



**ESCOLA DE ENGENHARIA
FACULDADE DE ARQUITETURA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESIGN**

Dissertação de Mestrado

**DESIGN DE GRAMPO DE SUTURA: BIÔNICA APLICADA NO ESTUDO DO
MECANISMO DA MANDÍBULA DA FORMIGA *ATTA LAEVIGATA***

Thays Obando Brito

Porto Alegre

2014



**ESCOLA DE ENGENHARIA
FACULDADE DE ARQUITETURA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESIGN**

Thays Obando Brito

**DESIGN DE GRAMPO DE SUTURA: BIÔNICA APLICADA NO ESTUDO DO MECANISMO
DA MANDÍBULA DA FORMIGA *ATTA LAEVIGATA***

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Design da Universidade Federal do Rio Grande do Sul para obtenção do grau de Mestre em Design. Orientado pela Prof^a Dra. Liane Roldo
Orientadora: Prof^a. Dra. Liane Roldo

Porto Alegre

2014

BRITO, THAYS OBANDO

DESIGN DE GRAMPO DE SUTURA: BIÔNICA APLICADA NO
ESTUDO DO MECANISMO DA MANDÍBULA DA FORMIGA ATTA
LAEVIGATA / THAYS OBANDO BRITO. -- 2014.

163 f.

Orientadora: LIANE ROLDO.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do
Rio Grande do Sul, Escola de Engenharia, Programa de
Pós-Graduação em Design, Porto Alegre, BR-RS, 2014.

1. SUTURA. 2. BIÔNICA. 3. FORMIGA ATTA LAEVIGATA.
4. GRAMPO CIRÚRGICO. I. ROLDO, LIANE , orient. II.
Título.

Thays Obando Brito

**DESIGN DE GRAMPO DE SUTURA: BIÔNICA APLICADA NO ESTUDO DO MECANISMO
DA MANDÍBULA DA FORMIGA *ATTA LAEVIGATA***

Porto Alegre, 26 de setembro de 2014

Prof. Dr. Fábio Gonçalves Teixeira
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Design da UFRGS

Profª. Dra. Liane Roldo
Orientadora
Universidade Federal do Rio Grande do Sul - PGDESIGN/UFRGS

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Brasil Silva Neto
Programa de Pós – Graduação do Hospital de Clínicas de Porto Alegre
Faculdade de Medicina da UFRGS

Prof. Dr. Fabio Pinto da Silva
Programa de Pós-Graduação em Design da UFRGS - PGDesign

Prof. Dr. Luís Alberto dos Santos
Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais –
PPGE3M

Dedico esta pesquisa a todos aqueles que seguem o exemplo de
organização, trabalho e perseverança das formigas.
E que o exemplo seja seguido pela humanidade.



AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus pela oportunidade de realização deste trabalho, a toda minha família “Obando” (Ilda Marques Obando, Ivaldéia Obando, Ilma Marques Obando, Idnilda Obando de Oliveira, Lenilda Socorro Obando, Cláudia Obando, Dores de Maria Carvalho Barbosa e Nilo Barbosa Obando Júnior), ao meu pai Luciney Pereira Brito e principalmente a minha mãe Ivanilda Marques Obando pelo grande apoio no decorrer dessa jornada. Ao meu noivo Laércio Jandir Arndt pela cumplicidade e paciência. Ao meu avô Nilo Barbosa Obando pelos ensinamentos para conduzir a minha vida da melhor maneira possível, sempre com os pés no chão, sem esquecer nunca das raízes.

A minha orientadora Dra. Liane Roldo, por acreditar em mim, não medindo esforços para realização desta pesquisa.

Agradeço a toda equipe do Laboratório de Design de Seleção de Materiais, principalmente à Lara Elena Gomes e ao Prof. Dr. Fábio Pinto da Silva pela assessoria e por estarem sempre dispostos a ajudar no que fosse preciso desde o início do mestrado. Também gostaria de agradecer à Angela Lanzioti Perazzo, Raquel Neglia Endres, Bruna Barth Bertotto, Florence Endres, Márcia Côrrea Machado, Wilbur Trajano Guerin Coelho, Viviane Pestano, Henrique Zanine Luz, Carlos de Souza, Gustavo Bitencourt, Samuel Greggio e Wagner Soares Rossi pela grande contribuição no decorrer dessa jornada, seja contribuindo através de testes experimentais, desenhos, simulações em software ou conselhos que fizeram diferença na minha vida.

Ao professor Dr. Wilson Kindlein Júnior por todo ensinamento sobre biônica, proporcionando um encontro perfeito da biônica com o design.

Ao Instituto Nacional de Pesquisa da Amazônia (INPA) pelas doações das amostras, principalmente ao Dr. Jorge Luiz Pereira de Souza, pelo acesso e acolhimento, possibilitando tornar essa pesquisa interdisciplinar.

Ao Hospital de Clínicas pela disponibilidade, em especial a Enf. Marta Ciotto, Prof. Dr. Brasil Silva Neto e Eng. Paulo Sanches, possibilitando a execução dos testes experimentais.

A empresa Bhio Supply Indústria e Comércio de Equipamentos Médicos Ltda pela doação dos materiais e principalmente agradeço ao Diretor Industrial Ivan Miranda.

Ao Laboratório de Biomateriais (LABIOMAT) pela colaboração na execução dos protótipos, em especial ao Prof. Dr. Luís Alberto dos Santos e Nathália Oderich Muniz.

Ao Wilson Correa Rodrigues e Luis Eduardo Pinow Ribas pela orientação e realização dos tratamentos térmicos no Laboratório de Transformação Mecânica – LdTM.

Ao Laboratório de Metalurgia Física – LAMEF pela disponibilidade de realização das microdurezas nas amostras, em especial ao Prof. Dr. Afonso Reguly, Dr. Marcio Levi Kramer de Macedo e Lucas Grilo Mendonça.

Ao Adalberto Cheiran da Secretaria de Desenvolvimento Tecnológico - SEDETEC da UFRGS pelas orientações sobre as proteções industriais.

Ao laboratório ViD-Virtual Design, especialmente a Prof^a. Dra. Branca Freitas de Oliveira pela permissão das simulações do grampo no Abaqus.

A todos meus amigos (Rosaly Fernandes Lima, Izabelle Obando Matos Brenda Maria Pereira Telles, Ticiane Obando Monteiro, Francismeire Telles e Marlúcia Cardoso) que mesmo de longe sempre acreditaram na minha conquista. Também gostaria de agradecer à Fundação de Amparo à Pesquisa do Amazonas - FAPEAM e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico - CNPQ pela concessão da bolsa de estudo.

RESUMO

O design de produto, acompanhando o desenvolvimento tecnológico e entendendo as necessidades da sociedade, tem a contribuir com os diferentes segmentos. Nesse caso, com área médica, enfatizando a problemática das atuais técnicas de sutura por fio, grampo e adesivo, que continuam sendo um desafio técnico para o cirurgião. Essa pesquisa analisa a mandíbula da formiga saúva soldado *Atta laevigata* (F. Smith, 1858), a fim de gerar um sistema inovador de sutura, tornando a sutura mais ágil e eficiente com o menor custo possível. A proposta de metodologia para o desenvolvimento do grampo cirúrgico foi baseado na biônica, no qual se investigou o sistema natural, quanto a sua forma, mecânica e medidas, utilizando ferramentas como a digitalização tridimensional, estéreo microscópio, microscopia eletrônica de varredura, microCT e corte a laser, apontando a viabilidade desse sistema natural na sutura. A partir da digitalização tridimensional foi possível identificar as medidas das cabeças e mandíbulas das formigas. As microscopias e microCT permitiram a análise morfológica das amostras, além da compreensão quanto ao mecanismo de funcionamento do sistema natural quando utilizado na sutura. Com base na investigação e entendimento sobre o sistema natural, *Atta laevigata*, foi possível desenvolver o conceito do grampo de sutura, fabricar o modelo físico, de aço inoxidável AISI 316L e aço inoxidável AISI 420, e testá-los. Ambos os aços inoxidáveis foram tratados termicamente, entretanto, somente o grampo de aço inoxidável AISI 420 atendeu aos requisitos necessários. Ou seja, apresentou resistência mecânica e ductilidade adequadas para manipulação e aproximação das bordas do ferimento quando testado em peles de porco e frango.

Palavras-chave: sutura, biônica, formiga *Atta laevigata*, grampo cirúrgico.

ABSTRACT

*The product Design, following the technological development and understanding the needs of society, has much to contribute to the different segments. In this case, the medical area, focusing the current problems of suture by thread, clips and adhesives, that continue being technical challenge for the surgeon. This Research analyze the mandible of the sauva soldier ant, *Atta laevigata* (F. Smith, 1858), in order to develop a innovator suture system, turning the suture more agile and efficient with the lowest cost possible. The methodological proposal for the development of the cirurgical clip was based in bionic, in which investigated the natural system, regarding shape, mechanics and measures, utilizing tools such as tridimensional digitalization, stereo microscope, scanning electron microscopy, microtomography and laser cutting, pointing out the viability of this natural system in the suture. Through the tridimensional digitalization it was possible to identify the measures of the heads and mandible of the ants. The microscopy and micro tomography allowed the morphological analyses of the samples, furthermore understanding of the operating mechanism of natural system when utilized in the suture. According to the investigation and understanding about the natural system, *Atta laevigata*, it was possible to develop the concept of the suture clip, produce the physical model, with stainless steel AISI 316L and stainless steel AISI 420 in scale, and test it. Both the stainless steels were thermally treated, however, only the clips made of stainless steel AISI 420 met the necessary requirements. That is, presented mechanical resistance and ductility suited for the manipulation and approximation of the edges of the wound when tested in pig and chicken skin.*

*Keywords : suture, bionics, ant *Atta laevigata*, surgical clip.*

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 01 - Estrutura da pele evidenciando a epiderme, derme e hipoderme	27
Figura 02 - Processo de cicatrização primária (a) e secundária (b) da ferida	28
Figura 03 - Classificação dos fios absorvíveis.....	32
Figura 04 - Comparação entre fios absorvíveis em tecido subcutâneo.....	33
Figura 05 - Classificação dos fios inabsorvíveis.....	34
Figura 06 - Instrumentos auxiliares de sutura: agulha (a), pinça (b) e porta-agulha (c)	38
Figura 07 - Pinça apoiando as bordas da ferida (a), porta-agulha manipulando a agulha com o fio de sutura (b) e agulha com fio penetrando o tecido a fim de aproximar as bordas do ferimento (c).....	39
Figura 08 - Anatomia da agulha: fundo, corpo e ponta	40
Figura 09 - Tipos de fundo das agulhas: (a) fechado, (b) aberto, e (c) benjamin	40
Figura 10 – Formas do corpo das agulhas e aplicações típicas.....	42
Figura 11 – Medidas e usos das agulhas curvas e retas	43
Figura 12 - Tipos de pontas das agulhas, parte anterior da agulha, tipo de corte, tipo de lesão.....	44
Figura 13 - Pinça de dissecação sem dente (a) e pinça de dissecação com dente (b)	46
Figura 14 - Porta-agulha de Hegar e (b) porta-agulha de Mathieu.....	47
Figura 15 - Sutura com adesivo biológico	48
Figura 16 - Esquema dos grampos de aço cromo do tipo arqueado (a) e tipo retangular.....	52
Figura 17 - Aplicação dos grampos na pele com auxílio da pinça (a), remoção do grampo da pele através do extrator (b)	54
Figura 18 - Grampo fixo na camada epiderme e derme sem transfixar o tecido celular subcutâneo (a) e vista superior do grampo fixo na pele (b)	55
Figura 19 - Sistema de natural líquen <i>Parmotrema Praesorediosum</i> (a), utilização a digitalização tridimensional para captar a textura (b) e aplicação em placas de acrílico (c).....	58
Figura 20 - Sistema natural investigado, estrutura craniana e mandibular de cobra (a), malha tridimensional obtida do scanner 3D a laser, mostrando o achatamento do	

osso quadrado da espécie para o desenvolvimento do projeto de conceitual (b), dobradiça de abertura e fechamento para portas de móveis.	58
Figura 21 - Etapas da metodologia biônica para o desenvolvimento de projeto de produto.	59
Figura 22 - Casta da colônia com sua função na sociedade.....	64
Figura 23 - Características de identificação da formiga <i>Atta</i>	64
Figura 24 - Características das espécies pertencentes ao gênero <i>Atta</i>	65
Figura 25 - Formiga <i>Atta laevigata</i> (F. Smith, 1858).....	66
Figura 26 - Morfologia da cabeça da formiga com a identificação das fibras musculares e apodeme no seu interior.	66
Figura 27 - Distribuição geográfica da espécie <i>Atta laevigata</i>	67
Figura 28 - Encenação da sutura com formiga no filme <i>Apocalypto</i>	69
Figura 29 - Mão humana, manejo grosso (a) e manejo fino (b).....	70
Figura 30 - Descrição detalhada da utilização de formiga na sutura.....	72
Figura 31 – Classificação e especificações, composições, propriedades mecânicas e aplicações típicas para aços inoxidáveis ferríticos, austeníticos e martensíticos.....	75
Figura 32 - Micrografias de aços inoxidáveis martensíticos, predominância de martensita revenida: aço AISI 410 (a) e aço AISI 420 (b). Ataque químico Kaling....	77
Figura 33 - Micrografias de aços inoxidáveis ferríticos evidenciando os grãos ferríticos: aço AISI 409 (a) e aço AISI 430 (b). Ataque químico: Vilella.....	78
Figura 34 - Micrografias de aços inoxidáveis austeníticos mostrando os grãos austeníticos e contornos de macla: aço AISI 304 (a) e aço AISI 317L (b). Ataque químico: Ácido oxálico.....	79
Figura 35 – Composições, especificações, características gerais e aplicações típicas para aços inoxidáveis AISI 316L e AISI 420	79
Figura 36 – Materiais comuns utilizados na aplicação biomédicas	82
Figura 37 - Grampo de sutura desenvolvido entre UFAM e NPA.....	88
Figura 38 - Etapas da metodologia para o desenvolvimento do grampo de sutura a partir da mandíbula da formiga <i>Atta laevigata</i>	89
Figura 39 - Digitalização tridimensional em vista frontal da cabeça e mandíbula da formiga <i>Atta laevigata</i>	97
Figura 40 - Medição da cabeça e mandíbula da formiga <i>Atta laevigata</i> através da digitalização tridimensional.....	98

Figura 41 - Correlação entre medidas obtidas da formiga <i>Atta laevigata</i> : CMD x LC (a) e CME x LC (b)	99
Figura 42 - Correlação entre os ângulos das cabeças das formigas <i>Atta laevigata</i> com LC(a), CMD (b) e CME (c)	100
Figura 43 - Correlação entre CMD e CME da formiga <i>Atta laevigata</i>	101
Figura 44 – Observação via MEV da cabeça e mandíbula da <i>Atta laevigata</i> (a) e detalhe da mandíbula (b), evidenciando uma zona serrilhada na parte interna.	102
Figura 45 - Macrografia da cabeça da formiga <i>Atta laevigata</i> . Aumento de 40x	102
Figura 46 - Mandíbula da formiga <i>Atta laevigata</i> obtida por estéreo microscópio (a) e identificação das partes que a compõem (b).....	103
Figura 47 - Trajetória da mandíbula da formiga <i>Atta laevigata</i> na sutura.....	103
Figura 48 - Imagens DICOM do interior da cabeça da formiga <i>Atta laevigata</i> , em vista superior, visualizada com o software <i>InVesalius</i>	104
Figura 49 - Visualização da formiga através do software <i>InVesalius</i> em vista superior (a), vista frontal (b), vista lateral (c) e imagem tridimensional utilizando o software <i>geomagic</i> (d).....	105
Figura 50 - Representação tridimensional da cabeça da formiga <i>Atta laevigata</i> da estrutura externa (a) e interna (b).....	106
Figura 51 - Detalhes da placa de PVC suturada com <i>Atta laevigata</i> por meio do estéreo microscópio. (a), (b) e (c) cabeça da formiga fixa na placa de PVC e (d) desenho dos pontos de sutura na pele realizados por grampo e por fio.	107
Figura 52 - Estudo da forma da cabeça e mandíbula da formiga <i>Atta laevigata</i>	108
Figura 53 - Modelo físico da cabeça e mandíbula articulável da formiga <i>Atta laevigata</i>	109
Figura 54 – Tipos de grampeadores simples e seus respectivos grampos.....	110
Figura 55 – Tipos de grampeadores que apenas cortam e seus respectivos grampos	111
Figura 56 – Tipos de grampeadores que suturam e cortam, bem como seus respectivos grampos	112
Figura 57 - Árvore funcional do sistema de sutura através da mandíbula da formiga <i>Atta laevigata</i>	113

Figura 58 - Requisitos e parâmetros para a proposta do grampo de sutura a partir da <i>Atta laevigata</i>	114
Figura 59 - Configurações conceituais que resultaram em subsistemas para o desenvolvimento do grampo de sutura.	115
Figura 60 - Conceito inicial do grampo com base no sistema natural.	116
Figura 61 - Conceito detalhado a partir da analogia com a <i>Atta laevigata</i>	117
Figura 62 – Detalhe na alteração da angulação entre as estruturas de pega no sistema de sutura	118
Figura 63 - Grampo dobrado a partir de arame (a), geometria da estrutura de penetração cilíndrica triangular cortante (b), tipo de corte e lesão no tecido	119
Figura 64 - Mandíbula com 3/8 do círculo.	119
Figura 65 - Grampo acrescido de material bioabsorvível no subsistema 2.	120
Figura 66 - Ilustração do grampo aberto colocado na pele (a) e depois fechado, unindo as bordas do ferimento (b), Observa-se que as extremidades do grampo não se cruzam no interior da pele.	121
Figura 67 - Grampo com estrutura de aproximação cruzada similar ao sistema natural (a) e grampo fechado e cruzado na pele (b).	121
Figura 68 - Tampa com formato de coração (a), tampa arredondada (b) e tampa com suposta aplicação de cores (c).....	122
Figura 69 - Sistema de sutura final (a) e seus respectivos subsistemas e encaixe (b) em perspectivas.	123
Figura 70 - Sistema de sutura com suas respectivas medidas: subsistema 1 e 2 (a) e subsistema 3 (b).....	123
Figura 71 - Grampo de sutura com base na <i>Atta laevigata</i> posicionado na pele	124
Figura 72 – Identificação da aplicação de força em uma região da estrutura de pega do grampo (a) e ampliação da região da aplicação da força (b).	125
Figura 73 - Seis passos de análise, com os deslocamentos em escala igual a 1.0 e plotagem do campo de tensões de von Mises.	126
Figura 74 - Dobramento das partes do grampo (a) e resultado do protótipo grampo com material aço inoxidável AISI 316L (1:2) e com material aço inoxidável AISI 420 (1:10) (b).....	127

Figura 75 - Modelo do grampo de aço inoxidável AISI 316L em escala 1:2 (a) e aço inoxidável AISI 420 em escala 1:10 (b), bem como a identificação dos seus subsistemas.	128
Figura 76 - Modelo final em escala 1:10 do tamanho real (a) e detalhamento dos subsistemas e materiais utilizados (b).....	129
Figura 77 - Grampo sem tratamento térmico (a) e protótipo após tratamento térmico (b). O grampo foi deformado por simples pressão dos dedos.....	130
Figura 78 - Microestrutura em uma região do grampo de aço inoxidável AISI 316L sem tratamento térmico via MEV. Aumento de 2000x	130
Figura 79 - Microestrutura de uma região do grampo de aço inoxidável AISI 316L com tratamento térmico via MEV. Aumento de 1200x.	131
Figura 80 - Microdurezas do grampo de aço inoxidável AISI 316L com tratamento térmico e sem tratamento térmico (a) e identificação da região do grampo em que foi verificada a microdureza	132
Figura 81 - Grampo sem tratamento térmico (a) e grampo com tratamento térmico (b) em 1:10 do tamanho real.....	133
Figura 82 – Grampo na posição original (a), pressionando a estrutura de aproximação do grampo (1:10) este abre (b) e ao soltar o grampo retorna a posição inicial (c).....	133
Figura 83 - Macrografia das regiões do grampo de aço inoxidável AISI 420 sem tratamento térmico	134
Figura 84 - Macrografia das regiões do grampo de aço inoxidável AISI 420 após tratamento térmico	135
Figura 85 - Microestrutura do grampo de aço inoxidável AISI 420 sem tratamento térmico via MEV. Aumento de 1800x	135
Figura 86 - Microestrutura do grampo de aço inoxidável AISI 420 após tratamento térmico via MEV. Aumento de 3000x	136
Figura 87 – Espectro de EDS do grampo de aço inoxidável AISI 420 com tratamento térmico (a) e principais elementos químicos (b).....	137
Figura 88 - Microdureza do grampo sem e com tratamento térmico (a) e localização dos cinco pontos medidos no grampo de aço inoxidável AISI 420 (b)	137
Figura 89 - Teste realizado com modelo físico de aço inoxidável AISI 316L na pele de porco, grampo manipulado com porta – agulha (a) e grampo saindo da pele, não aproximando as bordas do ferimento (b).....	139

Figura 90 - Teste realizado com modelo físico de aço inoxidável AISI 316L na pele de frango, grampo manipulado com porta – agulha (a) e grampo saindo da pele, não aproximando as bordas do ferimento (b).....	140
Figura 91 - Grampo deformado após manipulação e fixação (a) em pele de frango e (b) em pele de porco	141
Figura 92 - Teste realizado com modelo do grampo em escala 1:10, grampo manipulado com as pontas dos dedos (a) e grampo fixo na pele do porco aproximando os tecidos (b)	142
Figura 93 - Teste realizado com modelo do grampo (escala 1:1) na pele de frango, grampo manipulado com as pontas dos dedos (a) e grampo fixo na pele do porco aproximando os tecidos (b)	143
Figura 94 - Identificação do cruzamento do grampo no interior da pele do frango (a), aumento da visualização do cruzamento do grampo no interior das camadas da pele (b).....	143

LISTA DE TABELAS

Tabela 01 – Composição química dos aços inoxidáveis AISI 316L e AISI 420.....	95
Tabela 02 – Medidas das trinta amostras a partir da digitalização	98

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Tridimensional
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ASTM	American Society for Testing and Materials
AISI	American Iron and Steel Institute
CAD	Computer-aided design
cm	Centímetros
CMD	Comprimento da mandíbula direita
CME	Comprimento da mandíbula esquerda
CTT	Com tratamento térmico
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
EDS	Espectroscopia por energia dispersiva
FDA	Food and Drug Administration
HCPA	Hospital de Clínicas de Porto Alegre
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia
INPA	Instituto Nacional de Pesquisa da Amazônia
InsCER	Instituto do Cérebro
ISO	International Organization for Standardization
Kgf	Quilograma força
LABIOMAT	Laboratório de Biomateriais
LACAR	Laboratório de Caracterização de Materiais
LAMEF	Laboratório de Metalurgia Física
LC	Largura da cabeça
LDTM	Laboratório de Transformação Mecânica
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
mim	Minutos
mm	Milímetros
STL	Standard Template Library
STT	Sem tratamento térmico
RP	Prototipagem rápida (Rapid Prototyping)
UFAM	Universidade Federal do Amazonas
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul
USP	United States Pharmacopeia

