Bioscience Journal**, Uberlândia, v. 23, p. p.108 - 119, Oct/Dec 2007.

SINGER, A. J.; CLARK, R. A. F. CUTANEOUS WOUND HEALING. **The New England Journal of Medicine**, v. 341, n. 10, Sept 1999.

SMALL, W.; CELLIERS, P. M.; KOPCHOK, G. E.; REISER, K. M.; HEREDIA, N. J.; MAITLAND, D. J.; EDER, D. C.; LONDON, R. A.; HEILBRON, M.; HUSSAIN, F.; WHITE, R. A.; SILVA, L. B.; MATTHEWS, D. L. Temperature Feedback and Collagen Cross-Linking in Argon Laser Vascular Welding. **Lasers in Medical Science**, Davis, v. 13, p. 98–105, 1998.

SOUZA, M. et al. Fios de sutura: uma revisão histórica. **Revista de Ciencias Biologicas e da Saúde**, v. 2, n. 1, p. 98-100, 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.

TABAKOGLU, H. O.; GÜLSOY, M. In vivo comparasion of near infrared lasers for skin welding. **Lasers in Medical Science**, v. 25, p. 411-421, 2010.

TALMOR, M.; BLEUSTEIN, C. B.; POPPAS, P. A biotechnological advance for the future. **Archives of Facial Plastic Surgery**, v. 3, p. 207-213, 2001.

TAZIMA, M. F. G. S.; VICENTE, Y. A. M. V. A.; MORIYA, T. Biologia da ferida e cicatrização. **Fundamentos em Clínica Cirúrgica - 1ª parte, capítulo II**, Ribeirão Preto, v. 41, n. 3, p. 259-264, 2008.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. **Principles of Anatomy and Physiology**. 12. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons, Inc., 2009.

TORTORA, G. J.; GRABOWSKI, S. R. **Princípios de Anatomia e Fisiologia**. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

WHITE, R. A.; KOPCHOK, G.; PENG, S.-K.; FUJITANI, R.; WHITE, G.; KLEIN, S. Laser Vascular Welding - How Does It Work? **Annals of Vascular Surgery**, v. 1, n. 4, p. 461-464, 1986.

WHITTON, J. T.; EVERALL, J. D. The thickness of the epidermis. **British Journal of Dermatology**, v. 89, p. 467 - 476, 1973.

XU, F.; LU, T. J.; SEFFEN, K. A. Biothermomechanics of skin tissue. **Journal of the Mechanics and Physics of Solids**, v. 56, p. 1852-1884, 2007.

XU, F.; LU, T. J.; SEFFEN, K.; NG, E. Y. K. Mathematical Modeling of Skin. **Appl. Mech. Rev.**, v. 62, n. 5, jul 2009.

YEN, A.; BRAVERMAN, I. M. Ultrastructure of the human dermal microcirculation : the horizontal plexus of the papillary dermis. **Journal of Investigative Dermatology**, v. 66, p. 31- 142, 1976.

YOUNG, H. D.; FREEDMAN, R. A. **Física IV: ótica e física moderna**. 12. ed. São Paulo: PEARSON, v. 4, 2009. 418 p.