LISTA DE SÍMBOLOS

γ	Austenita
r^2	Coeficiente de determinação
σ	Fase sigma em aço
α	Ferrita
p	Probabilidade do efeito observado

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	22
1.1 <i>PROBLEMA DE PESQUISA</i>	23
1.2 <i>OBJETIVOS</i>	24
1.3 <i>ESTRUTURA DOS CAPÍTULOS DA DISSERTAÇÃO</i>	24
2 REVISÃO DE LITERATURA	26
2.1 <i>ESTRUTURAS DA PELE</i>	26
2.1.1 Tipos, cicatrização e infecção das feridas	27
2.2 <i>SUTURA</i>	30
2.2.1 Sutura por fio	30
2.2.2.1 <i>Propriedades dos fios de sutura</i>	36
2.2.2.2 <i>Instrumentos utilizados na sutura por fio</i>	38
2.2.3 Sutura por adesivo	47
2.2.3.1 <i>Tipos de adesivos teciduais</i>	49
2.2.3.2 <i>Características gerais dos adesivos teciduais e colas biológicas</i>	50
2.2.4 Sutura por grampo	51
2.2.4.1 <i>Características dos grampos e grampeadores de pele</i>	52
2.2.4.2 <i>Princípio de funcionamento dos grampos</i>	54
2.3 <i>BIÔNICA</i>	56

2.3.1 Descrição da abordagem metodológica biônica	59
2.3.2 Formiga <i>Atta laevigata</i> (F. Smith, 1858).....	63
2.3.2.1 Utilização de formiga na sutura	68
2.3.2.2 Aspectos ergonômicos	69
2.4 SELEÇÃO DE MATERIAIS	73
2.4.1 Aços Inoxidáveis	74
2.4.1.1 Tratamentos térmicos de aços	80
2.4.1.2 Conformação de arames	81
2.4.2 Biomateriais	82
2.4.3 Materiais poliméricos	85
3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	87
3.1 SELEÇÃO, RECEBIMENTO E PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS.....	90
3.2 OBSERVAÇÃO E ANÁLISES DAS AMOSTRAS	91
3.3 PARAMETRIZAÇÃO	93
3.4 APLICAÇÃO PROJETUAL	94
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	97
4.1 ANÁLISES DAS AMOSTRAS	97
4.1.1 Digitalização tridimensional	97
4.1.2 Análise de microscopia	101
4.1.3 Tomografia Computacional: Scanners PET/ CT	102
4.1.4 Teste experimental de sutura em placa PVC	106
4.2 PARAMETRIZAÇÃO	108
4.3 PROJETO INFORMACIONAL.....	109
4.3.1 Levantamento de similares	109
4.3.2 Projeto conceitual	115
4.3.3 Desenvolvimento e detalhamento.....	117
4.3.3.1 Simulação numérica do grampo.....	124

4.3.4	Fabricação do modelo físico	127
4.3.5	Métodos de caracterização e tratamentos térmicos	129
4.3.5.1	<i>Aço inoxidável AISI 316L</i>	129
4.3.5.2	<i>Aço inoxidável AISI 420</i>	132
4.3.6	Teste com os modelos físicos	138
4.3.6.1	<i>Modelo Físico – aço inoxidável AISI 316L sem tratamento térmico</i>	138
4.3.6.2	<i>Modelo Físico – aço inoxidável AISI 316L com tratamento térmico</i>	140
4.3.6.3	<i>Modelo Físico – aço inoxidável AISI 420 com tratamento térmico</i>	142
5.	CONSIDERAÇÕES FINAIS E PROPOSIÇÕES	145
	REFERÊNCIAS	149
	GLOSSÁRIO	160
	APÊNDICE A – Desenho Técnico do Grampo	163
	ANEXO 1- Laudo técnico do aço inoxidável 316L	164
	ANEXO 2- Laudo técnico do aço inoxidável 420	165

1. INTRODUÇÃO

O design industrial tem como princípio projetar produtos que acompanhem o desenvolvimento tecnológico. Contudo, o entendimento que esses produtos atendam às necessidades humanas e não somente ao fluxo de mercado tem recebido ênfase e resultado em parcerias. Nesse caso, a colaboração com profissionais da saúde poderá gerar soluções simples e tecnológicas capazes de serem aplicadas inclusive em situações de risco ou emergência. Esse trabalho associa as vantagens do processo no desenvolvimento de um sistema mecânico para feridas superficiais, em que é utilizado na maioria por fio, facilitando tanto para o profissional de saúde como para o paciente, destacando-se as crianças. Assim, uma técnica de sutura mais rápida, eficiente e com elementos de design, como no emprego de cores e formas atraentes, contribui para um resultado menos traumático, pois a oclusão de feridas continua sendo um importante desafio para o cirurgião.

Nesse estudo, a biônica é a ferramenta de trabalho, pois se trata de uma ciência multidisciplinar que pesquisa nos sistemas naturais princípios (estruturas, processos, funções, organizações e relações), propriedades e mecanismos com objetivo de aplicá-los no desenvolvimento de novos produtos ou para solucionar problemas técnicos existentes na projeção. Segundo Dimas (2009), a biônica comprovaria hipóteses científicas em alto teor de desenvolvimento tecnológico, em que seria possível, por exemplo, unir-se biologia à eletrônica, mediante uma aproximação da engenharia com a artificialidade, através de princípios básicos retirados de um modelo biológico, resultando na criação de artefatos aptos a cumprir funções que não necessitam exatamente possuir semelhança percebida com seu referencial natural.

A motivação dessa pesquisa partiu de aproximadamente 1.000 anos a.C. no texto médico indiano (Charaka Samhita), no qual se verificou a utilização de mandíbulas de formigas para a aproximação das bordas de um ferimento. Com base nessas informações, este projeto visa o desenvolvimento de um sistema de sutura, através do mecanismo de mordida, mais precisamente, da mandíbula da formiga saúva soldado de espécie *Atta laevigata* (F. Smith, 1858). Assim sendo, com base na analogia da mandíbula da formiga, pretende-se verificar a viabilidade da biônica e a eficiência desse sistema natural na sutura.

Como a sutura é a aproximação das bordas de um ferimento, a fim de selar vasos sanguíneos e aproximar os tecidos, qualquer material destinado a manter unidas as bordas de uma incisão, permitindo a efetivação do processo de cicatrização, recebe o nome de sutura. Essa aproximação na pele pode ser feita através de suturas por fio, por adesivo e por grampo metálico. Entretanto, tais tipos, apesar de terem sido constantemente melhorados, ainda possuem desvantagens, seja pelo tipo de material empregado, pelo elevado custo, pela forma, mecanismo de aplicação e retirada.

Sobre a sutura por grampo metálico, conforme Duarte e Santos (2002), é um procedimento rápido, proporciona menor trauma tecidual, restaura a função, e conseqüentemente diminui ao máximo as possibilidades de intercorrências no pós-operatório. Conforme Hering et al. (1993), o fechamento da pele com grampos é 3 a 5 vezes mais rápido em relação a sutura por fio. Outra vantagem é o seu uso em localizações anatômicas desfavoráveis para a sutura manual. Além disso, Nadine e Semer (2001) citam, o uso do grampeador em sutura é essencial, principalmente quanto à praticidade e quando se necessita diminuir o tempo de exposição da ferida (como a do couro cabeludo). Porém, não há dúvida de que os equipamentos de sutura mecânica encarecem um procedimento, portanto se tornam escassos nos centros cirúrgicos.

Contudo, os tipos de sutura citados ainda podem ser melhorados ou modificados, seja pelo tipo de material empregado, pela forma ou mecanismo. Todavia, essa pesquisa delimita-se a desenvolver um sistema metálico. Assim, conforme descrito por Duarte e Santos (2002), percebe-se que a sutura por grampo é uma alternativa moderna, apresentando diversas vantagens, principalmente quando relacionada à rapidez, segurança e custo. É importante enfatizar que a redução de custo, depois da segurança, é um requisito importante para a plena utilização do produto, principalmente quando se pretende atender ao Sistema de Saúde Pública.

1.1 PROBLEMA DE PESQUISA

Como desenvolver um sistema de sutura artificial similar ao sistema natural da mandíbula da formiga saúva soldado *Atta laevigata* ?

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Projeto conceitual que visa analisar a mandíbula da formiga saúva soldado de espécie *Atta laevigata*, a fim de gerar um sistema eficiente e inovador de sutura para aplicação na área da saúde.

1.2.2 Objetivos específicos

- Examinar a mandíbula da espécie *Atta laevigata* para identificar as partes e analisar o mecanismo da mordida;
- Verificar e compreender, na área da saúde, a técnica de sutura e seus tipos, bem como os materiais empregados;
- Levantar, a partir dos tipos de sutura, as vantagens e desvantagens para o desenvolvimento do grampo de sutura;
- Gerar um sistema inovador de sutura para aplicação em feridas superficiais;
- Projetar a forma e mecânica no sistema de sutura, similar ao da formiga *Atta laevigata* na aproximação das bordas do ferimento;
- Projetar um sistema de sutura seguro e de fácil manuseio, tanto para fixar na pele como para retirar da pele;
- Levantar os tipos de materiais existentes no mercado para aplicar no grampo de sutura visando função análoga ao mecanismo natural da mandíbula da formiga que apresente o mínimo de reação tecidual;
- Verificar a eficiência do sistema de sutura (modelo físico submetidos a testes) quanto à forma e mecânica em peles poliméricas ou em peles de animais similares a pele humana, como porco ou frango.

1.1 ESTRUTURA DOS CAPÍTULOS DA DISSERTAÇÃO

A estrutura da presente pesquisa foi dividida em capítulos, abordando no Capítulo 1 a introdução, delimitação do tema, objetivos geral e específicos. Norteando o contexto em que a pesquisa está inserida, bem como a problemática

que se pretende resolver ou amenizar, além de destacar a importância da realização do trabalho.

O Capítulo 2 aborda temas de áreas do conhecimento que subsidiam os objetivos estabelecidos, sendo tratados assuntos da área médica como estrutura e cicatrização da pele, tipos de infecções, tipos de suturas (fio, adesivo e grampo). Também foram mencionados temas como biônica e utilização de formiga *Atta laevigata* na sutura, ergonomia (manejo fino e manejo grosso), bem como a seleção de materiais e processos de fabricação para o desenvolvimento do grampo de sutura a partir da formiga *Atta laevigata*.

O Capítulo 3 trata do procedimento experimental, apresentando os materiais e métodos da pesquisa, sendo orientado por Kindlein e Guanabara (2005) e Baxter (2011). Dividido em etapas como: seleção, recebimento, preparação, observação e análises das amostras, parametrização e aplicação projetual.

O Capítulo 4 apresenta os resultados durante o desdobramento da pesquisa, bem como a discussão dos resultados.

Os capítulos 5 e 6 apresentam as considerações finais, além de suposições para trabalhos futuro e referencial teórico.

.

2 REVISÃO DE LITERATURA

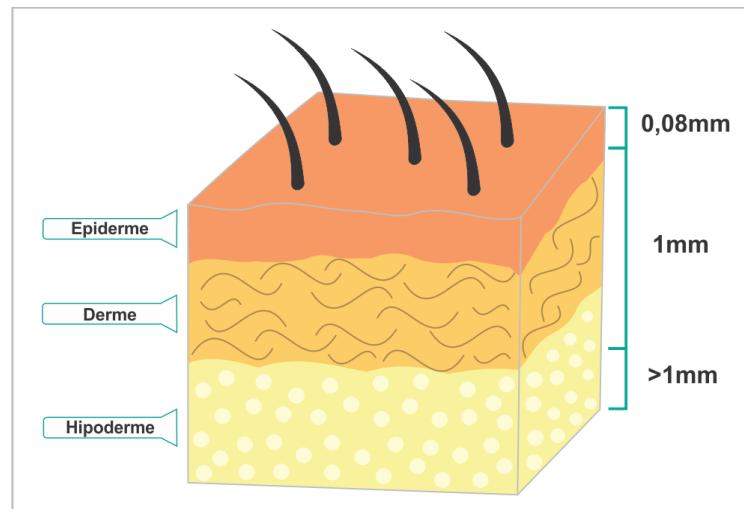
A revisão de literatura aborda temas de áreas do conhecimento que suportem os objetivos estabelecidos. Inicialmente, foram tratados assuntos da área médica, a fim de compreender a estrutura da pele, bem como a sua cicatrização e possíveis infecções, além das técnicas de suturas com seus respectivos tipos (sutura por fio, sutura por adesivo e sutura por grampo), levando em consideração os materiais empregados nos produtos de sutura existentes, suas vantagens e desvantagens. Foi abordada a biônica, ainda, como uma ferramenta de efervescência criativa e funcional, sendo uma alternativa para o desenvolvimento e aprimoramento do produto grampo. O sistema natural: a formiga soldado da espécie *Atta laevigata* (F. Smith, 1858) é identificada e discriminada na utilização de suturas de feridas por tribo indígena, bem como os aspectos ergonômicos e a metodologia biônica relacionada. O capítulo final aborda a seleção de materiais, mais especificamente aços inoxidáveis, bem como tratamentos térmicos específicos; e biomateriais, existentes no mercado e utilizados na área médica. Os processos de fabricação também foram selecionados e discriminados nessa etapa da pesquisa.

2.1 ESTRUTURA DA PELE

A pele é uma região anatômica com multicamadas bem definidas (SMITH et al, 1982; RAMSHAW, 1986). Composta por tecidos agregados ou grupos de células organizadas para realizar uma ou mais funções específicas (ROSS e PAWLINA, 2008). A função primária da pele consiste em atuar como barreira protetora contra agentes agressores do meio ambiente (SINGER e CLARK, 1999), bem como impedir a perda excessiva de líquidos, sintetizar vitamina D, agir como órgão do sentido e participar da termorregulação corpórea (SMELTZER e BARE, 2005).

Com base em Geerligts (2009), a superfície da pele é dividida em camadas por epiderme, derme e hipoderme, firmemente unidas entre si. A Figura 01 esquematiza a estrutura da pele, identificando as respectivas camadas.

Figura 01 - Estrutura da pele evidenciando a epiderme, a derme e a hipoderme.



Fonte: Adaptado de GEERLIGS (2009)

Conforme a Figura 01, a epiderme é composta principalmente de células que migram para a superfície da pele, é considerada muito dura, flexível e enrugada, com espessura de 0,08mm. A camada subjacente, a derme, é largamente composta de uma rede de fibra densa, domina o comportamento mecânico total da pele, possui espessura de 1 mm. A camada mais profunda da pele, a hipoderme, ou tecido adiposo subcutâneo, é composta por tecido conjuntivo frouxo gordo, apresenta espessura maior que 1mm (GEERLIGS, 2009).

2.1.1 Tipos, cicatrizações e infecções das feridas

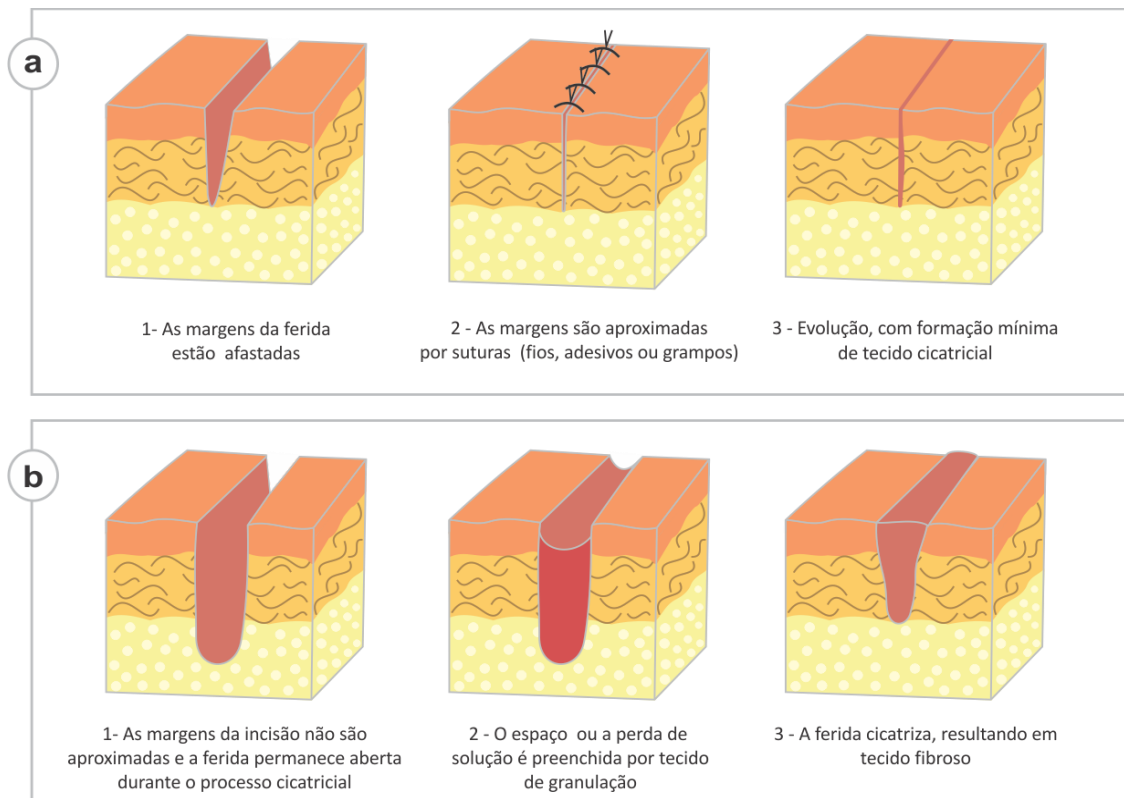
As feridas ou lesões de pele podem ser superficiais ou profundas, com secções completas e incompletas de estruturas e com mínima ou grande perda de substância de um determinado órgão ou região. Conforme Magalhães (1989), podem-se caracterizar três principais tipos de lesão:

- Lesão superficial: quando atinge somente o epitélio sem comprometer a camada basal da derme;
- Lesão profunda: constituída por feridas incisa limpa com perda inapreciável de tecido, mínima hemorragia, ausência de infecção e com as bordas bem justapostas, ocorrendo à chamada união primária ou cicatrização por primeira intenção;

- Lesão aberta: com perda de substância, com ou sem infecção, bordas irregulares com ou sem justaposição, havendo preenchimento do espaço por uma massa de vasos e células neoformadas que constitui o tecido de granulação com posterior reorganização e conversão em tecido fibroso, isto é, a cicatrização propriamente dita chamada cicatrização por segunda intenção.

A cicatrização pode ser realizada por primeira intenção (fechamento primário) e por segunda intenção (fechamento secundário). Por primeira intenção, as bordas podem ser colocadas em contato direto ou aposição, por meio de suturas ou dispositivos, como *Steri Strips*[®], ou substâncias como *Dermabond*[®]. Em contrapartida, quando as feridas são estimuladas a cicatrizarem sem a aposição de suas bordas, como em queimaduras profundas, feridas infectadas mantidas abertas, o processo é denominado cicatrização de segunda intenção (MARQUES, 2005). A Figura 02 esquematiza o processo de cicatrização primária e secundária da ferida.

Figura 02 - Processo de cicatrização primária (a) e secundária (b) da ferida.



Fonte: Adaptado de MARQUES (2005)

Conforme argumenta Singer e Clark (1999), a cicatriz acontece devido o próprio organismo reparar a solução de continuidade da pele, criando um tecido que

preenche o defeito cutâneo e mantém unidas as bordas da ferida. Dessa forma, a cicatrização é o fechamento de falhas teciduais ou substituição de um tecido destruído por outro de mesmo tipo ou por tecido fibroso que recompõe as partes lesadas (MAGALHÃES, 1989). Com base em Hedlund (2005), a cicatrização de ferimentos inicia após uma lesão ou incisão e corresponde a uma combinação de eventos físicos, químicos e celulares que restauram um tecido ferido. Com intuito de obter maior detalhamento, a cicatrização é dividida, nas concepções de Kirsner e Eaglstein (1993) e Singer e Clark (1999), em três fases: inflamatória ou inflamação, proliferativa e maturação ou remodelagem.

A fase inflamatória (0 a 5 dias) inicia no momento da lesão (DYSON, 1997; LIPTAK, 1997; PAVLETIC, 2010). A proliferativa (3 a 14 dias), na ausência de infecção significativa ou contaminação, é considerada curta. Ocorre depois de a ferida ser submetida à retirada de material desvitalizado (KIRSNER e EAGLSTEIN, 1993; SINGER e CLARK, 1999; COHEN et al., 1999; MONACO e LAWRENCE, 2003). Nessa fase ocorrem intensa migração e proliferação celular, principalmente de fibroblastos e queratinócitos (SEPHEL & WOODWARD, 2006) que atuarão no reparo do tecido conjuntivo e epitelial. Na fase de maturação (14 dias a 1 ano), denominada como fase final da cicatrização de uma ferida, corresponde a remodelação e restauração da estrutura normal do tecido (ANDERSON, 1996).

Vários fatores podem interferir no processo de cicatrização da ferida como as condições nutricionais, as infecções locais, presença de corpo estranho na área do ferimento, precariedades na técnica cirúrgica, como o movimento brusco dos tecidos, imprecisão no corte e técnicas de sutura. Além de manutenção dos espaços mortos e excesso de pressão dos afastadores, bem como o tipo de fio cirúrgico utilizado (KIRSNER e EAGLSTEIN, 1993 e MEEKER e ROTHROC, 1997).

Quanto ao grau de contaminação as feridas podem ser divididas em quatro classes principais como: limpa, potencialmente contaminada, contaminada e infectada. Além disso, as infecções da ferida operatória também podem ser classificadas como superficial, comprometendo pele e tecido celular subcutâneo, e profunda, comprometendo o espaço subaponeurótico da ferida (HEINZELMANN et al., 2002; B'ERARDE e GANDON, 1964; SAWYER e PRUETT, 1994).

A ferida limpa é aquela decorrente de operações eletivas, com fechamento por primeira intenção, não traumáticas, sem desvio da técnica operatória asséptica, sem contato com cavidades corporais habitual ou frequentemente colonizadas por

microrganismos. A ferida parcialmente contaminada é considerada não traumática, decorrente de penetração de cavidade corporal habitual ou frequentemente colonizada por microrganismos. Ferida contaminada é traumática com extensa contaminação acrescida de cavidade corporal habitual ou frequentemente colonizada com microrganismos ou da manipulação de inflamação aguda não supurativa. A ferida do tipo infectada é decorrente de manipulação de afecções supurativas como abscessos, advinda de perfuração pré-operatória de cavidade corporal habitual ou frequentemente colonizada com microrganismos (MARQUES, 2005).

2.2 SUTURA

A palavra "sutura" descreve qualquer tipo de material utilizado para ligadura dos vasos sanguíneos ou aproximação dos tecidos, ou seja, são utilizadas para fechar ferimentos (ETHICON WOUND CLOSURE MANUAL, 2009). Assim, a sutura é uma forma de intervir no processo de cicatrização dos tecidos epiteliais, induzindo a um melhor ou mais rápido resultado, através da aproximação das bordas de um ferimento, selando vasos sanguíneos e aproximando os tecidos (GOFFI, 2004). Também pode ser definida como a união ou aproximação de estruturas através de um ou mais pontos (MAGALHÃES, 1993). Em suma, a sutura serve de apoio para aproximar as bordas dos tecidos de modo que o próprio organismo se encarregue naturalmente da cicatrização (BOYER, 2014).

O desenvolvimento das técnicas para induzir a uma mais rápida cicatrização é resultado de um processo contínuo de incrementos, em acordo com a evolução tecnológica, sendo aprimorados ao longo dos tempos. Essa pesquisa enfatizará três tipos de sutura mais utilizados: por fio, por adesivo e por grampo cirúrgico, com intuito de abstrair o máximo de informações para o desenvolvimento e aperfeiçoamento do grampo com base na mandíbula da formiga *Atta laevigata*.

2.2.1 Sutura por fio

A sutura por fio consiste em aproximar os tecidos por meio de nós e é classificada de acordo com suas propriedades de degradação. Assim, os fios

utilizados para sutura cirúrgica estão divididos, quanto ao material, em dois grandes grupos: absorvíveis e inabsorvíveis.

Uma sutura absorvível é definida como um fio de sutura que sofre degradação e a absorção em tecidos. Dessa forma, esses fios absorvíveis perdem gradualmente sua resistência à tração até serem fagocitados ou hidrolisados. Suturas absorvíveis são geralmente utilizadas em suturas internas (SZARMACH et al. 2002). Os fios não absorvíveis são comumente utilizados em suturas externas na pele (HOCHBERG e MURRAY, 1992) e se mantêm no tecido em que foram implantados até serem removidos (HERING, 1993; e BOYER, 2014).

Os fios também podem ser monofilamentados ou multifilamentados. Os fios monofilamentados são constituídos por um filamento na sua estrutura. Já os multifilamentados são fios constituídos por vários filamentos na sua estrutura, podendo ser torcidos ou trançados (MAGALHÃES, 1989; MORIYA et al., 2011)

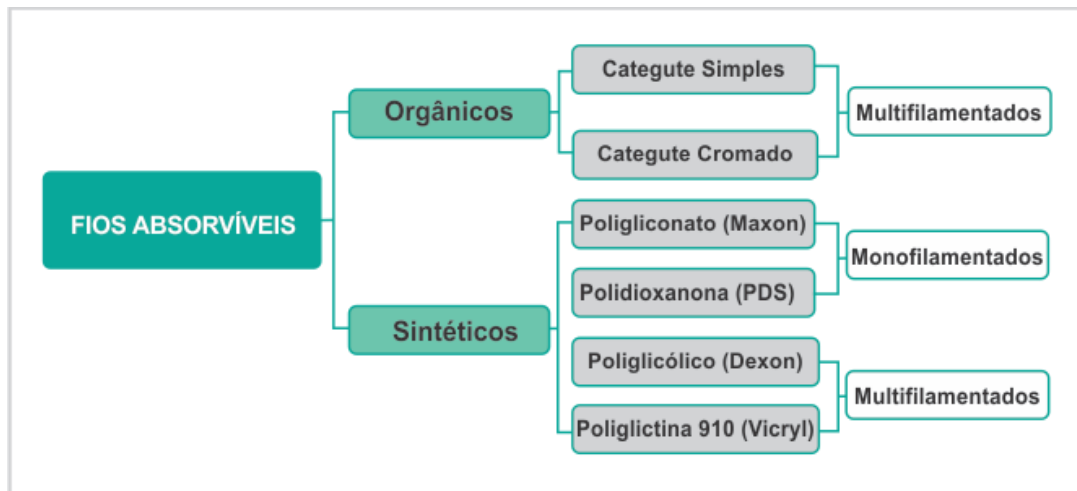
As características e propriedades dos fios são definidas por órgãos oficiais e associações normatizadoras, no caso do Brasil, tem-se a Farmacopéia Brasileira e NBR 13904 (fios para sutura cirúrgica) da Associação Brasileira de Normas Técnicas, dentre outras que se referem aos processos industriais (RIBEIRO E GRAZIANO, 2003). Entretanto, no Brasil não existe nenhum órgão especializado no controle sobre a produção industrial dos fios por meio de testes. Mas, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) em 2002, iniciou o processo de administrativo de credenciamento de laboratório para controle de qualidade nessa área da saúde (SARDENBERG et al., 2003).

Com base em Hering et al. (1993), a Farmacopeia Americana define que são fios absorvíveis aqueles que perdem sua força tênsil em menos de 60 dias, variando de acordo com a origem do material utilizado. Segundo Ribeiro e Graziano (2003), tais fios podem ser de origem orgânica, sendo classificados em catégute simples ou com sais (cromado), considerados multifilamentados. Também podem ser de origem sintética, sendo monofilamentados, os poligliconatos¹ e polidioxanonas $[(C_2H_6O_3)_n]$ e multifilamentados os poliglicólicos $[(C_2H_2S_2)_n]$ e poliglactinas 910². Essa classificação pode ser visualizada de forma esquemática na Figura 03.

¹ Poduzido a partir de um copolímero do carbonato de glicolídeo e trimetileno (GTMC).

² Formula molecular $(O-CH_2-CO-S-CH(CH_3)-CO)_n$.

Figura 03 - Classificação dos fios absorvíveis



Fonte: Adaptado de HERING et al. (1993, p. 07)

A sequência esquemática da Figura 03, conforme Hering et al. (1993), mostra o fio de origem orgânica, o categute, embora seja composto na sua maioria por colágeno relativamente puro, pode haver mistura com fibras musculares ou mucoproteínas. Com base em Galera (2005), o categute também pode ser preparado com sais de cromo com intuito de prolongar sua vida útil, adquirir maior resistência e diminuir a reatividade tecidual, entretanto, o tempo de absorção do categute cromado aumenta. O categute é de fácil manipulação, porém, não deve ser utilizado em sutura superficial devido sua grande permeabilidade. O categute simples tem um tempo médio de absorção de 9 a 14 dias. Já o categute cromado sua absorção acontece em aproximadamente 28 dias, variando muito com a marca.

Quanto aos materiais absorvíveis sintéticos, com base em Magalhães (1989), mantém sua resistência total por período de 15 dias, sendo seu comportamento algo mais uniforme e previsível que o categute. Conforme Hering et al. (1993), pode-se descrever que os monofilamentados foram produzidos para terem mais resistência mecânica e tempo de absorção que os multifilamentados. Dentro dos monofilamentados, pode-se citar primeiramente o poligliconato que apresenta vantagem de resistência a tração, estando íntegro ainda em 14 dias. Além desse, pode ser mencionado como sintético monofilamentado o polidioxanone (PDS), fio feito de um polímero do paradioxanone, absorvível no mínimo até 90 dias e totalmente de 180 a 210 dias (HOCHBERG et al. 2009). Já como multifilamentado destaca-se o poli (ácido glicólico), com superfície rugosa facilitando dar o nó,

recoberto com um lubrificante chamado de Poloxamer 188, sendo completamente absorvível por hidrólise entre 60 a 90 dias após sua utilização. Outro multifilamentado é a poliglactina 910, um copolímero formado pela polimerização da mistura de um lactídeo purificado e um glicólídeo (HOCHBERG e MURRAY, 1992). Nesse posteriormente, foi adicionado estearato de cálcio ao composto com o objetivo de aperfeiçoar as características físicoquímicas. Em suma, é importante salientar que os fios multifilamentados apresentam maior capacidade de captar, transportar e reter bactérias que os monofilamentados (MAGALHÃES, 1989; HERING et al., 1993; GALERA, 2005).

A Figura 04 sintetiza os dados sobre os fios absorvíveis orgânicos (categorizados simples e categorizados cromado) e sintéticos (Vicryl, Dexon, Dexon Plus, PDS e Maxon), quanto ao material, configuração, resistência à tração, absorção, degradação e memória.

Figura 04 - Comparação entre fios absorvíveis em tecido subcutâneo

NOME COMERCIAL	MATERIAL	CONFIGURAÇÃO	RESISTÊNCIA À TRAÇÃO	ABSORÇÃO	DEGRADAÇÃO	MEMÓRIA
Categute simples	Colágeno animal	Torcido	0% em 2 a 3 semanas	+ ou - 30 dias	Fagocitose	Baixa
Categute cromado	Colágeno animal com sais de cromo	Torcido	0% em 2 a 3 semanas	+ ou - 40 dias	Fagocitose	Baixa
Vicryl	Poliglactina 910	Trançado multifilamentado	50% em 2 a 3 semanas	+ ou - 80 dias	Hidrólise	Baixa
Dexon	Poli (ácido glicólico)	Trançado multifilamentado	50% em 2 a 3 semanas	+ ou - 80 dias	Hidrólise	Baixa
Dexon plus	Coberto com polaxamer 188	Trançado multifilamentado	50% em 2 a 3 semanas	+ ou - 90 dias	Hidrólise	Baixa
PDS	Polidioxanona	Monofilamentado	50% em 2 a 3 semanas	+ ou - 180 dias	Hidrólise	Alta
Maxon	Poligliconato	Monofilamentado	50% em 2 a 3 semanas	+ ou - 180 dias	Hidrólise	Alta

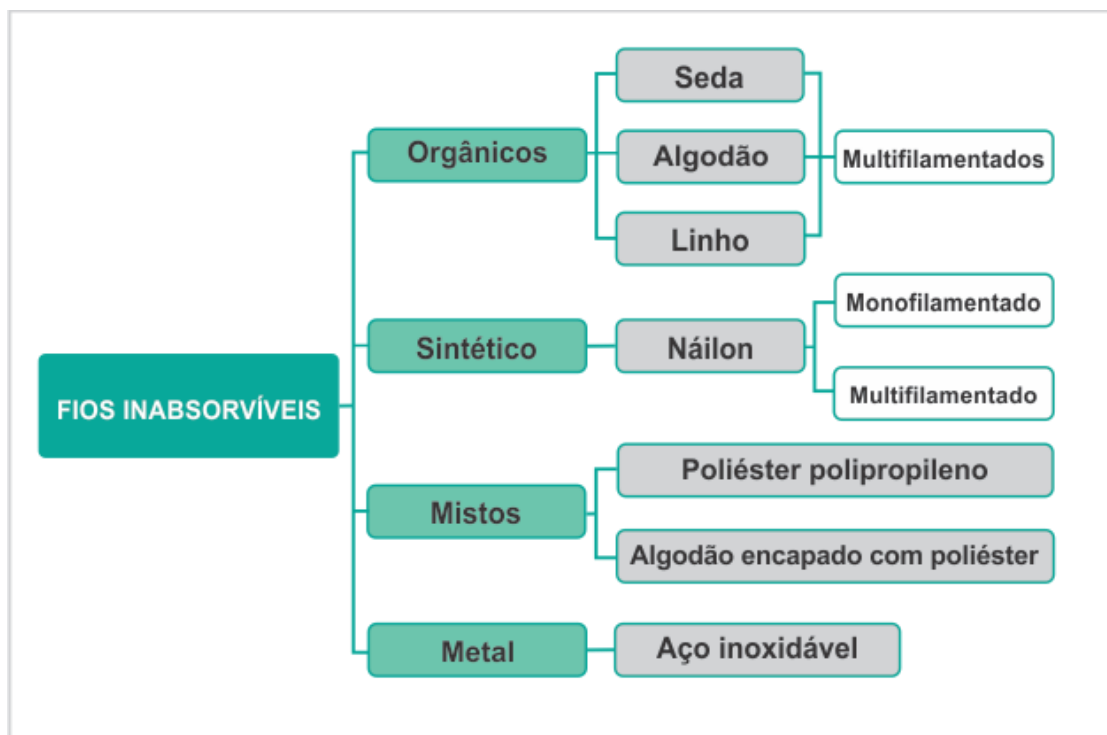
Fonte: Adaptado de HERING et al. (1993, p. 38)

Em suturas absorvíveis, a reação inflamatória é mais acentuada, persistindo até que o fio seja absorvido ou eliminado, o categorizado promove uma intensa reação tecidual.

Conforme já mencionado, os fios inabsorvíveis se mantêm no tecido em que foram inseridos. Entretanto, Galera (2005) e Szarmach et al. (2002), alguns fios

chamados inabsorvíveis são de fato biodegradáveis, apresentando um certo grau de degradação ao longo do tempo. A seda, por exemplo, perde metade da resistência mecânica em um ano; da mesma forma, o algodão perde 50% e o nylon 12% em período idêntico. Esses fios podem ser de origem orgânica (seda, algodão e linho), sintético (náilon), misto (poliéster e polipropileno) e metal (aço inoxidável aciflex). Quanto à inflamação nos tecidos, o náilon e o polipropileno produzem menor reação tecidual ao contrário da seda e algodão. A Figura 05 exibe de forma esquemática a classificação desses materiais.

Figura 05 - Classificação dos fios inabsorvíveis



Fonte: Adaptado de HERING et al. (1993, p. 08)

Os materiais inabsorvíveis orgânicos são originados de animais e vegetais. Segundo Goffi (2004), a seda é um filamento proteico obtido do bicho da seda (*Bombix mori*), suas fibras são retorcidas ou trançadas, tratadas com polibutilato³. A seda é fácil de ser manuseada e produz nó firme. Apesar de classificados como não absorvível, se degrada ao longo dos anos, perdendo sua resistência mecânica. A seda cirúrgica é trançada para fácil manuseio e tingida para maior visibilidade

³ É um hidrocarboneto monovalente, muito inerte e lubrificante, facilita a passagem pelo tecido e o manuseio, mantém força de tração por longo período (MOREDO et al. 2009) .

(Hochberg et al, 2009). Com base em Magalhães (1989), os fios de algodão e linho são os mais importantes representantes de material orgânico de origem vegetal. O algodão é processado a partir das fibras de algodão, o seu filamento é considerado multifilamentar, agradável ao tato, baixo custo, de fácil aquisição, bom manejo, pode ser reesterilizado em autoclaves, fio maleável e nó firme. Porém, devido ao fato de ser multifilamentado pode perpetuar um processo infeccioso excessivo, principalmente se o ferimento já estiver infeccionado. Com base em Magalhães (1989), o fio de algodão, apesar de proporcionar reação inflamatória facilmente evidenciável quando usados na pele, é utilizado em praticamente qualquer estrutura.

Um exemplo de material não absorvível sintético é o náilon, no qual é derivado das poliamidas⁴, caracteriza-se pela elasticidade e impermeabilidade. Quanto ao filamento pode ser mono ou multifilamentar. O fio de nylon é mais comumente utilizado em operações cutâneas (Hochberg e Murray, 1992). Apresenta vantagem de baixa reação tecidual, ampla aplicação, baixa incidência de infecção, baixo custo e alta resistência. Porém, é difícil de manipular, duro e corrediço, não produz nó firme, sendo necessário, no mínimo, cinco nós na sutura (GALERA, 2005).

Os materiais considerados mistos, conforme Figura 05, são a combinação do poliéster e polipropileno ou algodão encapado com poliéster. Tais misturas entre esses materiais melhoram as características do fio, proporcionando melhor desempenho na sutura. Segundo Goffi (2004), o poliéster⁵ é um sintético multifilamentado, fabricado a partir de fibras de poliéster. Suas características apresentam pouca reação tecidual, pouca resposta inflamatória, porém devem ser evitados quando houver infecção no local da incisão, devido ao fato de serem multifilamentados. Também apresentam características como resistência à tração e grande durabilidade. Já o polipropileno é um sintético monofilamentado que produz pouca reação tecidual, além de manter resistência à tração vários anos após sua utilização (HERING et al., 1993).

Os fios de metal são fabricados de aço inoxidável. Podem ser trançados ou monofilamentados. Apresentam grande resistência e não provocam qualquer reação tecidual. Entretanto, são de difícil manuseio (MAGALHÃES, 1989).

⁴ Possui grupo funcional amida (CONH).

⁵ É uma categoria de polímeros que contém o grupo funcional éster (RCOOR) na sua cadeia principal. Fonte: www.infoescola.com

Conforme exposto existem diferentes tipos de fios, entretanto, Moriya et al. (2011) afirma, que a escolha do fio, se absorvível ou inabsorvível, depende da resistência e do tempo da manutenção da sutura até a sua total cicatrização. Cabe ao cirurgião levar em conta na sua escolha a experiência, conhecimento das estruturas a serem operadas, a técnica cirúrgica, a biologia da ferida e a cicatrização, aliando o bom senso e determinando qual o melhor fio a ser utilizado. Já Magalhães (1989) destaca que a principal regra a ser observada no momento da escolha do fio é o seu calibre, devendo ser o menor compatível com uma cirurgia resistente. Para tanto, o cirurgião deve considerar o tipo de estrutura a ser mantido e a tensão que exercerá sobre a sutura. Em suma, Hochberg et al (2009), a responsabilidade final pela escolha do melhor material para a sutura cabe ao cirurgião.

2.2.2.1 Propriedades dos fios de sutura

Os fios de sutura têm se aperfeiçoado cada vez mais e o conhecimento das suas propriedades é importante para tal desenvolvimento. Com base em Hering et al. (1993), Ammirati (2002) e Galera (2005), essas propriedades podem ser divididas em características físicas, de manuseio e de reação tecidual. As características físicas podem ser medidas ou visualizadas mesmo fora do paciente. A farmacopeia dos EUA (USP-United States Pharmacopeia) é o compêndio oficial que define e descreve essas características físicas, divididas em configuração, capilaridade, absorção de fluído, aderência bacteriana, diâmetro, tensão, firmeza do nó, elasticidade, plasticidade e memória, definidas a seguir:

- *Configuração*: refere-se à composição dos fios quanto aos seus filamentos (monofilamentado ou multifilamentado) podendo ser trançado ou torcido. Os multifilamentados aumentam as chances de infecção.
- *Capilaridade*: é a capacidade que o fio possui de captar líquidos.
- *Absorção de fluído*: é o potencial que o fio tem de captar fluído quando está totalmente imerso. A capilaridade e a absorção de fluídos estão intimamente relacionadas à capacidade que fio tem de reter e transportar bactérias. Os multifilamentados têm maior capacidade de absorção.

- *Aderência bacteriana*: é a capacidade que o fio tem de fazer as bactérias aderirem em sua superfície e/ou interstício. Portanto, fios monofilamentados têm indicação em ferida contaminada.
- *Diâmetro*: é o calibre do fio, determinado em milímetro e expresso em zeros.
- *Tensão*: característica física que é definida como a somatória das forças necessárias para quebrar o fio, Meyer e Antonini (1989) e Moya et al. (1992), dividido pela área de secção transversal (diâmetro) do fio. Essa força quadruplica quando dobra o diâmetro do fio;
- *Firmeza do nó*: é a força necessária para fazer um determinado tipo de nó escorregar ou escapar. Quanto mais “escorregadio” é o fio, mais fácil escapa, significando que o coeficiente de atrito não se adéqua às necessidades do procedimento;
- *Elasticidade*: capacidade que o fio tem de retornar sua forma e tamanho original depois de tracionado;
- *Plasticidade*: propriedade que expressa a capacidade que o fio tem de manter-se sob a nova forma após ser tracionado;
- *Memória de forma*: característica relacionada à elasticidade e plasticidade após ter sido feito o nó. Fios com alta memória tendem a desatar o nó.

Já as características de manuseio podem ser verificadas através da pliabilidade⁶ e coeficiente de atrito. Os fios que apresentam maior pliabilidade são os multifilamentados, principalmente os trançados, por exemplo, a seda. Por outro lado, os fios monofilamentados, como o nylon, têm menor pliabilidade e como consequência maior dificuldade em seu manuseio. Quanto ao coeficiente de atrito⁷, os fios multifilamentados têm maior segurança, manuseio mais fácil e melhor estabilidade do nó, do que os monofilamentados, manuseio mais difícil e requerem maior número de laçadas para não haver escape do nó (HERING et al., 1993; GALERA, 2005).

Com relação às propriedades de reação tecidual, em geral, os fios constituídos de proteína natural (cetegute, algodão, seda e linho) causam maior reação que aqueles constituídos de fibras sintéticas (poliglactina, nylon, poliéster e polipropileno). Os fios multifilamentados causam mais reação do que os fios monofilamentados (HERING et al., 1993).

⁶ Facilidade para dar o nó e dobrar o fio.

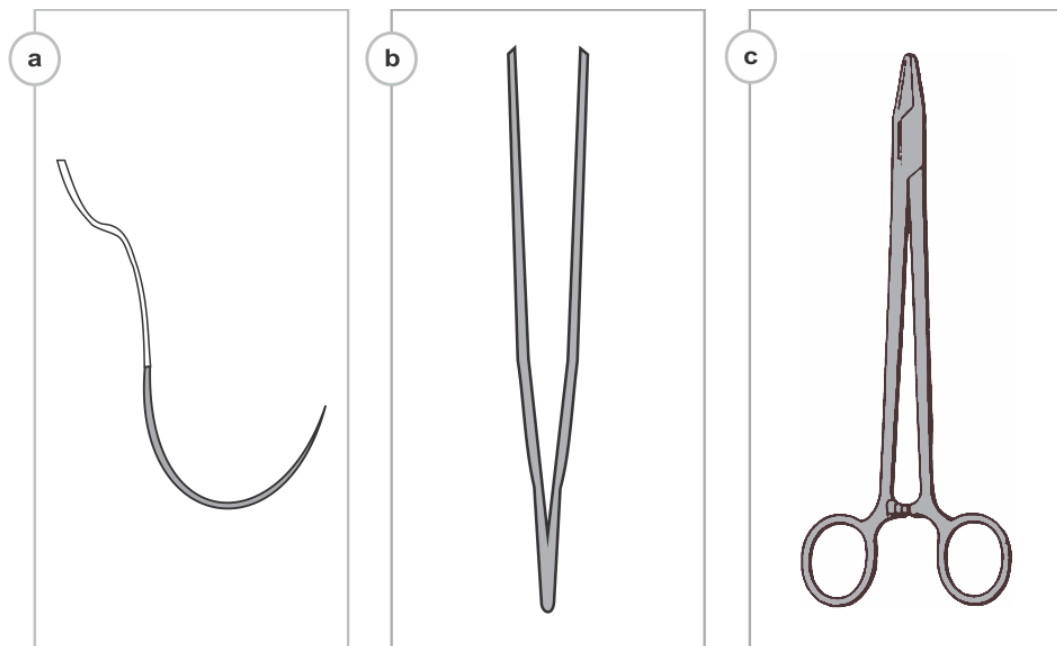
⁷ Coeficiente de atrito: é a capacidade que o fio tem de deslizar pelos tecidos e de desatar o nó.

2.2.2.2 Instrumentos utilizados na sutura por fio

O cirurgião utiliza instrumentos auxiliares, como pinças de dissecação e porta agulhas, nas suturas para efetuar o nó. Esses são empregados, principalmente, para realização de nós em microcirurgias, pois as dimensões das estruturas e o mínimo calibre do fio não permitem a técnica manual (MAGALHÃES, 1989; MORIYA et al., 2011). Dessa forma, como resume Goffi (2004), esses instrumentos visam à reconstrução dos tecidos, servem de guia aos fios de sutura a fim de transfixar as bordas do ferimento, unido-as.

Existem diversos tipos de instrumentos auxiliares utilizados para diferentes suturas, nessa pesquisa serão enfatizados: agulha (a), pinça (b) e porta- agulha (c) respectivamente, conforme Figura 06.

Figura 06 - Instrumentos auxiliares de sutura: agulha (a), pinça (b) e porta-agulha (c)

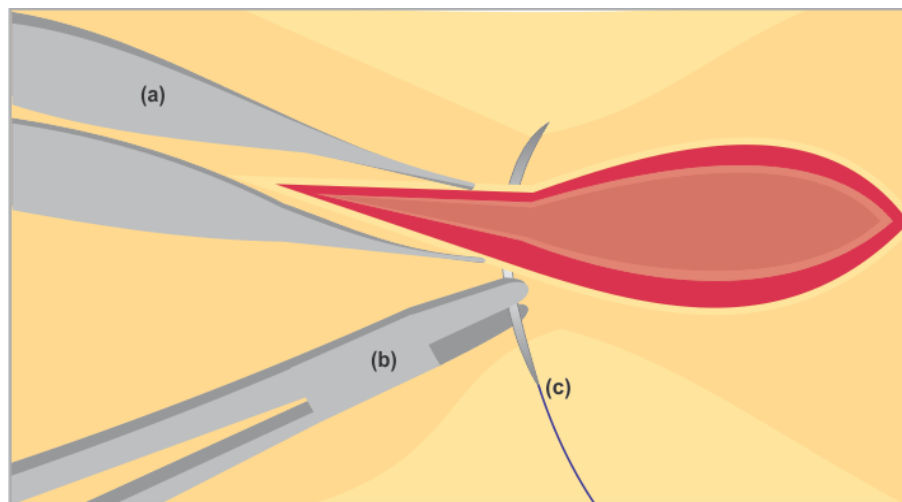


Fonte: Adaptado de GOFFI (2004) e MORIYA et al (2011)

Com base nos tipos de instrumentos auxiliares ilustrados, a agulha, conforme a Figura 06 (a), utilizada na síntese, penetra e atravessa os tecidos, conduzindo os fios para os locais adequados e aproximando as bordas do ferimento (ETHICON KNOT TYING MANUAL, 2005; MORIYA et al., 2011).

Com base em Boyer (2014), a profundidade que a agulha passa através dos tecidos deve ser igual em ambos os lados. As agulhas, para melhor conforto e praticidade, são montadas na ponta de um porta-agulha e na metade da agulha (MORIYA et al., 2011). O instrumento pinça, Figura 06 (b), é utilizado para apoiar as bordas da pele, com intuito de facilitar a passagem da agulha com fio (NADIME e SEMER, 2001). Já o porta-agulha, Figura 06 (c), ajuda na manipulação da agulha com fio, prendendo-a e assim facilitando a entrada dela nos tecidos durante a sutura (GALERA, 2005). A Figura 07 ilustra a função de cada instrumento citado.

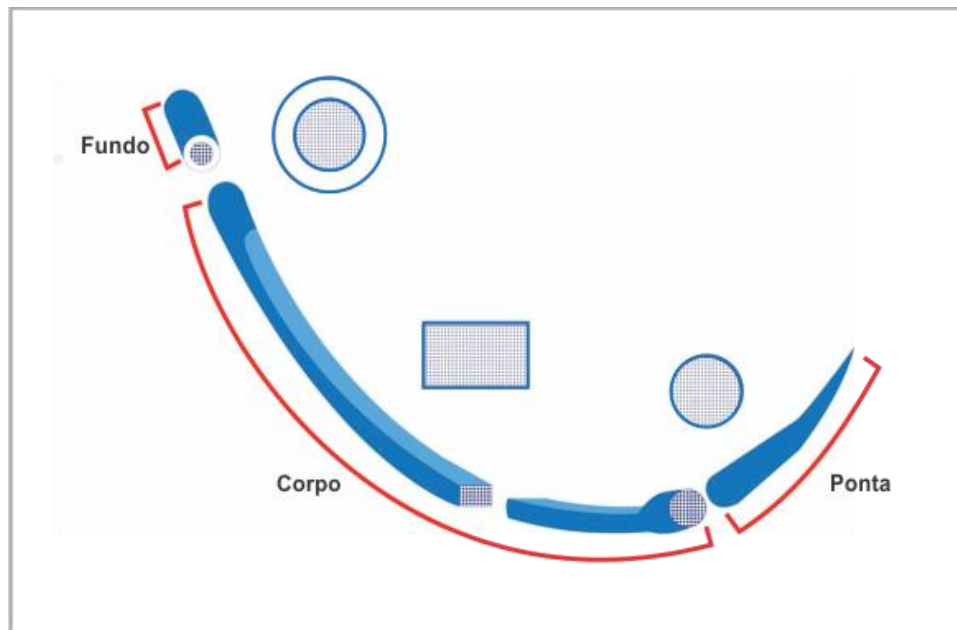
Figura 07 - Pinça apoiando as bordas da ferida (a), porta-agulha manipulando a agulha com o fio de sutura (b) e agulha com fio penetrando o tecido a fim de aproximar as bordas do ferimento (c).



Fonte: Adaptado de BOYER (2014)

Na concepção de Magalhães (1989) e Hochberg et al (2009), agulha cirúrgica é uma pequena e fina haste fabricada de aço inoxidável martensítico ou austenítico, aguçado numa das extremidades e com um orifício em que se enfia ou se fixa o fio de sutura. As agulhas possuem três partes distintas (MAGALHÃES 1989; HERING et al., 1993; GALERA 2005). Assim, a Figura 08 demonstra a anatomia da agulha composta por três elementos: fundo ou olho, corpo e ponta.

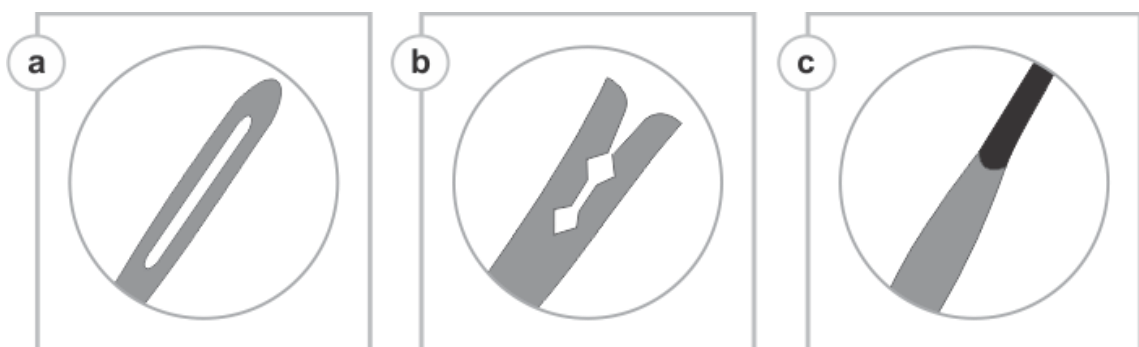
Figura 08 - Anatomia da agulha: fundo, corpo e ponta.



Fonte: Adaptado de HERING et al. (1993, p. 41)

Segundo Hochberg et al (2009), o fundo também chamado de olho é o local de fixação da agulha de sutura. Conforme Galera (2005) e Boyer (2014), quanto ao tipo de olho da agulha, podem ser chamados de cego ou fechado ou rombo; falso ou aberto ou francês e benjamin, ilustrado na Figura 09.

Figura 09 - Tipos de fundo das agulhas: (a) fechado, (b) aberto e (c) benjamin.



Fonte: Adaptado do ETHICON WOUND CLOSURE MANUAL (2009).

De acordo com a Figura 09 (a), agulha com fundo fechado é semelhante à agulha de costura. A Figura 09 (b), no olho aberto o fio é colocado sobre pressão. Já







Figura 09 (c), o fundo é cego com prolongamento de abertura que oferece maior fixação do fio (GALERA 2005, HOCHBERG et al, 2009).

Hering et al. (1993) explicam que, o fundo das agulhas do tipo fechada e aberta são considerados traumáticas, pois ocasiona maior trauma tecidual, dado pela diferença entre o diâmetro da agulha com fio. Em contrapartida, a agulha com olho do tipo benjamim, fio que já vem montado no fundo da agulha, é considerada atraumática, não havendo grande diferença no diâmetro do fio e do fundo da agulha. O fundo benjamim é utilizado em tecidos mais delicados, como por exemplo, em anastomoses vasculares.

Tais informações são relevantes para a compreensão sobre o trauma que pode ocasionar através de detalhes na forma do fundo da agulha, contribuindo para o desenvolvimento do grampo de sutura.

Conforme demonstrado na Figura 10, as agulhas, quanto ao corpo, podem ser reta, semicurva e curvadas com um quarto de círculo, três oitavo de círculo, um meio de círculo e cinco oitavo de círculo, tendo aplicações típicas para cada formato. Assim, a agulha reta é indicada para suturas de fácil acesso, sendo aplicadas em cirurgias no trato gastrointestinal, cavidade nasal, nervo, cavidade oral, faringe, pele, tendões e vasos. Já agulhas semicurvas podem ser utilizadas para o fechamento da pele ou em laparoscopia. Agulhas curvas permitem previsível passagem pelo tecido, portanto, são usados com mais frequência. Essa forma de agulha requer menos espaço para manobras cirúrgicas, mas necessita de manipulação com porta-agulha. A curvatura da agulha pode ser 1/4, 3/8, 1/2, ou 5/8 círculo. As agulhas de 1/4 do círculo são utilizadas em cirurgias de olhos, sendo sua principal aplicação, e microcirurgias. A utilização da agulha 3/8 círculo são aponeurose, trato biliar, sistema cardiovascular, olhos, trato gastrointestinal, músculos, miocárdio, nervos, pericôndrio, periósteo, pleura, pele, tendão, trato do urogenital e vasos. Já a agulha curva de 1/2 círculo foi projetada para uso em regiões cirúrgicas com espaço limitado, como trato biliar, sistema cardiovascular, ocular, fáscia, trato gastrointestinal, muscular, cavidade nasal, cavidade oral, pélvis, peritônio, faringe, pleura, trato respiratório, pele, tendão, subcutâneos, gordura e trato urogenital. A agulha 5/8 círculo pode ser mais útil na região anal, cavidade nasal, pélvis e trato, sendo sua principal aplicação no trato urogenital (*Wound Closure Manual*, 2009).

Figura 10 - Formas do corpo das agulhas e aplicações típicas.

FORMA DA AGULHA		APLICAÇÃO
Agulha Reta		
		Trato gastrointestinal, cavidade nasal, nervo, cavidade oral, faringe, pele, tendões e vasos.
Agulha Semicurva		
		Pele (usada raramente) e laparoscopia.
Agulhas Curvas		
1/4 Círculo		Olhos (principal aplicação) e microcirurgia.
3/8 Círculo		Aponeurose, trato biliar, sistema cardiovascular, olhos, trato gastrointestinal, músculos, miocárdio, nervos, pericôndrio, periósteo, pleura, pele, tendão, trato do urogenital e vasos.
1/2 Círculo		Trato biliar, sistema cardiovascular, ocular, fáscia, trato gastrointestinal, muscular, cavidade nasal, cavidade oral, pélvis, peritônio, faringe, pleura, trato respiratório, pele, tendão, subcutâneos, gordura e trato urogenital.
5/8 Círculo		Anal (hemorroida), cavidade nasal, pélvis e trato urogenital (principal aplicação)

Fonte: Adaptado do ETHICON WOUND CLOSURE MANUAL (2009)

Em resumo, Hering et al. (1993), as agulhas retas são usadas para suturar, sem ajuda do porta-agulha, principalmente em anastomose enterogástricas. As semicurva são mais aplicadas em estruturas superficiais e as curvas em ferimentos mais profundos. Magalhães (1989) destaca, os tamanhos das agulhas curvas e retas são ditados pela dimensão do campo operatório e pelo tipo de tecido que vai ser suturado, dessa forma, o comprimento das agulhas curvas variam de 3 mm a 75 mm, enquanto as agulhas retas de 40 mm a 60 mm, detalhados no Figura 11.

Figura 11 - Medidas e usos das agulhas curvas e retas.


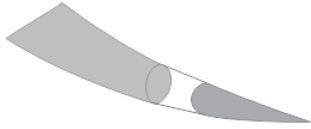

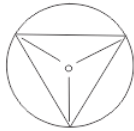
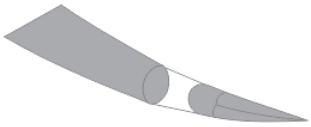


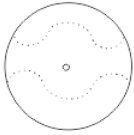
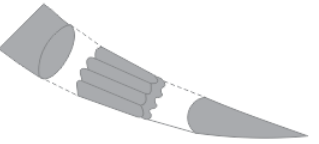
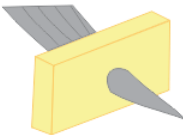

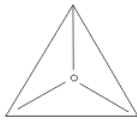
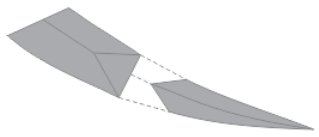
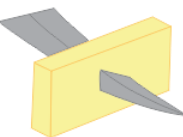

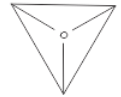
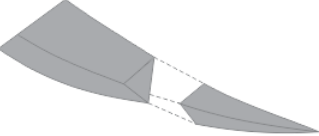
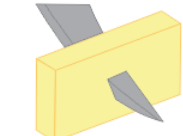

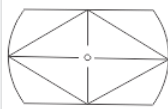
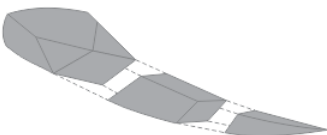


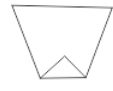
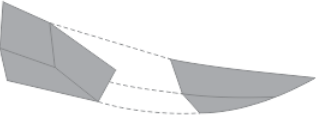


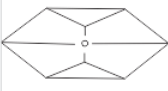



Comprimento	Usos mais frequentes
3 a 9 mm (agulha curva)	microcirurgia, oftalmologia
10 a 15 mm (agulha curva)	urologia, cardiovascular,plástica, neurocirurgia
15 a 25 mm (agulha curva)	cirurgia geral, cardiovascular, gastrointestinal
25 a 40 mm (agulha curva)	cirurgia geral, gastrointestinal
50 a 75 mm (agulha curva)	suturas totais e subtotais, pele
40 a 60 mm (agulha reta)	gastrointestinal

Fonte: MAGALHÃES (1989, p. 70)

Conforme a Figura 11, o comprimento da agulha curva de 3 a 9 mm são utilizadas em microcirurgia e cirurgia oftalmológica; a agulha curva de 10 a 15 mm é utilizada em cirurgias urológicas, cardiovascular, plástica e neurocirurgia; o comprimento de 25 a 40 mm de agulhas curvadas são frequentemente utilizadas em suturas totais e subtotais e em cirurgias na pele. Por fim as agulhas retas de 40 a 60 mm são utilizadas em cirurgias gastrointestinais. Tais informações serão importantes para o desenvolvimento da forma grampo de sutura a ser desenvolvido, pois a forma e o tamanho da agulha justificam o seu tipo de aplicação, ou seja, o tipo de cirurgia.

Com relação a ponta da agulha também apresenta características próprias e variáveis adequadas à penetração dos tecidos que serão suturados (GALERA 2005, MEYER e ANTONINI, 1989). De acordo com Moriya (2011), a secção transversal do corpo e da ponta das agulhas se dividem em cilíndricas, triangulares e prismáticas. Entretanto, Magalhães (1989), Boyer (2014) detalham essa divisão sobre as pontas das agulhas, conforme ilustrado e discriminado na Figura 12.

. Figura 12 - Tipos de pontas das agulhas, parte anterior da agulha, tipo de corte, tipo de lesão.

Tipo de Agulha	Corpo/ponta	Parte posterior da agulha	Tipo de corte	Tipo de lesão
(a) Agulhas Cilíndricas				
Cilíndrica simples				
Cilíndrica triangular				
Cilíndrica ranhurada				
(b) Agulhas Prismática				
Triangular				
Triangular inversa				
Quadrangular lanceolada				
Quadrangular espatular modificada				
Hexagonal				

Fonte: Adaptado de MAGALHÃES (1989) e BOYER (2014)

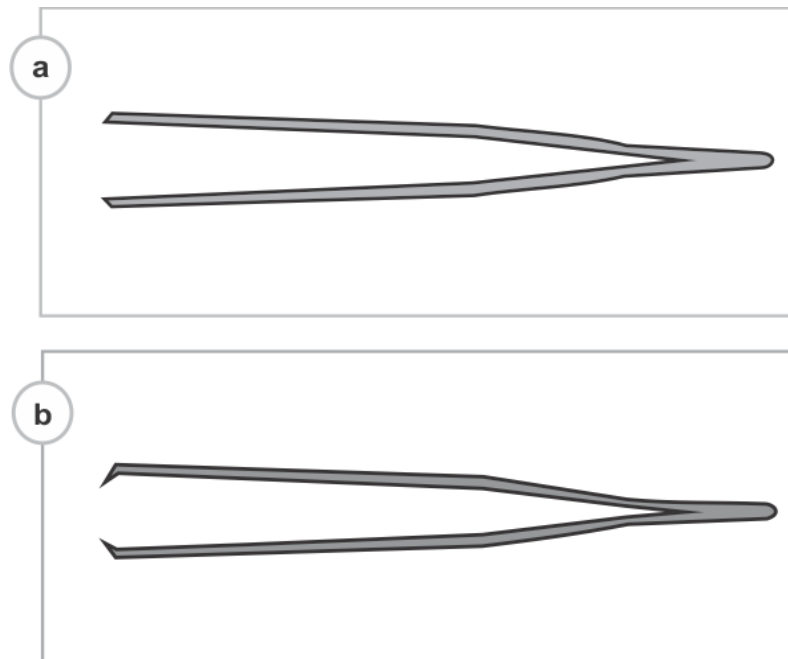
Com base na Figura 12 (a) as agulhas cilíndricas podem ser cilíndricas simples, triangular e ranhurada. A cilíndrica simples apresenta corpo circular e ponta cônica, sendo a mais utilizada e aplicada em quase todos os tecidos como fáscia, tecidos frouxos, parede intestinal, parede vascular, olhos e estruturas delicadas de maneira geral. Já a cilíndrica triangular é utilizada quando a agulha precisa atravessar estruturas endurecidas (paredes arteriais calcificadas ou esclerosadas, tecidos sintéticos). As agulhas cilíndricas ranhuradas apresentam ranhuras nas faces superiores e inferiores para facilitar sua fixação no porta-agulha. De acordo com a Figura 12 (b), As agulhas prismáticas podem ser triangular, triangular inversa, quadrangular e hexagonal. As triangulares são também chamadas de pontas cortantes. Sua penetração nos tecidos produz cortes que aumentam o tamanho do furo quando existe um vértice virado para a parte côncava nas agulhas curvas, com furo desproporcional à área da secção do corpo. Quando um vértice está voltado para a parte convexa da agulha curva é chamado de triangular invertida, sendo o furo proporcional à área de secção transversal do corpo. As agulhas cortantes penetram facilmente nos tecidos, sendo mais traumática que as cilíndricas, o que justifica sua utilização em tecidos menos nobres e mais duros, reservada quase que exclusivamente para pontos transfixantes na pele ou tecidos sintéticos como plásticos, borrachas, campos operatórios dentre outros. As agulhas prismáticas com pontas lanceoladas ou espatuladas são extremamente afiadas, sendo usadas para tecidos duros como a pele ou para tecidos nobres e delicados, em que não exija muito esforços para penetração da agulha sob-risco de ruptura do tecido, como na microcirurgia (MAGALHÃES, 1989; HERING, 1993).

Outro instrumento auxiliar considerado importante é a pinça de dissecação, pois uma boa sutura depende do cuidado com as bordas da ferida. Pinças de dissecação sem dentes são menos traumatizantes ao prenderem as bordas para uma sutura. Pinças de dissecação com dentes são úteis na aproximação das bordas da pele e de aponeuroses⁸, favorecendo a boa coaptação⁹ (GOFFI, 2004). A Figura 13 ilustra os tipos de pinças de dissecação.

⁸Aponeuroses: membrana conjuntiva que envolve os músculos e cujos prolongamentos ou tendões fixam os músculos aos ossos.

⁹Adequação das partes que não estavam juntas.

Figura 13 - Pinça de dissecação sem dente (a) e pinça de dissecação com dente (b).

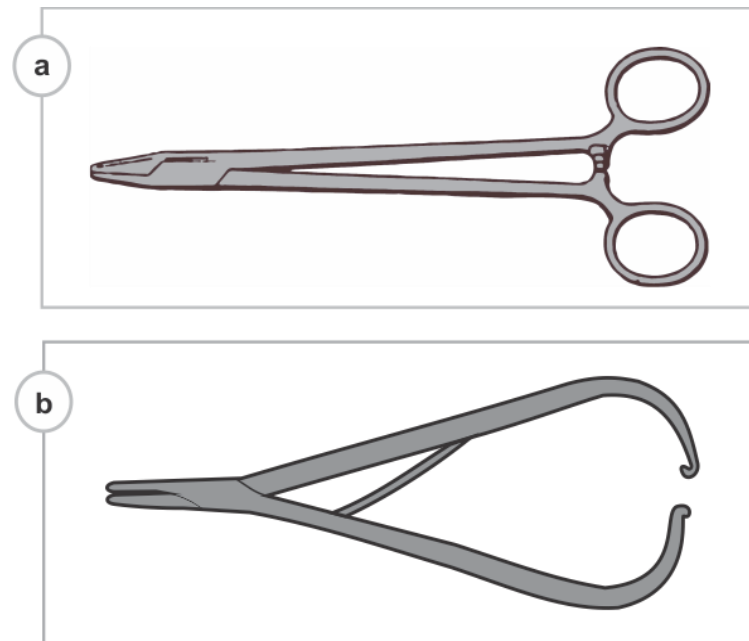


Fonte: Adaptado de MORIYA et al. (2011)

Conforme a Figura 13 (a), a pinça de dissecação sem dente é utilizada para agarrar tecidos, manipulando-os. Já a Figura 13 (b) a pinça de dissecação com dente deve ser aplicada somente na confecção de pontos na pele ou em outros materiais como borrachas etc. As pinças possuem comprimentos variados, bem como pontas de espessuras diferentes, podendo ser retas, anguladas ou curvas (MAGALHÃES, 1989).

Sobre o instrumento porta-agulha, pode-se afirmar que é eficaz na reconstrução, principalmente em cavidades, oferecendo conforto ao cirurgião e melhor condução da agulha curva (HERING et al., 1993; NADIME E SEMER, 2001). O porta-agulha possui pontas para preensão da agulha e o cabo possui cremalheira para se graduar a pressão de fechamento. Existe em vários comprimentos e com hastes delgadas ou robustas. Pode apresentar ponta reta, curva ou angulada. As hastes do cabo podem ter duas argolas ou não para apoio da mão. A potência do porta-agulha será escolhida de acordo com a forma das agulhas e do tecido, além disso o seu comprimento deve estar em relação direta com a profundidade da sutura. Existem dois modelos principais: porta- agulha de Hegar e porta-agulha de Mathieu (MAGALHÃES, 1989). A Figura 14 demonstra os principais tipos de porta-agulha.

Figura 14 - Porta-agulha de Hegar (a) e porta-agulha de Mathieu (b).



Fonte: Adaptado de MAGALHÃES (1989, p. 57) e GOFFI (2004, p.68)

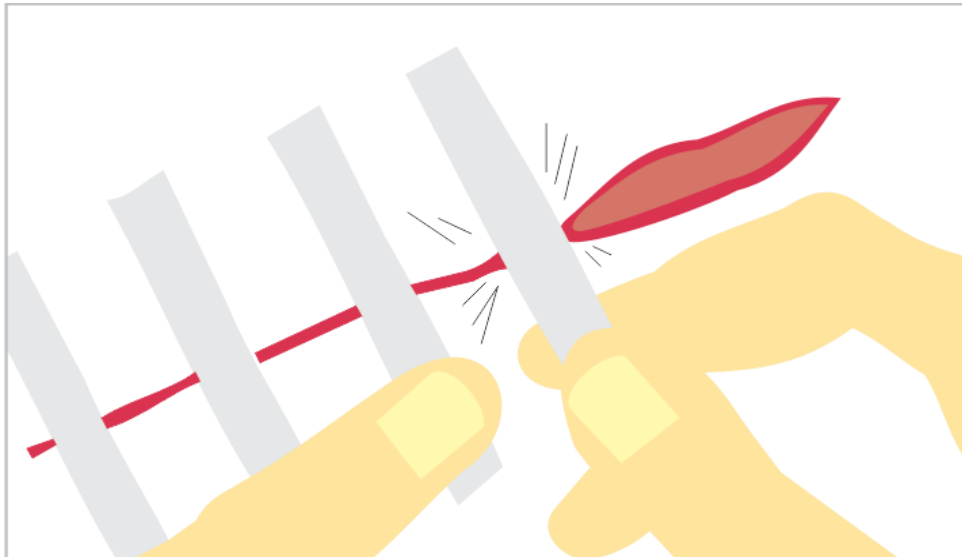
De acordo com a Figura 14 (a), o porta-agulha de Hegar tem argolas na extremidade das hastes. É ideal para suturas em profundidade devido às hastes serem longas e estreitas. O porta-agulha de Mathieu, Figura 14 (b), as duas hastes são curvas com cremalheira nas extremidades livres e mola entre elas para mantê-lo aberto, é ideal para trabalho na superfície (MAGALHÃES, 1989).

2.2.3 Sutura por adesivo

Segundo Hering et al. (1993), a possibilidade de se utilizar uma substância que torne a sutura dos diversos tecidos mais rápida e eficiente representa uma ideia bastante atraente. Tal substância deveria ter efeito hemostático, provocar aderência firme dos tecidos sem alterar o processo de reparação e, não possuir efeitos colaterais ou ação carcinogênica. As substâncias que representam essas possibilidades são os adesivos biológicos. Pearl (2004) afirma, o adesivo tecidual é forte, flexível e proporciona uma excelente aproximação das bordas do ferimento em comparação com outros tipos de induções para sutura. Entretanto, conforme Singer (2003) esse tipo de sutura tem indicações específicas de utilização, não sendo recomendado para o fechamento de feridas primárias, devido à alta probabilidade de

deslocamento e deiscência, e em áreas com concentração dos cabelos. Esses adesivos podem ser de vários tipos, desde polímeros como cianocrilatos até gelatina de colágeno. Com base em Souza e Briglia (2011), nos últimos 50 anos, os cianocrilatos, têm sido os adesivos teciduais mais aplicados no mundo, Singer e Thode (2004) afirmam que, sua aplicação é segura e apresenta resultados satisfatórios. Entretanto, tal substância tem sido limitada em sua utilidade pelo custo elevado. Diversos trabalhos clínicos e experimentais também têm evidenciado as vantagens do etilcianoacrilato como adesivo de pele, incluindo adequada biocompatibilidade, baixo custo e ampla disponibilidade (SINGER e THODE, 2004; SOUZA et al., 2007). A Figura 15 ilustra técnica de sutura com adesivo biológico.

Figura 15 - Sutura com adesivo biológico



Fonte: Adaptado de NADIME e SEMER (2001)

Conforme a Figura 15, os adesivos são colocados após uma minuciosa limpeza, unindo as bordas do ferimento. Essas fitas podem ser de 2 cm a 3 cm, sendo colocados em cada lado da borda da incisão. O adesivo deve ser colocado transversalmente (perpendicular) ao eixo longitudinal da ferida, permanecendo na pele vários dias até cair por conta própria (NADIME e SEMER, 2001).

2.2.3.1 Tipos de adesivos teciduais e colas biológicas

Os primeiros testes com adesivos teciduais e colas biológicas foram realizados *in vitro*, não considerando sua toxicidade. Como adesivos teciduais pode – se citar o de fibrina e a gelatina de colágeno, já como cola biológica os cianocrilatos, isocianetos, policrilatos, anidridos, resina de epóxi, resina de formaldeído e poli (álcool vinílico) (HERING et al, 1993).

No geral, as substâncias mais estudadas foram o adesivo de fibrina ($C_2H_4O_2$) e a gelatina de colágeno. O adesivo de fibrina foi estudado desde 1970, composto de fibrinogênio, fator XIII, aprotinina, fibronectina, plasminogênio, trombina seca e cloridrato de cálcio. O adesivo de gelatina de colágeno estudado desde 1976 e desenvolvido desde 1979, possui uma variação na composição do agente polimerizante, que ao invés de se utilizar apenas o formaldeído (H_2CO) misturou-se ao glutaraldeído ($C_5H_8O_2$) (HERING et al., 1993).

Os cianocrilatos¹⁰ mais especificamente o metil-2-cianocrilato que inicialmente parecia promissor, mas o grupo metil, embora com capacidade bactericida, apresentava-se instável e tóxico; sua composição sofreu alterações, substituindo-se o grupo metil por butil, hexil ou decil, mas a redução dos efeitos deletérios era pequena, além de prejudicar a capacidade adesiva e a presença de água fazia diminuir ainda mais sua ação aderente (HERING et al., 1993). A cola de butil-cianocrilato pode ser encontrado na Europa, Israel, e Canadá. Essa foi usado com sucesso para o fechamento de lacerações traumáticas e incisões cirúrgicas, sua aplicação é considerada rápida e econômica. Entretanto, após ensaios clínicos, foi concebido para fechamentos de feridas. É importante enfatizar que o avanço significativo das colas teciduais na sutura tem sido o desenvolvimento do 2 - octil cianoacrilato, comercializado como *Dermabond®* (SINGER, 2003).

Os Isocianetos¹¹ (poliuretanos), na presença de piridina continham ação imediata com boa adesividade, mas a grande quantidade de misturas necessárias fez reduzir sua adesividade e praticidade. Já os policrilatos¹² não apresentavam boa

¹⁰ Cianoacrilato de metila, abreviado na literatura como MCA é um composto orgânico que contém diversos grupos funcionais, um éster metílico, uma nitrila, e um alqueno. Apresenta-se como um líquido incolor de baixa viscosidade. Apresenta fórmula molecular $C_5H_5NO_2$.

¹¹ O isocianeto é resultado de uma ligação dupla de ligações triplas do nitrogênio com o carbono. Fórmula: $CH_3 - CH_2 - N \equiv C$.

¹² Fórmula molecular $(C_3H_3NaO_2)_n$

adesividade, os anidridos¹³ possuíam pouca aderência. A resina de epóxi [(C₁₁H₁₂S₃)_n] a aderência era pequena. A resina de formaldeído (CH₂O) apresenta baixa adesividade e muita toxicidade aos tecidos. Os polímeros contendo vinil apresentavam aderência baixa e formação muito lenta. Já álcool de polivinil (C₂H₄O)_n possuía pouca adesividade nos compostos estudados e apresentava toxicidade tecidual. Entretanto, os sistemas de gelatinas, semelhantes quimicamente aos tecidos, continham características adesivas.

2.2.3.2 Características gerais dos adesivos teciduais e colas biológicas

São levados em consideração como características gerais dos adesivos as suas vantagens, seus aspectos práticos, seus mecanismos e suas restrições quanto à aplicação. As vantagens do uso de um adesivo são a rapidez na reparação dos tecidos, a impermeabilização que impede o extravasamento do conteúdo dos órgãos, a mínima deformação tecidual e a hemostasia rápida (HERING, 1993; SINGER, 2003; HOCHBERG, 2009). Quanto aos aspectos práticos, o adesivo deve ser fluído até sua aplicação e, após o contato com o tecido, solidificar-se rapidamente. Não deve requerer alta temperatura ou alta pressão para sua utilização e também não deve ser administrado por via intravascular; pelo risco de embolia. Por fim, quanto ao mecanismo de ação, de acordo com Hering et al. (1993), existem quatro tipos de ligações e forças que parecem estar envolvidas na adesão e coesão: eletrostática, covalente, metálica (ligações primárias) e residual (ligação fraca ou secundária).

Entretanto, a cola biológica, como o cianoacrilato, apresenta certas restrições na sua aplicação, não podendo ser utilizado em áreas de pele muito tensa, articulações, a não ser que sejam colocadas suturas relaxadoras profundas; em feridas contaminadas, exsudativas, sangrantes ou infectadas; em lesões sujeitas a fricções e umidade, tais como aquelas em região plantar e palmar e em mucosas, podendo ocorrer destacamento prematuro do adesivo; e alergia a cianoacrilato ou a seus produtos de degradação (SINGER e THODE, 2004; SOUZA et al., 2007). Além disso, segundo Toriumi et al.(1990), o uso de cianoacrilatos tem sido recomendado

¹³ São compostos orgânicos resultantes da desidratação de ácidos carboxílicos, como um catalisador atuando.

apenas sobre superfícies avasculares, como a pele, devido seu alto grau de histotoxicidade, sendo até maior que o etilcianoacrilato.

Vale salientar, com base em Souza et al. (2007), Wang et al. (2003) e Tomb et al. (1993), que as inflamações agudas e crônicas, como seroma, citotoxicidade, necrose e dermatite alérgica constituem os problemas principais atribuídos ao uso de etilcianoacrilato em pele, o que tem dificultado sua aceitabilidade. No entanto, esses estudos têm casuísticas pequenas, merecendo avaliações adicionais. Além disso, conforme a pesquisa de Caloi e Manganello-Souza (2005), Singer e Thode (2004) e Toriune et al. (1993), têm confirmado que os efeitos desfavoráveis do uso de cianoacrilatos em pele restringem-se a complicações locais discretas, inflamações e deiscências parciais, sendo provavelmente decorrentes das próprias cirurgias e não do uso específico do adesivo.

Outra vantagem dos adesivos na aplicação de sutura é por não necessitar a utilização de anestesia para o fechamento. No entanto, uma ferida traumática deve ser cuidadosamente limpa antes do fechamento, o que muitas vezes exige anestésicos locais. Assim, esta vantagem pode ser apenas teórica. Quanto ao custo, os adesivos são considerados de alto custo.

2.2.4 Sutura por grampo

A sutura por grampo é realizada através de um grampeador, dispositivo mecânico, que coloca grampos de metal na pele a fim de unir as bordas do ferimento (EDGERTON, 1989; MCCARTHY, 1990).

Conforme Santo et al. (2011), a evolução das suturas mecânicas por meio da utilização de grampeador tornou-se um verdadeiro processo de avanço tecnológico, como vem representando o conceito de um novo produto com a combinação de novas funções, resultando em melhorias e efetivo ganho de qualidade ou produtividade, principalmente em anastomoses viscerais.

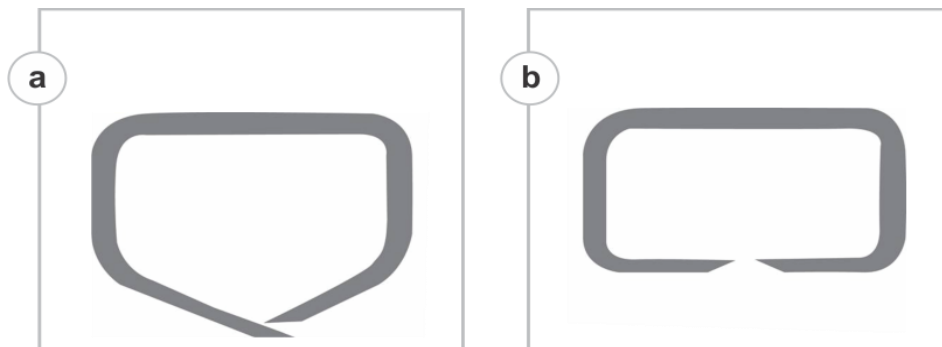
Os grampos metálicos disponíveis em cartuchos descartáveis passaram a ser empregados mais recentemente. O objetivo do seu uso deve ser entendido como um procedimento que deve ser mais rápido possível, com o menor trauma tecidual, restaurando a pele e conseqüentemente diminuindo ao máximo as possibilidades de intercorrências no pós-operatório (DUARTE E SANTOS, 2002). Assim, Silva et al. (2014) afirma, é necessário o desenvolvimento de cliques e grampeadores

alternativos, com a mesma eficiência que apresentam, entretanto, com preços mais acessíveis.

2.2.4.1 Características dos grampos e grampeadores de pele

Segundo Hering et al. (1993), os grampos metálicos utilizados são estruturas metálicas compostas basicamente de aço-cromo. Existem dois tipos de conformação: arqueada e retangular, demonstrado respectivamente na Figura 16 (a) e Figura 16 (b), cuja principal diferença está no braço de fixação à pele. Porém, não existe diferença em relação aos resultados na aplicação clínica. Lutosa et al. (2001) destacam a importância do manejo correto dos grampeadores na colocação dos grampos, pois pode acarretar altas taxas de morbidade e mortalidade na técnica inadequada do procedimento, conforme mencionado por Offodile et al. (2010).

Figura 16 - Esquema dos grampos de aço cromo do tipo arqueado (a) e tipo retangular (b)



Fonte: Adaptado de HERING et al. (1993, p. 210)

Os grampos ou cargas, conforme Figura 16 (a) e (b), serão fixados na pele por meio do grampeador. Com base em Martins et al. (2013), as cargas podem ser encontradas em diferentes tamanhos, cuja utilização depende do tipo de tecido e do tamanho da lesão.

Para Duarte e Santos (2002), existem grampeadores concebidos para uso nos mais variados procedimentos englobando, praticamente, todas as especialidades cirúrgicas. A cirurgia laparoscópica, com suas necessidades específicas, também levou ao desenvolvimento de novos aparelhos de sutura. Os grampeadores podem ser divididos em três tipos básicos:

1. Grampeadores simples: são aqueles em que os grampos são aplicados um a um de forma a aproximar superfícies ou fixar estruturas. A esse grupo pertencem os grampeadores cutâneos usados para o fechamento da pele. Estes possuem configuração completamente diferente daqueles que são usados em vísceras. São apresentados em diversos tipos e tamanhos e podem ser usados inclusive para fixação de retalhos de pele. Há também os cliques hemostáticos, que podem tanto ser de uso em cirurgia convencional como em videolaparoscopia. Além dos grampos de fixação, como aqueles usados para fixar telas em herniorrafias realizadas por laparoscopia.

2. Grampeadores que apenas suturam: seu uso, em geral, está relacionado a situações em que há necessidade de suturas contínuas. Sua aplicação é ampla na cirurgia do tubo digestório, sendo de grande utilidade em diversas cirurgias. Também podem ser empregados em procedimentos no tórax, como em biópsias apicais e fechamento de brônquios.

3. Grampeadores que suturam e cortam: esse grupo de aparelhos associa a capacidade de corte à capacidade de suturar, permitindo a realização de anastomoses entre vísceras ocas. São divididos em dois grupos como lineares cortantes e circulares.

Os grampeadores lineares cortantes servem não só para seccionar e suturar, mas também para realização de anastomoses. A presença da lâmina, que corta o tecido ao mesmo tempo em que a sutura é realizada pela aposição sequencial dos grampos, facilita a confecção de anastomoses na maioria das vezes látero-laterais. Em cirurgias que demandam grande número de suturas, estes aparelhos encontram grande aplicabilidade, como nas gastrectomias e na cirurgia bariátrica. Podem, também, ter desenho adaptado a procedimentos laparoscópicos. Já os grampeadores circulares são compostos de duas partes: uma menor removível, chamada ogiva, que é fixada em um dos segmentos a serem anastomosados e a outra maior e circular, introduzida pelo outro segmento a ser anastomosado, encaixando a ogiva, ao mesmo tempo em que sutura, uma lâmina circular interna corta o tecido a ser anastomosado. Esses equipamentos possuem diâmetros variados.

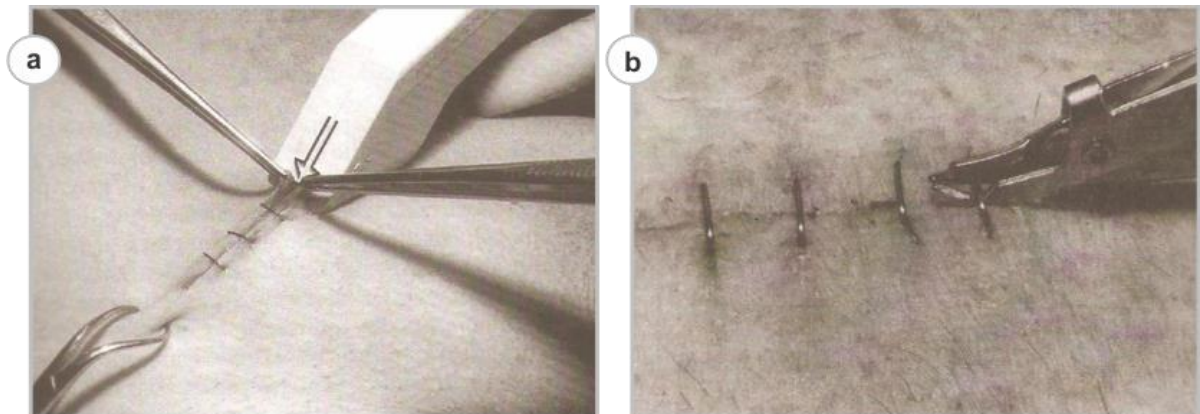
É importante enfatizar que o cirurgião deve ter o cuidado, após o grampeamento na pele, com a integridade dos anéis seccionados, que não devem ter rupturas, significando que nenhum ponto da sutura deve ficar sem grampos.

Portanto, algumas vezes, quando as condições de sutura por grampo não são totalmente favoráveis, impõe-se uma sutura manual de segurança (DUARTE E SANTOS, 2002).

2.2.4.2 Princípios de funcionamento dos grampos

A realização de suturas mecânicas envolve a tecnologia de aplicação de grampos de forma sequencial e ordenada, visando promover a fixação segura dos tecidos e garantindo sua integridade e vascularização (DUARTE E SANTOS, 2002). Dessa forma, no fechamento de feridas cirúrgicas ou fixação do grampo, as bordas da ferida devem ser evidentemente justapostas e invertidas por um auxiliar, enquanto o cirurgião aplica os grampos, conforme demonstrado na Figura 17 (a). Já na remoção do grampo da pele, Figura 17 (b), existem extratores especiais para este fim, cujos dois dentes do extrator são posicionados entre a pele e o grampo, enquanto um terceiro, fazendo a pressão sobre o grampo, promove sua abertura (EDGERTON, 1989; MCCARTHY, 1990).

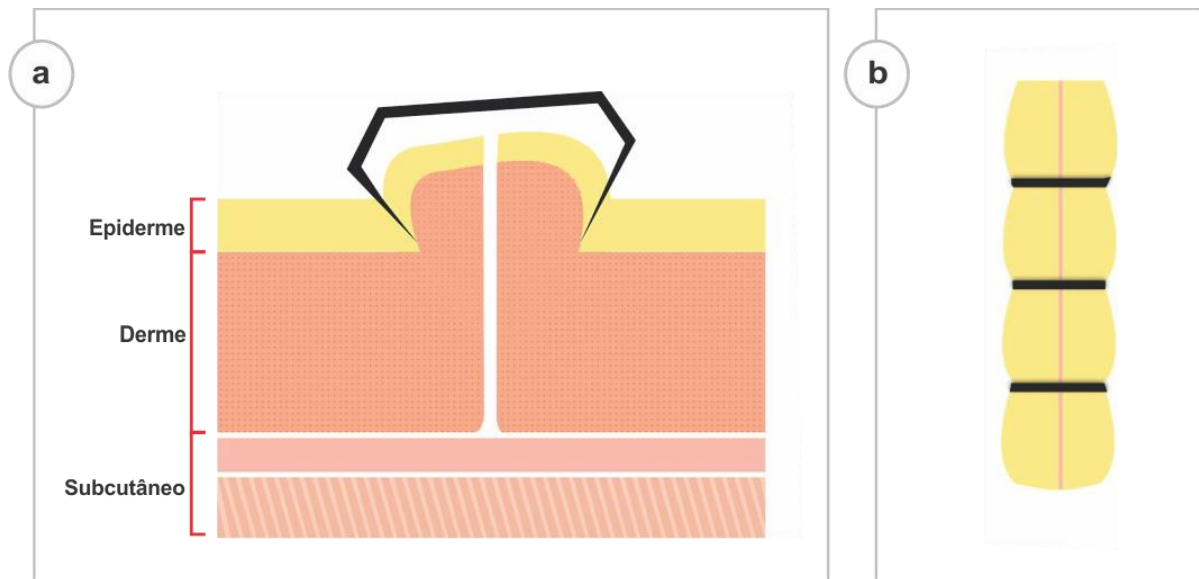
Figura 17 - Aplicação dos grampos na pele com auxílio da pinça (a), remoção do grampo da pele através do extrator (b).



Fonte: Hering et al. (1993, p. 211)

Os grampos devem penetrar a epiderme e derme sem transfixar totalmente o tecido celular subcutâneo (HERING et al, 1993). A Figura 18 demonstra o grampo fixo na camada epiderme e derme.

Figura 18 - Grampo fixo na camada epiderme e derme sem transfixar o tecido celular subcutâneo (a) e vista superior do grampo fixo na pele (b)



Fonte: Adaptado de HERING et al. (1993, p. 211)

De acordo com Hering et al. (1993), o fechamento da pele com grampos é 3 a 5 vezes mais rápido em relação aos métodos tradicionais, havendo uma economia de 5 a 15 minutos no fechamento de laparotomias¹⁴. A diferença é mais marcante quanto mais extensa for a incisão e maior a familiaridade do cirurgião com os grampeadores. Com base em Nadine e Semer (2001), também é citado que, o uso do grampeador em sutura apresenta vantagem, principalmente quando é necessário suturar uma ferida que sangra rapidamente (por exemplo, no couro cabeludo) para diminuir a perda de sangue. Além disso, essa técnica diminui ao máximo as possibilidades de intercorrências no pós-operatório (DUARTE E SANTOS, 2002). Quanto a retirada do grampo, Hering et al. (1993), enfatizam que na prática clínica, o desconforto é mínimo desde que, Nadine e Semer (2001), utilizado o instrumento removedor próprio de grampo.

É importante salientar, com base em Duarte e Santos (2002), como em todas as cirurgias, cuidados essenciais devem ser tomados quando emprega-se grampeadores mecânicos. As complicações mais frequentes de seu uso são: sangramento, fístula e estenose. Essas estão intimamente relacionadas aos

¹⁴ Laparotomias: cirurgia que envolve uma incisão através da parede abdominal para aceder à cavidade abdominal.

cuidados prévios no preparo das bordas dos tecidos a serem suturados, às condições intrínsecas do paciente e ao conhecimento do cirurgião no uso dos aparelhos de sutura mecânica. Os autores também enfatizam que não há dúvidas que os equipamentos mecânicos de sutura encarecem um procedimento. Talvez essa seja a maior barreira para sua plena utilização. Entretanto, deve-se ter em mente que, os gastos no tratamento de uma complicação podem ser muito maiores que o preço do equipamento que deixou de ser utilizado. Cabe ao cirurgião fazer a análise do custo e do benefício para indicar sua aplicação.

2.3 BIÔNICA

De acordo com Benyus (2007) e Bar-Cohen (2006), a natureza desenvolveu e aperfeiçoou soluções para os seus desafios de forma primorosa em bilhões de anos de evolução. Esse processo de adaptação resultou na seleção natural das espécies, quando alguns se tornaram fósseis e outros permaneceram trazendo consigo o segredo da sobrevivência. Somente aqueles suficientemente adaptados às suas funções e ao meio-ambiente sobreviveram. A evolução da natureza trouxe, portanto, o desenvolvimento de mecanismos biológicos altamente eficazes e energeticamente eficientes. Com base em tal constatação, pode-se afirmar que a natureza possui aptidões e atributos muito desenvolvidos. Dessa forma, a descoberta e o aprendizado das lições da natureza permitem a ampliação das capacidades das invenções humanas, de modo a contribuir também para o desenvolvimento de projetos com grande potencial eco eficiente, numa aproximação do modelo de sustentabilidade da natureza.

Dentro deste cenário, citado por Detanico (2011), está o Biomimetismo e a Biônica, sendo abordagens tecnologicamente orientadas para aplicar as lições de design da natureza, buscando solucionar os problemas do homem. Os estudos da Biomimética são embasados nas soluções naturais de projeto, decodificando geometrias e funcionamentos, na busca do melhor aproveitamento e do menor gasto de energia. Segundo Kindlein Jr. e Guanabara (2005), a biônica é uma ciência multidisciplinar que pesquisa nos sistemas naturais princípios e/ ou propriedades (estruturas, processos, funções, organizações e relações) e seus mecanismos com

objetivo de aplicá-los na criação de novos produtos ou solucionar problemas técnicos existentes na projeção.

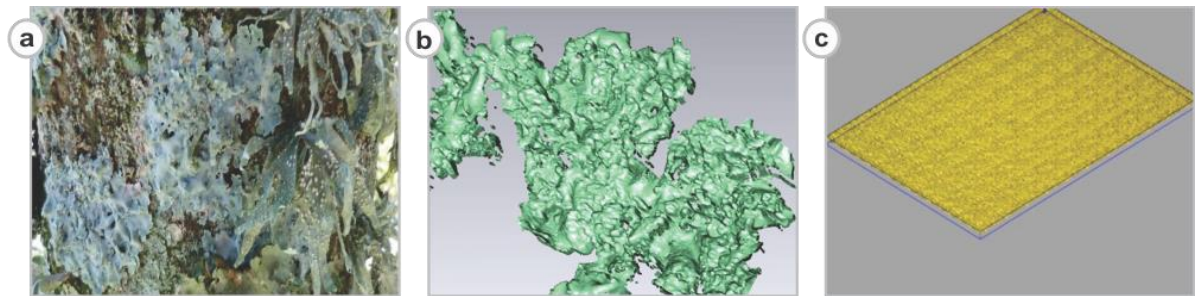
Segundo Soares (2008), o termo Biônica foi inventado em 1958, pelo Engenheiro da Força Aérea dos E.U.A Major Jack. E. Steele e foi definido como “a análise das formas pelas quais os sistemas vivos atuam e têm descoberto os artifícios da natureza”. O termo Biônica, é do grego “elemento de vida”, foi oficialmente usado como título de um simpósio em setembro de 1960. Segundo Podborschi et al. (2005 apud SOARES, 2008), a Biônica é a ciência que estuda os princípios básicos da natureza (construtivos, tecnológicos, de formas, etc.) e a aplicação destes princípios e processos na procura de soluções para os problemas que a humanidade encontra. Uma vez que a Biônica lida com a aplicação das estruturas, procedimentos e princípios de sistemas biológicos na qual é convertida em um campo interdisciplinar que combina a biologia com a engenharia, a arquitetura e a matemática.

Dessa forma, torna-se interessante a observação e análise de elementos naturais que possuem características passíveis de serem estudadas para aplicação em produtos. No caso desta pesquisa, será feito a observação, a análise e entendimento da forma e mecânica da mandíbula formiga *Atta laevigata* (F. Smith 1858), utilizando a metodologia de design de produto, baseada em estudos biônicos, de Kindlein Jr. e Guanabara (2005).

O estudo de caso a ser citado trata da investigação do córtex inferior dos líquens¹⁵ para a aplicação em painéis de concreto, a fim de verificar a capacidade de adesão que esta textura proporciona quando revestida às argamassas em painéis de concreto. Os resultados obtidos com o ensaio mostraram que a utilização das texturas dos líquens atendem as normas ABNT quanto à exigência de resistência de aderência à tração das argamassas de revestimento sobre as superfícies de concreto. A Figura 19 apresenta as etapas do processo de investigação a partir do líquen (DAPPER, 2013).

¹⁵ Líquen é um fungo que cresce em simbiose hereditária com uma população de algas ou cianobactérias (FLEIG, GRÜNINGER, MAYER, & HAMPP, 2008 apud DAPPER, 2013).

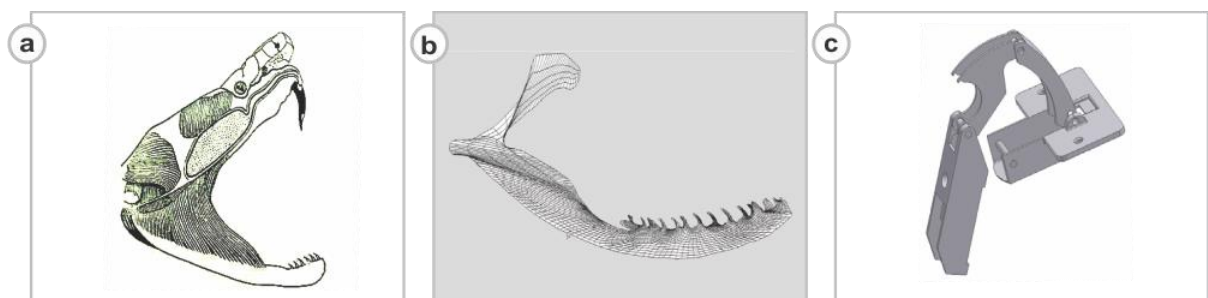
Figura 19 - Sistema de natural líquen *Parmotrema Praesorediosum* (a), utilização a digitalização tridimensional para captar a textura (b) e aplicação em placas de acrílico (c).



Fonte: Adaptado de DAPPER (2013)

Outro estudo que utilizou a metodologia biônica foi para projetar dobradiças de abertura e fechamento de portas de móveis a partir da analogia com a estrutura craniana e mandibular de cobra. Resultando no desenvolvimento de um projeto conceitual de dobradiça com viabilidade técnica baseada nos conceitos de sustentabilidade, já que teve menor número de funções, chegando à doze funções no total, apresentando uma redução aproximada de 40%. Dessa maneira, proporcionou uma produção mais limpa, com economia de energia e redução de materiais (em consequência da redução de resíduos), otimizando o ciclo de vida do produto (SALVADOR, 2003). A Figura 20 demonstra o sistema natural investigado, bem como sua característica relevante para projeto conceitual.

Figura 20 - Sistema natural investigado, estrutura craniana e mandibular de cobra (a), malha tridimensional obtida do scanner 3D a laser, mostrando o achatamento do osso quadrado da espécie para o desenvolvimento do projeto conceitual (b), dobradiça de abertura e fechamento para portas de móveis (c).



Fone: Adaptado de SALVADOR (2003).

Com base na descrição dos exemplos citados, observa-se a eficácia da metodologia biônica desde a investigação do sistema natural até aplicação projetual, pois através das etapas da metodologia biônica proposta é possível explorar a

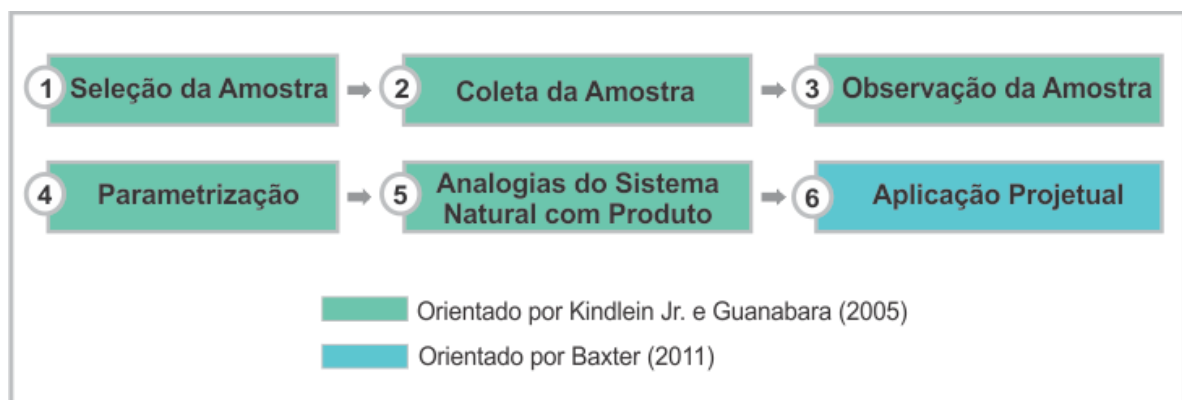
amostra natural de modo a extrair o máximo de informações pertinentes ao projeto. Essa investigação também pode ser aliada às tecnologias como digitalização tridimensional, microscópios, software 3D, corte a laser entre outros equipamentos, permitindo melhor obtenção e identificação de características relevantes no sistema natural. O principal intuito é auxiliar a tarefa de desenvolver produtos conceitualmente mais eficazes.

2.3.1 Descrição da abordagem metodológica biônica

Para Kindlein e Guanabara (2005), a proposta metodológica biônica, auxilia os designers na captação de informações fundamentais para futuras aplicações projetuais de produtos, capacitando-os na busca de soluções eficientes.

A metodologia está disposta em etapas, nas quais são descritas as técnicas e procedimentos que permitem investigar o elemento natural com o intuito de extrair o maior número de informações sobre soluções da natureza, para possibilitar a aplicação no projeto de produto. A Figura 21 demonstra o desenvolvimento de produto, baseada na metodologia biônica de Kindlein Jr. E Guanabara (2005) e na aplicação projetual (6ª etapa) orientada conforme Baxter (2011).

Figura 21 - Etapas da metodologia biônica e aplicação projetual para o projeto de produto.



Fonte: Adaptado de KINDLEIN JR. e GUANABARA (2005) e BAXTER (2011).

A primeira etapa da metodologia biônica de Kindlein Jr. e Guanabara (2005) é a seleção da amostra, consistindo na seleção do elemento natural a ser estudado. O tipo de amostra a pesquisar surge a partir de uma análise ambiente/produto, isto é, da identificação de uma necessidade não atendida satisfatoriamente (produto), o

que permite a elaboração do problema de pesquisa. Outra forma de escolher a amostra pode ocorrer da maneira inversa à anterior, buscando alguma característica apreciável de um elemento natural utilizando-se da analogia estrutural, funcional e formal para futura aplicação em um projeto. É importante garantir que os atributos estudados no sistema biológico sejam análogos ao sistema que se pretende projetar.

A segunda etapa trata da coleta da amostra, realizada em uma saída de campo ou na busca pelo elemento natural em laboratórios ou coleções específicas. Nessa etapa, devem ser levados em consideração os equipamentos utilizados para a coleta, sendo frascos de diversos tamanhos com tampa, que serão acondicionadas as amostras, e pinças para facilitar a pega de amostras pequenas. Além disso, é importante contar com o auxílio de profissionais especializados na área biológica, principalmente para identificar a espécie coletada.

A terceira etapa aborda a observação da amostra, na qual deve ser considerada como um protótipo a ser investigado. O objetivo é mapear no sistema natural características relevantes. As observações nas amostras podem ser realizadas com o auxílio de tecnologias como a fotografia macro, a lupa e a microscopia, além de inspeções a olho nu.

A quarta etapa consiste na parametrização do elemento natural. As imagens, obtidas a partir dos macros ou microscopias, são transferidas ao computador e editadas, possibilitando desenvolver parâmetros dos dados adquiridos, ou seja, simplificar as formas dos detalhes de interesse das amostras. Nesta etapa se faz uma espécie de tradução das informações a uma linguagem técnica através da parametrização.

Na quinta etapa, são realizadas analogias do sistema natural com o produto, através de análise funcional, morfológica, estrutural e a viabilidade de transformar a informação obtida em sistema de produto. Essa etapa consiste na descoberta dos aspectos funcionais, morfológicos e estruturais encontrados na natureza, servindo como auxílio na projeção de um produto, e não como uma cópia; já que a biônica procura entender as variáveis funcionais do elemento natural e assim aplicá-los em um produto.

A sexta etapa trata da aplicação projetual, pois mediante a viabilidade de aplicação do tema ao projeto do produto, estuda-se a adaptação de proposições interligando-se às atividades da tarefa no que se refere à análise funcional com as

necessidades e requisitos do produto proposto, bem como a forma e estrutura analisadas, adequando-as à morfologia do projeto proposto. Nesta etapa é realizada uma análise do funcionamento do sistema e uma retroalimentação (sistema natural estudado) se necessário, a análise do funcionamento do sistema, validando a eficiência estrutural e a viabilidade de transformar as informações obtidas do elemento natural em sistema de produto.

É importante enfatizar que, para o desenvolvimento de pesquisas no campo das engenharias e design, na etapa de aplicação projetual, muitas vezes é necessária à utilização de ferramentas computacionais para validação de resultados experimentais. Dessa forma, uma ferramenta de análise computacional que pode ser citada é o programa Abaqus, da *Dassault Systemes*, que permite realizar análises de elementos finitos lineares e não-lineares (ABAQUS 6.9, 2013). Através da simulação no Abaqus é possível prever possíveis falhas do produto e nele mudar variáveis como geometria, material, condições de contorno e outras propriedades. Com isso, os custos com experimentos físicos podem ser reduzidos (TOVAR, 2013).

Conforme Lobach (2001), todo processo de design é tanto um processo criativo como um processo de solução de problemas. Assim, como o projeto de produto pode ser desenvolvido de forma extremamente complexa, dependendo da magnitude do problema, para fins didáticos, é importante dividi-lo em fases ou etapas. Embora essas nunca sejam exatamente separáveis na prática, podendo se entrelaçar umas as outras, com avanços e retrocessos. Com base em Baxter (2011), a aplicação projetual (sexta etapa) está dividida em planejamento do produto, projeto conceitual a partir da analogia com sistema natural, detalhamento do conceito, fabricação de protótipo ou modelo físico e teste.

A etapa de planejamento do produto inclui: a identificação de uma oportunidade, levantamento e análise dos produtos concorrentes, proposta de um novo produto, elaboração da especificação da oportunidade e especificação do projeto. Essa etapa é importante porque o produto com uma especificação clara e precisa, antes de começar o desenvolvimento, tem três vezes mais chances de sucesso do que aquele cujo desenvolvimento é iniciado sem esse tipo de cuidado. Além disso, é nessa fase que muitas decisões importantes são tomadas como as principais restrições ao desenvolvimento dos conceitos. Esse processo de planejamento começa com a estratégia de desenvolvimento de produto e termina

com as suas especificações de produção. Há quatro etapas no processo de planejamento:

1. Estratégia de desenvolvimento do produto que traça a orientação geral do planejamento do conceito e estabelece seus objetivos;
2. Início do desenvolvimento de um produto específico;
3. Pesquisa e análise das oportunidades e restrições;
4. Especificação e justificativa do projeto.

O projeto conceitual tem objetivo de produzir princípios de projeto para o novo produto. Esse deve ser o suficiente para satisfazer as exigências do consumidor e diferenciar o novo produto de outros existentes no mercado. Especificamente, o projeto conceitual deve mostrar como o novo produto será feito para atingir os benefícios básicos. Entretanto, é necessário que o benefício básico esteja bem definido e se tenha uma boa compreensão das necessidades do consumidor e dos produtos concorrentes. As etapas desse processo são:

1. Objetivos do projeto conceitual identificado através da análise do espaço do problema;
2. Geração de conceitos possíveis a partir da análise das tarefas, análises das funções dos produtos, análise ergonômica, entre outras;
3. Seleção de conceito, de acordo com a especificação do projeto.

No detalhamento do produto deve-se tomar decisão sobre a arquitetura do mesmo (como o produto é organizado em blocos de componentes para ser montado, ou em sistemas e subsistemas), a forma e função de cada componente ou sistema, processo de montagem e os tipos de materiais e processos de fabricação a serem usados na produção. Todas essas informações devem estar contidas no memorial descritivo do projeto, desenho técnico e protótipo, assim como na análise de falhas e resultados dos testes com os protótipos ou modelos físicos. Em suma, essa fase determina como o produto será produzido. Isso envolve decisões de fabricar (produzir na empresa) ou comprar os componentes de terceiros. Para cada componente, deve haver uma descrição do processo produtivo (operações), as ferramentas a serem utilizadas e os materiais empregados. Ao final do projeto detalhado, deve existir um conjunto completo de especificação sobre o produto, servindo de instruções para a sua fabricação. Enquanto a especificação do projeto apresenta metas para o desempenho e aparência do produto, a especificação dele

deverá detalhá-lo em desenhos técnicos e procedimentos para o controle de qualidade, permitindo conferir se essas metas serão alcançadas durante a produção.

A fabricação do protótipo ou modelo físico tem por objetivo verificar se a solução atende aos objetivos propostos. O protótipo, geralmente, é fabricado com o mesmo material do produto final e tem os mecanismos necessários, que o fazem funcionar, sendo utilizados nos teste funcionais do produto. Já o modelo físico, não precisa necessariamente seguir a risca o projeto do produto quanto ao material, processo de fabricação, medidas entre outros. Entretanto, o modelo físico de um produto também deve apresentar mecanismos necessários que o fazem funcionar como indicado no projeto, para avaliação através de testes.

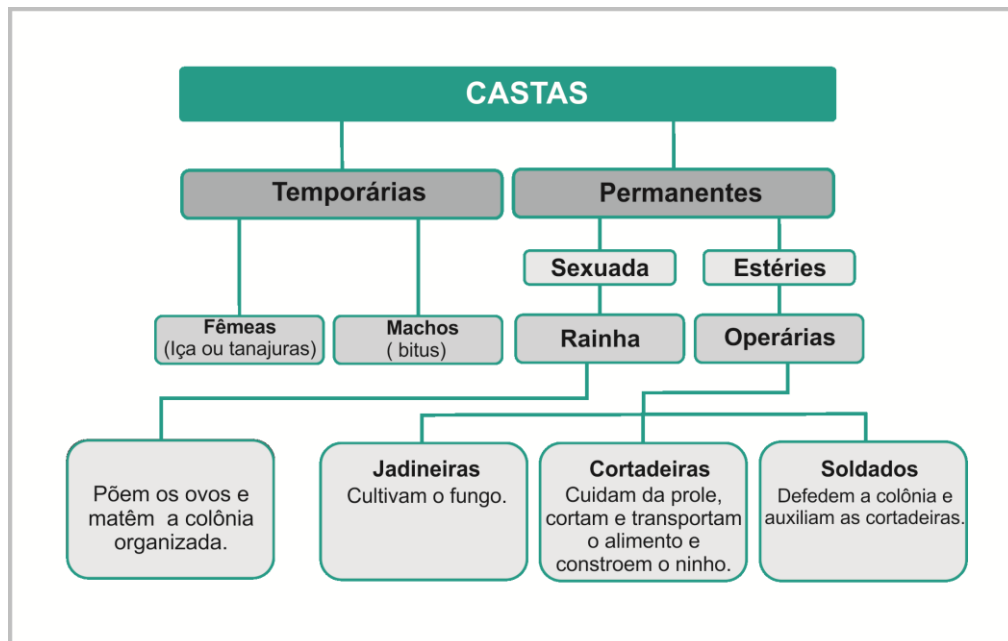
2.3.2 Formiga *Atta laevigata* (F. Smith, 1858)

A partir do levantamento de dados sobre a formiga será possível analisá-la, abordando sua utilização na aproximação das bordas de um ferimento, bem como identificando dos aspectos ergonômicos envolvidos nessa tarefa.

Conforme Della Lúcia (1993), as espécies de *Atta* são conhecidas popularmente como saúvas, com hábitos de corte e transporte de fragmentos de diversos vegetais, como flores e sementes, para seus ninhos subterrâneos. Schindwein (1996) afirma, que “as saúvas possuem um elevado grau de polimorfismo” e atribui essa diversidade à especialidade de comportamentos desenvolvidos em cada casta que compõe a colônia. Assim sendo, a divisão do trabalho está intimamente ligada, entre outros fatores, ao tamanho de cada formiga.

As castas também são divididas em permanente e temporária, obedecendo a sua função na sociedade. Sobre a primeira, são as que estão sempre presentes na colônia, já a segunda, são as que se encontram na colônia apenas numa determinada época do ano. O esquema sobre a casta das formigas do gênero *Atta* está representado na Figura 22.

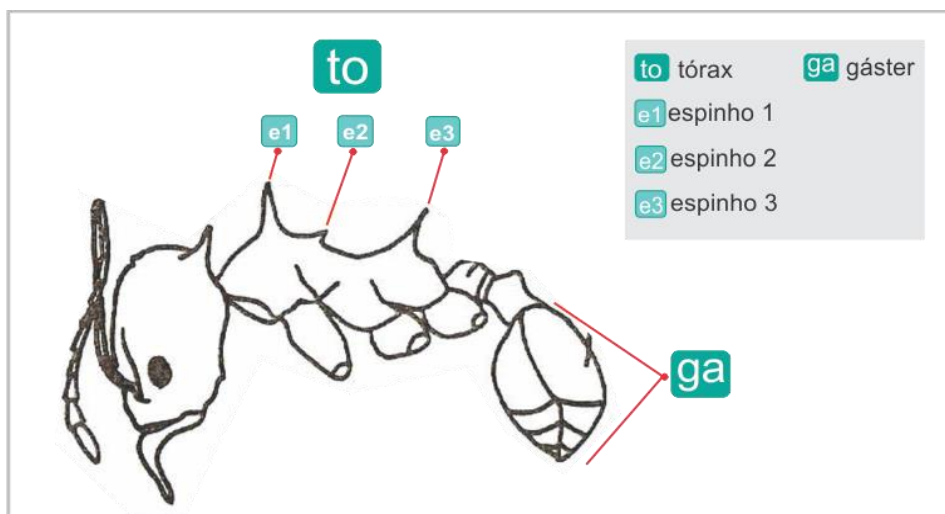
Figura 22 - Casta da colônia de acordo com sua função na sociedade



Fonte: Adaptado de MARICONE (1970 apud LIMA et al., 2001, p.11)

As espécies pertencentes ao gênero *Atta* podem ser identificadas, segundo Borgmeier, Mariconi e Gonçalves (1959, 1970 e 1982 apud DELLA LÚCIA, 1993) quanto ao número de espinhos no dorso do tórax e pela maneira de diferenciar e observar o gáster (abdômem). A Figura 23 apresenta as características de indentificação da formiga pertencente ao gênero *Atta*.

Figura 23 - Características de identificação da formiga *Atta*



Fonte: Adaptado de BACCARO (2006)

Conforme a Figura 23, as formigas *Atta* apresentam três pares de espinhos no torax e o gáster liso. Dentre as formigas pertencentes ao gênero *Atta*, as mais estudadas, conforme Paiva Castro et al. (1961), são *Atta bisphaerica* (saúva-mata-pasto), *Atta capiguara* (saúva-parda), *Atta sexdens rubrilosa* (saúva-limão) e *Atta laevigata* (saúva-cabeça-de-vidro). Tais espécies apresentam características diferentes, conforme descritas na Figura 24.

Figura 24 - Características das espécies pertencentes ao gênero *Atta*

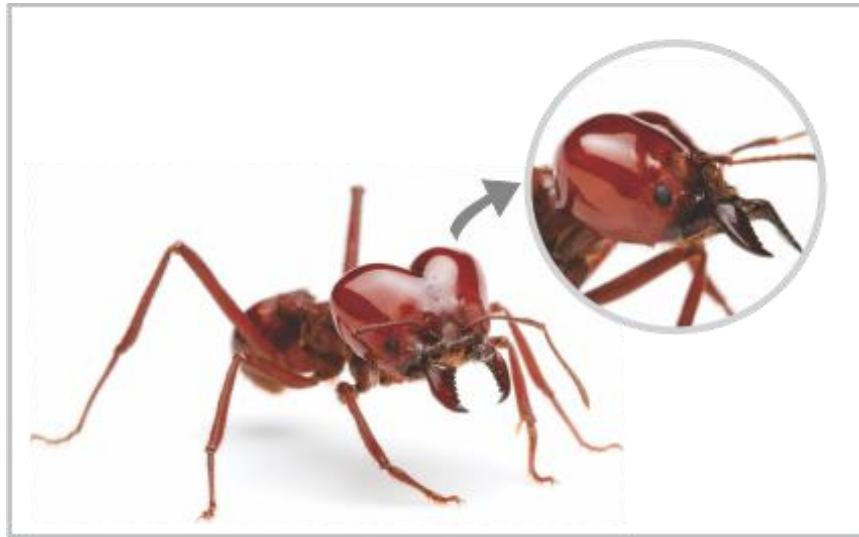
Espécies	Características Gerais
<i>Atta bisphaerica</i> (saúva-mata-pasto)	<ul style="list-style-type: none"> • Cortam exclusivamente gramíneas; • Cabeça pouco brilhante; • Cabeça com dois lóbulos bem distintos (cabeça parece dividida).
<i>Atta capiguara</i> (saúva-parda)	<ul style="list-style-type: none"> • Cortam preferencialmente gramíneas; • Corpo vermelho opaco, muito piloso.
<i>Atta sexdens rubrilosa</i> (saúva-limão)	<ul style="list-style-type: none"> • Corpo vermelho opaco, muito piloso • (saúva-limão); • Apresenta um forte cheiro de limão quando esmagada.
<i>Atta laevigata</i> (saúva-cabeça-de-vidro)	<ul style="list-style-type: none"> • Cortam dicotiledôneas e monocotiledôneas; • Cabeça muito brilhante “envernizada” (saúva-cabeça-de-vidro); • Soldados grandes e brilhantes.

Fonte: Adaptado de PAIVA CASTRO et al. (1961)

Segundo Della Lucia (1993), a *Atta laevigata* apresenta cabeça grande e brilhante, facilitando a manipulação, bem como mandíbula forte, trazendo vantagens na aproximação das bordas do fermento. Além disso, essa espécie de formiga é fácil de ser localizada e encontrada, bastando agitar o formigueiro que logo emergem para defender seu território.

A *Atta laevigata* (F. Smith, 1858) é uma das espécies de saúvas mais conhecida no Brasil, cujos nomes populares mais frequentes são “saúva cabeça de vidro” ou “saúva vidro” (PAIVA CASTRO et al., 1961). Através da Figura 25 é possível visualizar a formiga cabeça de vidro e em detalhe, através do zoom, sua a cabeça com aspecto envernizado.

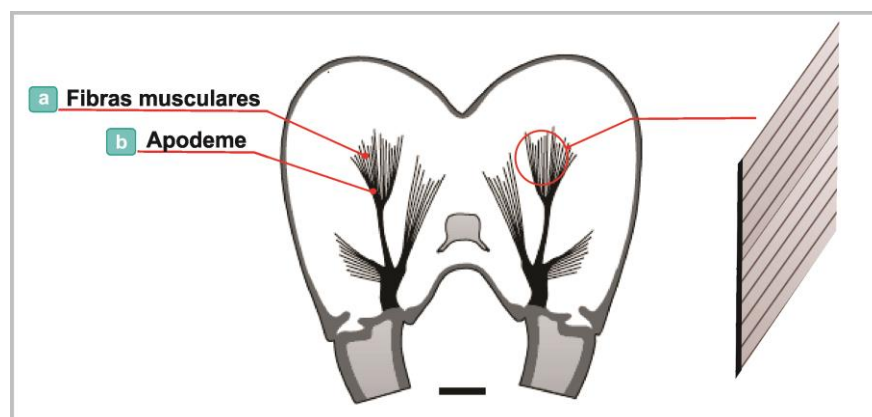
Figura 25 - Formiga *Atta laevigata* (F. Smith, 1858)



Fonte: Adaptada de <http://www.alexanderwild.com/Ants/Taxonomic-List-of-Ant-Genera/Atta>

Segundo os estudos de Jürgen e Wulfila (1999), as espécies que dependem de movimentos mandibulares fortes, como cortar folhas ou sementes, geralmente, apresentam cabeças grandes e alargadas composta por fibras musculares, certas e paralelas, anexadas através do apodeme¹⁶, sendo o caso das formigas pertencentes ao gênero *Atta*. A Figura 26 exemplifica a morfologia da cabeça da formiga pertencente ao gênero *Atta*, bem com a identificação das fibras musculares e apodeme no seu interior.

Figura 26 – Morfologia da cabeça da formiga com a identificação das fibras musculares e apodeme no seu interior.



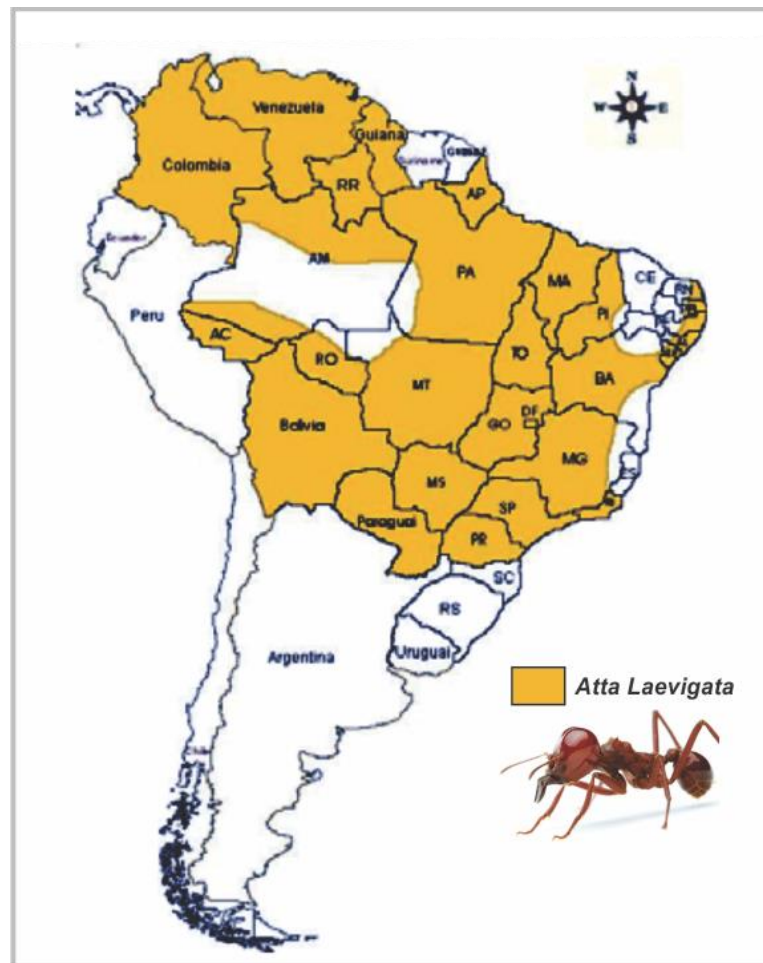
Fonte: Adaptado de JÜRGEN e WULFILA (1999)

¹⁶ Suportam órgãos internos dos artrópodes e servem como ponto de fixação para as fibras musculares (Jürgen e Wulfila, 1999).

Com base na Figura 26, observa-se que as fibras anexas ao apodeme transmitem força para dentro da base da mandíbula, permitindo movimento de abertura e fechamento do maxilar da formiga.

Quanto aos locais de habitação, a espécie *Atta laevigata* pode ser encontrada em várias regiões do Brasil, bem como em outros países próximos. Na Figura 27, é possível observar a distribuição geográfica dessa espécie de formiga.

Figura 27 - Distribuição geográfica da espécie *Atta laevigata*



Fonte: Adaptado de VINHA (2007, p. 12)

Conforme identificação na Figura 27, a *Atta laevigata* habita a Colômbia, Venezuela, Guiana, Bolívia e Paraguai (BORGMEIER, 1950; GONÇALVES, 1960 e MARICONI, 1970) e, no Brasil, habita o Amazonas, Pará, Acre, Rondônia, Mato Grosso, Maranhão, Piauí, Bahia, Minas Gerais, São Paulo, Paraná, Distrito Federal, Goiás, Tocantins, Pernambuco, Rio grande do Norte, Paraíba, Alagoas, Sergipe, inclusive o Estado do Acre, aparentemente recém-colonizado (FORTI et al., 2003),

não sendo encontrada nos Estados do Espírito Santo, Santa Catarina, Rio Grande do Sul e nas regiões do sul da Bahia, interior do Nordeste e porção central da Amazônia (PAIVA CASTRO et al., 1961; MARICONI, 1970; AMANTE, 1972; TROPMAIR, 1973; DELLA LUCIA et al., 1993).

2.3.2.1 Utilização de formiga na sutura

Segundo Hering et al. (1993), reportando-se ao referencial teórico a 1.000 anos a.C. no texto médico indiano (Charaka Samhita), verificou a prescrição de utilização de mandíbulas de formigas para induzir a aproximação das bordas de um ferimento humano. Além disso, essa técnica prevalece sendo utilizada por tribos indígenas. Tal afirmação pode ser confirmada em uma matéria com a tribo Macuxi¹⁷ para a revista perspectiva:

[...], deparou-se-nos, certo dia, um golpe de machado. O corte era fundo, um verdadeiro “lanho” feio a precisar ser suturado. Avisado o curandeiro, ele dá instruções rápidas para ser feita uma fogueira. Entretanto, o Pajé, munido de um graveto, vai escarafunchar num formigueiro próximo. As grandes formigas soldado, de enormes tenazes, saem em defesa do seu território, são então apanhadas por mão hábil e trazidas para perto do lume, onde são irritadas na chama da fogueira, ficando a bater as tenazes, desesperadas. Os bordos da ferida são unidos de forma à formiga “agrafar” o corte com as suas mandíbulas. Aí o Pajé arranca o corpo, ficando a cabeça como um ponto de sutura. Esta técnica não infecta as feridas, pois as pinças da formiga estão cheias de ácido fórmico que é desinfectante, por outro lado, não é necessário tirar os “pontos”, pois o material orgânico esfarela-se ao tempo da cicatrização. (MOTA, 2008, p.07)

Essa técnica de sutura com sistema natural, a cabeça da formiga soldado *Atta laevigata*, também foi apresentado em documentários como *Healing Seekers: Army Surgery ant and stitches*¹⁸ (estudo da pesquisadora Amy Greeson¹⁹) e no filme *Apocalypto* (2006), no qual o diretor Mel Gibson retrata a cultura pré-colombiana na América Central, mediante um excerto em particular: uma mulher aplicava mandíbulas de formigas para suturar o ferimento do filho, conforme demonstrado na Figura 28.

¹⁷ No Brasil, a tribo Macuxi se concentra no estado de Roraima, perto da fronteira com a Colômbia e com a Venezuela. Conforme Mota (2008).

¹⁸ Site: https://www.youtube.com/watch?v=EK65_PpEVzA

¹⁹ Amy Greeson é fundadora, diretora executiva, produtora e apresentadora do *Healing Seekers*. É uma farmacêutica, educadora, conferencista, escritora e viajante do mundo que está mais em casa no cruzamento entre a medicina moderna e as tradições de cura das culturas indígenas.

Figura 28 - Encenação da sutura com formiga no filme *Apocalypto*



Fonte: Adaptado de BRUCE e GIBSON (2006)

A Figura 28 (a) ilustra o momento em que a formiga é segurada, a Figura 28 (b) retrata quando a formiga, ainda viva, é colocada na pele, a Figura 28 (c) demonstra de forma mais precisa a utilização das cabeças das formigas, já mortas, na sutura. Assim, observa-se que é uma técnica de sutura bastante antiga e eficiente, portanto, relevante para a técnica de sutura atual.

2.32.2 Aspectos ergonômicos

A Associação Internacional de Ergonomia (IEA – The International Ergonomics Association), apresentando pela Associação Brasileira de Ergonomia (ABERGO), adota a definição oficial de ergonomia como um estudo relacionado ao entendimento das interações entre os seres humanos e outros elementos ou sistemas, e à aplicação de teorias, princípios, dados e métodos a projetos a fim de otimizar o bem - estar humano e o desempenho global do sistema (MORÃES E MONT'ALVÃO, 2009). Em suma, a ergonomia é um estudo científico que objetiva adaptar o trabalho ao trabalhador e o produto ao usuário (PHEASANT, 1997).

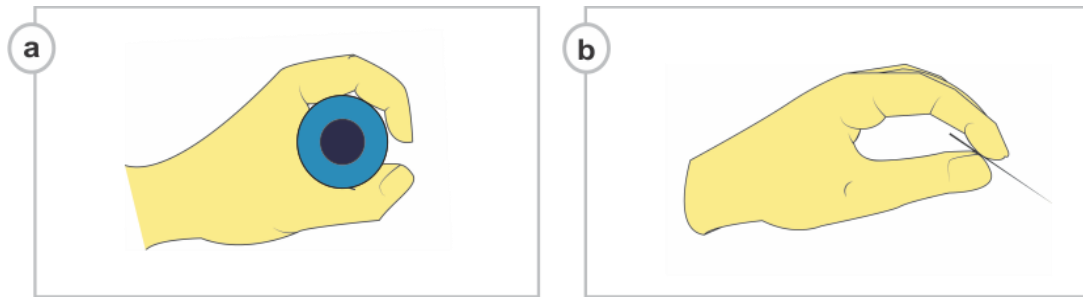
No presente trabalho os aspectos ergonômicos estão focados nos manejos e suas respectivas características, em função da análise da tarefa de suturar, a fim de estabelecer requisitos para o desenvolvimento do grampo de sutura.

Segundo Nieper (1983), “a mão humana é uma das ‘ferramentas’ mais completas, versáteis e sensíveis que se conhece”. Assim, o manejo é uma forma particular de controle com as mãos, na qual há um predomínio dos dedos e da palma das mãos, pegando, prendendo ou manipulando alguma coisa. Graças à grande mobilidade dos dedos, como dedo polegar trabalhando em oposição aos demais, consegue-se diversos tipos de manejos, levando em consideração as

variações de força dos movimentos, o diâmetro da pega, o desenho da pega e o acabamento superficial.

Existem diversas classificações de manejos, conforme Lida (2005), de forma geral, elas recaem em dois tipos básicos: manejo grosso e o manejo fino, Figura 29.

Figura 29 - Mão humana, manejo grosso (a) e manejo fino (b)



Fonte: Adaptado de IIDA (2005)

Conforme a Figura 29 (a), o manejo grosso também é chamado como manejo de força, pois é executado com o centro da mão. Os dedos têm função de prender, mantendo-se relativamente estáticos, enquanto os movimentos são realizados pelo punho e braço. Esse tipo de manejo transmite forças maiores que o manejo fino. É o caso de manejo no ato de suturar utilizando o grampeador para fixar os grampos na pele. Já o manejo fino, também chamado de manejo de precisão, conforme Figura 29 (b), é executado com as pontas dos dedos. Seus movimentos são transmitidos principalmente pelos dedos, enquanto a palma da mão e o punho permanecem relativamente estáticos. Tal tipo de manejo caracteriza-se pela grande precisão e velocidade, com pequena força transmitida nos movimentos. O ato de suturar através da agulha e fio na pele é um exemplo do manejo fino.

Ainda com base nos estudos de Lida, afirma-se que os movimentos de pega com a ponta dos dedos (manejo fino), no caso de manejo no ato de suturar uma ferida com agulha e fio, permitem transmitir uma força máxima de 10 kgf. Já para as pegas grosseiras, com todos os dedos fechando-se em torno do objeto (manejo grosso), que é o caso do manejo no ato de suturar uma ferida utilizando o grampeador, a força pode chegar a 40 kgf.

Para investigar o diâmetro da pega, segundo Pheasant e O'Neill (1975), foram feitos estudos que concluíam que, quanto a transmissão de forças nos diâmetros, o melhor seria no cilindro entre 3 a 5 cm. Entretanto, quando as áreas de contato são

maiores com diâmetro, de 5 a 7 cm, esses cilindros não permitem uma boa pega, ou seja, os dedos não conseguem transmitir muita pressão sobre a superfície da pega. O autor também realizou o estudo sobre um cone de variação contínua do diâmetro, para determinar o conforto subjetivo da pega, chegando-se ao valor médio de 3,2 cm para o diâmetro que apresenta maior conforto.

Sobre o desenho adequado da pega, é importante salientar que tem uma grande influência no desempenho no sistema homem-máquina. Dessa forma, uma ferramenta destinada ao manejo fino deve ter formas menores que aquelas de manejo grosseiro. As pegas podem ser classificadas em dois tipos: geométrica e antropomorfa.

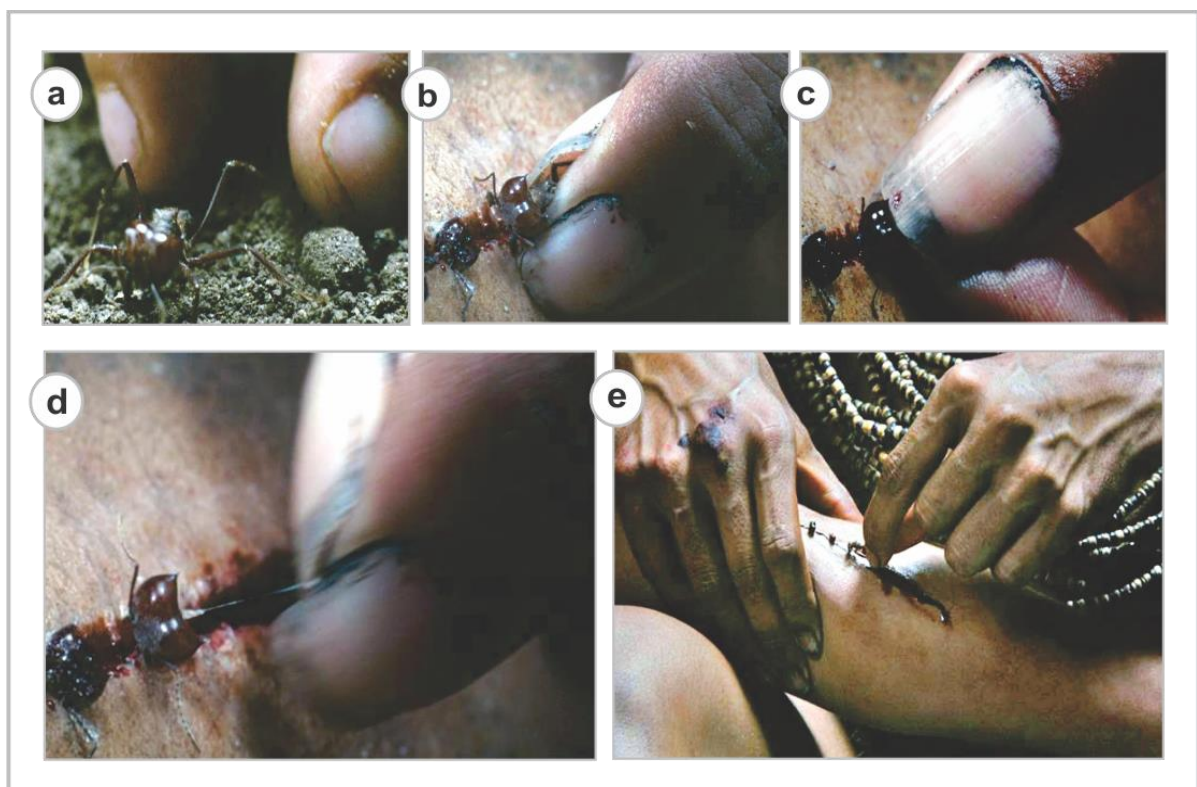
A pega geométrica se assemelha a uma figura geométrica regular, como os cilindros, esferas, cones, paralelepípedos e outras. Esse tipo de pega apresenta relativamente pouca superfície de contato com as mãos. Tem a vantagem da flexibilidade de uso, permitindo variações de pega e adaptando-se melhor as variações das medidas antropométricas. Apresenta, contudo, desvantagem de concentrar as tensões em alguns pontos da mão, redistribuindo a pressão sobre a área, conseqüentemente pressionando menos em determinadas áreas e concentrando pressão em outras. Portanto, o desenho geométrico, embora seja menos eficiente, pode ser mais adequada quando não se exigem grandes forças. Já a pega antropomorfa, geralmente apresenta uma superfície arredondada, conformando-se com a anatomia da parte do organismo usada no manejo. Geralmente possuem depressões ou saliências para o encaixe da palma da mão, dos dedos ou pontas dos dedos, sendo conhecida como anatômicas. Tem vantagem por apresentar maior superfície de contato, permitir maior firmeza de pega, concentrar menor tensão com relação à pega geométrica. Entretanto, pode ser mais fatigante em um trabalho prolongado, pois limita o manejo a uma ou duas pessoas.

Quanto ao acabamento superficial, Lida (2005), tem uma grande influência nos tipos de manejos. No manejo fino são preferíveis superfícies lisas para facilitar a mobilidade. Já no manejo grosso, em que estão envolvidas as maiores forças, é eficaz uma superfície áspera para se aumentar o atrito com as mãos. As superfícies emborrachadas contribuem para isso, com uma vantagem adicional, pois elas distribuem as tensões. Com base em Pheasant e O'Neill (1975), as superfícies rugosas favorecem a aplicação de forças, pois permitem um maior atrito na interface mão-objeto. Complementando, Imrhan e Jenkins (1999) e Shih e Wang (1997),

observaram, em seus estudos, que a rugosidade na superfície aumentou a força exercida em 15% e 17%. Outra característica que se deve levar em consideração é a presença de cantos “vivos”, protuberâncias e rebarbas, pois concentra pressões nesses pontos.

Existem grandes variedades de desenhos de ferramentas manuais disponíveis para cada tipo de função. Elas devem ser selecionadas adequadamente de acordo com as características da tarefa. Aquelas que exigem velocidade e precisão com pouca força devem ser mais leves e ter um perfil mais delicado, aproximando-se de formas geométricas, enquanto aquelas que exigem mais tensões devem ser mais robustas, com pega aproximando-se de formas antropomorfas (IIDA, 2005). A Figura 30 ilustra o passo a passo da sutura com formiga sendo realizada com as pontas dos dedos, classificada como manejo fino.

Figura 30 - Descrição detalhada da utilização de formiga na sutura.



Fonte: Adaptado de BRUCE e GIBSON (2006)

Com base na Figura 30 (a), são procuradas, nos ninhos, as grandes formigas soldados de enorme tenazes. Depois, Figura 30 (b), cada formiga é segurada pelo tórax, o que faz com que a espécie abra sua mandíbula para defender-se

possibilitando sua aplicação na pele. Em seguida, Figura 30 (c), posiciona a formiga na região da ferida que precisa ser fechada, pressionando a mandíbula para entrar na pele. Na Figura 30 (d), arranca-se o corpo da espécie quando a mandíbula da formiga já esta presa, unindo as bordas da ferida, na pele. Por fim, Figura 30 (e), fica disposta as cabeças das formigas na epiderme como pontos cirúrgicos.

2.4 SELEÇÃO DE MATERIAIS

Através do levantamento dos materiais utilizados como fio de sutura, adesivo e grampo metálico em uso no mercado, selecionaram-se materiais que poderiam ser utilizados no grampo a ser desenvolvido. O objetivo é encontrar materiais que ofereçam propriedades mecânicas para desempenhar função similar ao mecanismo natural da mandíbula da espécie *Atta laevigata* na sutura, apresentando o mínimo de reação tecidual. Dentro desse contexto, serão abordados os materiais metálicos (aços inoxidáveis) e biomateriais (polímero) já utilizados na área médica. Também serão evidenciados polímeros como silicone (SI) e policloreto de vinila (PVC).

Os biomateriais são materiais de origem biológica ou sintética utilizados para confecção de implantes, aparelhos ou sistemas que estarão em contato com sistemas biológicos e tecidos vivos, cujo objetivo é reparar perdas teciduais e restaurar funções comprometidas por processos degenerativos ou traumatismos (TURRER e FERREIRA, 2008). De forma mais abrangente, diversos autores definem biomateriais como qualquer material não vivo, utilizado em medicina com o propósito de interagir com um sistema vivo. Esse conceito é complementado com a definição de biocompatibilidade, que é a capacidade do material desempenhar sua função com uma resposta apropriada no tecido hospedeiro (RATNER et al., 2004). Os materiais utilizados para aplicações medicinais podem ser divididos em quatro categorias: metal, polímero, cerâmico e compósito (DAVIS, 2003). Esses biomateriais também podem ser classificados de acordo com o seu comportamento fisiológico em: biotoleráveis, bioinerte, bioativos, e absorvíveis (HENCH & WILSON, 1993).

2.4.1 Aços Inoxidáveis

Conforme Krauss (2005), os aços são definidos principalmente pela composição química, sendo ligas compostas por ferro carbono e outros elementos. Esses se dividem em dois grupos: aços comuns ao carbono comum e aços-liga. Os aços ao carbono são classificados conforme o teor de carbono: baixo carbono (menos 0,30%), médio carbono (0,30% a 0,50%) e alto carbono (maior 0,5% até 2,14%). Também podem ser encontrados na sua composição elementos de impurezas como fósforo, enxofre e elementos de liga como manganês e silício (CHIAVERINI, 1977). Os elementos de liga como cromo (Cr), níquel (Ni), molibdênio (Mo) e outros são intencionalmente adicionados em concentrações específicas (SILVA e MEI, 2010; CALLISTER e RETHWISCH, 2012). A adição desses elementos de liga geram partículas de segunda fase, tais como carbeto de cromo²⁰, fase sigma (σ)²¹ e fase laves²².

Os inoxidáveis são considerados aços - liga, portanto, conforme Callister e Rethwisch (2012), são ligas de ferro-carbono e cromo e que comumente tem adição de elementos de liga como Ni, Mo, nióbio (Nb) e titânio (Ti). Apresenta resistência à corrosão porque está associado basicamente à presença do cromo, em uma quantidade mínima de 10% a 12% em peso, formando um óxido complexo, fino e homogêneo de Cr e Fe na superfície do aço (KRAUSS, 2005; CHIAVERINI, 2005; SILVA e MEI, 2010).

Com base na fase constituinte predominante na microestrutura, os aços inoxidáveis são divididos em três grandes classes: martensíticos, ferríticos e austeníticos.

Devido a grande variedade de tipos de aços, foram criados sistemas para sua classificação. A Sociedade de Engenheiros Automotivos (SAE – *Society of Automotive Engineers*), o Instituto Americano do Ferro e do Aço (AISI – *American Iron and Steel Institute*) e a Sociedade Americana de Ensaio de Materiais (ASTM – *American Society for Testing and Materials*) são responsáveis pela classificação e pela especificação dos aços, assim como de outras ligas (CHIAVERINI, 1977; CALLISTER e RETHWISCH, 2012). A Figura 31 apresenta alguns exemplos de

²⁰ Tipo M_7C_3 (Cr, Fe, Mo)₇C₂ e tipo $M_{23}C_6$ (Cr, Fe, Mo)₂₃C₆

²¹ A_xB_y (Fe, Ni)_x(Cr, Mo)_y

²² A_2B (Fe, Cr)₂ (Mo, Nb, Ti, Si)

classificações e especificações dos aços inoxidáveis, bem como suas composições, propriedades mecânicas e aplicações típicas.

Figura 31 - Classificação e especificações, composições, propriedades mecânicas e aplicações típicas para aços inoxidáveis ferríticos, austeníticos e martensíticos.

AISI/ ABNT	UNS	COMPOSIÇÃO (%P) ¹	CONDIÇÃO *	LIMITE DE RESISTÊNCIA À TRAÇÃO (MPa)	LIMITE DE ESCOAMENTO (MPa)	DUREZA ROCKWELL - B	APLICAÇÕES TÍPICAS
FERRÍTICOS							
409	S40900	0,08C; 1,0Cr 1,0Mn; 0,50Ni; 0,75 Ti	Recozido	380	205	67	Componente de exaustão automotivo
446	S4460	0,20C; 0,25Cr 1,5Mn;	Recozido	515	275	83	Válvulas (alta temperatura), molde para vidro
AUSTENÍTICOS							
304	S30400	0,08C; 19Cr 9Ni; 2,0Mn	Recozido	515	205	84	Equipamentos para processamento químicos e alimentos
316L	S31603	0,03C; 17Cr 12Ni; 2,5 Mo 2,0Mn	Recozido	485	170	82	Construções com solda
MARTENSÍTICOS							
410	S41000	0,15 C; 12,5 Cr 1,0 Mn;	Recozido Têmpera Revenido	485 825	275 620	80	Canos de rifles, peças de motores de jato
420	S44002	0,70 C; 17Cr 0,75 Mo; 1,0 Mn	Recozido Têmpera Revenido	725 1790	415 1650	87	Cutalaria, Instrumentos Cirúrgicos
440A	S44004	0,15 - 0,35C, Máx. 1,00 Si, Máx. 1,00 Mn, 12-14 Cr, Máx. 1,00 Mo, Máx. 1,00 Ni Máx. 0,040 P Máx. 0,030 S	Recozido Têmpera Revenido	620	370	95	Cutalaria, instrumentos de medição, hospitalares, odontológicos e cirúrgicos.
* Condição: tratamento térmico do aço							

Fonte: Adaptado de HANDBOOK (1990) e APERAM (2012).

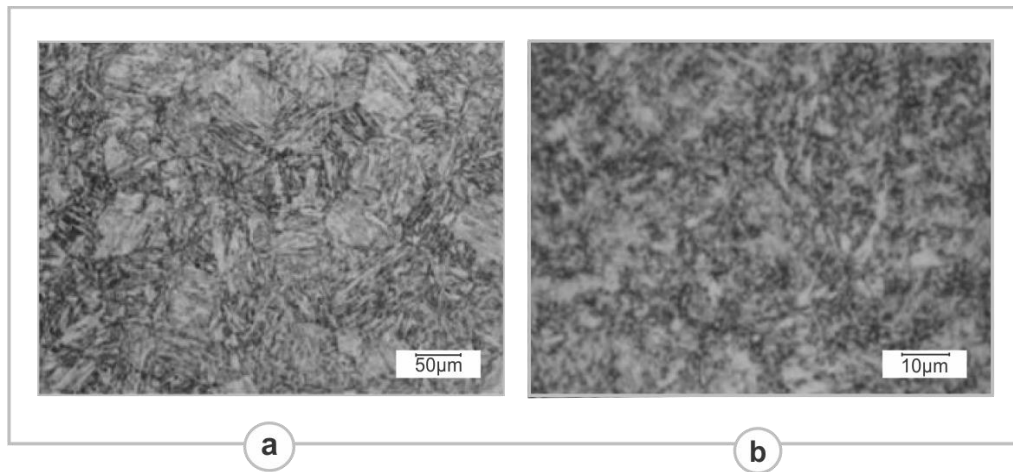
Na Figura 31, os exemplos de aços identificados (conforme AISI), o 409 e 446 são inoxidáveis ferríticos. Os aços inoxidáveis austeníticos são representados pelos AISI 304 e 316L. Os aços inoxidáveis martensíticos são identificados pelo tipo AISI 410 e 440, também faz parte dessa classe o AISI 420, com potencialidade para o desenvolvimento do grampo de sutura.

Os aços martensíticos são ligas metálicas ferrosas com teores de cromo variando entre 12% e 15% de carbono, em geral, superior a 0,1%, podendo chegar a 1,0% (COUTINHO, 1992). Esses aços são ferromagnéticos que atingem elevadas durezas por tratamentos térmicos, de tal maneira que a martensita revenida é o principal microconstituente, dotados de excelente resistência mecânica (SILVA e MEI, 2010; CALLISTER e RETHWISCH, 2012). Assim, os aços inoxidáveis martensíticos são passíveis de endurecimento por meio do tratamento térmico de têmpera e são ferromagnéticos (COLPAERT, 2008). Em virtude de ter sua quantidade de cromo determinada de tal forma que, apesar do material manter as características essenciais para ser classificado como inoxidável, pode exibir no aquecimento transformação completa para a fase austenítica. Dessa forma, esses aços podem ser aplicados em situações em que se pretende adquirir, além de resistência à corrosão, propriedades como resistência mecânica, efeito mola, dureza e resistência ao desgaste (KRAUSS, 2005).

É importante enfatizar que para alcançar o efeito mola, os aços devem apresentar propriedades mecânicas como alto valor para limite de elasticidade, para que possa suportar apreciáveis cargas sem apresentar deformação permanente, alto limite de fadiga e elevada resistência ao choque. O efeito mola no material de aço-liga é alcançado após esse ser tratado termicamente por alívio de tensões, têmpera e revenido. Assim, as molas obtidas nessas condições são suficientemente endurecidas de modo a apresentar um limite de elasticidade elevado, resistindo satisfatoriamente às cargas de serviço (CHIAVERINI, 1996).

Os aços martensíticos são austenitizados a temperaturas relativamente elevadas de 925 -1070 °C, resultando na solubilização completa dos carbonetos de ferro para obter austenita uniforme. Na Figura 32 são demonstradas as microestruturas dos aços inoxidáveis martensíticos AISI 410 e AISI 420, ambos tratados termicamente por têmpera seguida de revenimento (ASM HANDBOOK, 2004). Na microestrutura dos aços citados predomina martensita revenida.

Figura 32 - Micrografias de aços inoxidáveis martensíticos, com predominância de martensita revenida: aço AISI 410 (a) e aço AISI 420 (b). Ataque químico: *Kaling*

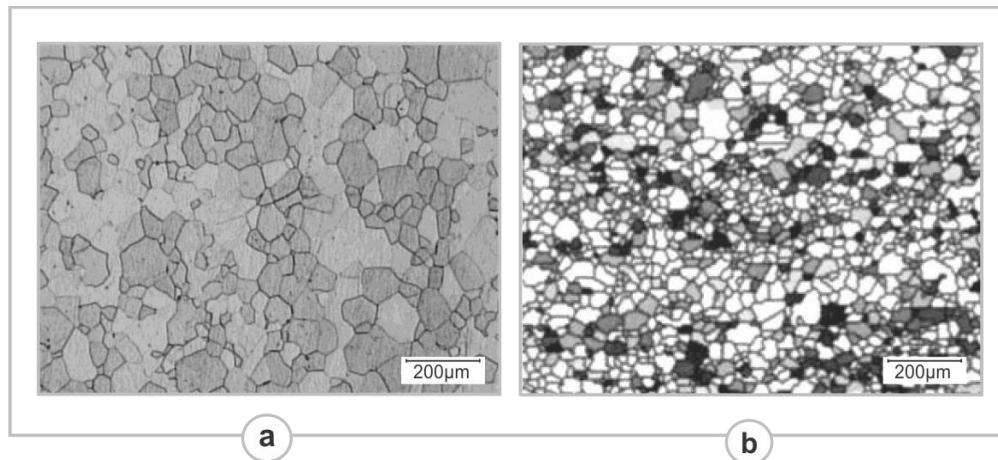


Fonte: Adaptado de ASM HANDBOOK (2004)

Os aços inoxidáveis ferríticos são aqueles que apresentam o cromo como principal elemento de liga, variando entre 11% a 17% em peso. O teor de carbono é relativamente baixo, com eventuais adições de molibdênio, nióbio ou titânio (COUTINHO, 1992). Sua estrutura consiste, essencialmente, de ferrita (α)²³ temperatura ambiente (COLPAERT, 2008). Esses aços exibem como propriedade geral boa resistência à corrosão (SILVA e MEI, 2010). Dessa forma, um melhor desempenho é verificado em atmosferas urbanas e rurais, enquanto em ambientes industriais e marinhos, a resistência à corrosão se torna empobrecida (COUTINHO, 1992). Os aços ferríticos também são considerados ferromagnéticos, podem ser conformados a frio. São indicados para fabricação de utensílios domésticos, balcões frigoríficos, produtos que serão submetidos ao contato com ácidos, inclusive ácido nítrico (SILVA e MEI, 2010; CALLISTER e RETHWISCH, 2012). Com relação ao comportamento mecânico, a tenacidade é considerada de média a baixa, a conformabilidade bem como a soldabilidade é relativamente limitada em comparação aos aços austeníticos (KRAUSS, 2005). A Figura 33 apresenta exemplos de micrografias obtidas através de microscopia óptica de amostras dos aços inoxidáveis ferríticos AISI 409 e AISI 430 (LOPES, 2009; DURAND-CHARRE, 2004). Em ambas as imagens podem ser notadas a presença de grãos equiaxiais de ferrita.

²³ Apresenta estrutura cristalina de corpo centrado (CCC) até 912°C, ferromagnético a temperaturas inferiores a 768 °C, além de macio e dúctil (CALLISTER e RETHWISCH, 2012).

Figura 33 - Micrografias de aços inoxidáveis ferríticos evidenciando os grãos ferríticos: aço AISI 409 (a) e aço AISI 430 (b). Ataque químico: Vilella



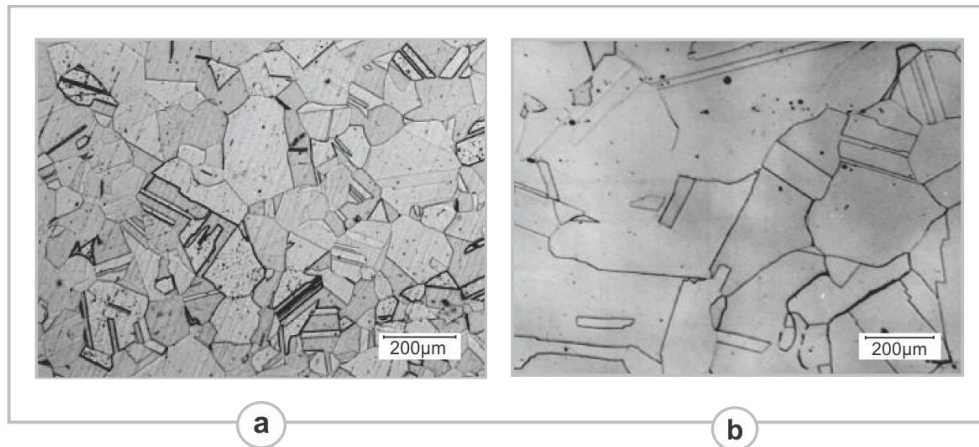
Fonte: Adaptado de DURAND-CHARRE (2004) e LOPES (2009)

Os aços inoxidáveis austeníticos são ligas não magnéticas de ferro-cromo-níquel contendo tipicamente 17 % de Cr e 8% de Ni, com baixo teor de carbono. Não são endurecidas por tratamento térmico, mas por conformação a frio. De maneira geral, as ligas austeníticas apresentam alta plasticidade e grande capacidade de encruamento, possibilitando sua utilização na fabricação de peças ou componentes metálicos, nos quais é necessária a realização de deformação plástica relativamente severa ou que exibam certo nível de detalhes (SILVA & MEI, 2010).

Para os aços inoxidáveis austeníticos, o campo da fase austenita (Ferro γ) é estendido até a temperatura ambiente devido a adição de Ni. Esses aços são os mais resistentes à corrosão, devido aos seus altos teores de cromo e também adições de níquel. A resistência à corrosão dos aços inoxidáveis austeníticos é classificada como muito boa e, em geral, aumenta com o teor de cromo e de molibdênio (SILVA e MEI, 2010; CALLISTER e RETHWISCH, 2012). Na Figura 34 são representadas fotomicrografias dos aços inoxidáveis austeníticos AISI 304 e AISI 317L, após solubilização e resfriamento (COLPAERT, 2008). As imagens mostram microestruturas típicas dessas ligas, compostas por grãos equiaxiais de austenita e maclas de deformação²⁴.

²⁴ Um contorno de macla é um tipo especial de contorno de grão, na qual átomos de um lado do contorno estão localizados em posições de imagem de espelho dos átomos que estão do outro lado. (CALLISTER, 2006).

Figura 34 - Micrografias de aços inoxidáveis austeníticos mostrando os grãos austeníticos e contornos de macla: aço AISI 304 (a) e aço AISI 317L (b). Ataque químico: Ácido oxálico.



Fonte: Adaptado de DURAND-CHARRE (2004) e LOPES (2009)

São utilizados no mercado para fins cirúrgicos, os aços inoxidáveis austenítico AISI 316L e martensítico AISI 420. A Figura 35 descreve as composições, especificações, características, aplicações e tratamento térmico desses aços inoxidáveis.

Figura 35 - Composições, especificações, características gerais e aplicações típicas para aços inoxidáveis AISI 316L e AISI 420.

COMPOSIÇÃO QUÍMICA MÉDIA (%)	NORMAS	CARACTERÍSTICAS GERAIS	APLICAÇÕES TÍPICAS
AUSTENÍTICO			
Máx. 0,03 C, Máx. 0,75 Si, Máx. 2,00 Mn, 16,0-18,0 Cr, 2,0 -3,0 Mo, 10,0-15,0 Ni Máx. 0,045 P Máx. 0,030 S Máx. N-0,10 outros	ABNT NBR 5601 Tipo 316L AISI 316L	Aço cromo-níquel inoxidável austenítico de extra-baixo teor de carbono. Amagnético. Não temperável. Possui eventualmente pequenos teores de ferrita, apresentando então um leve magnetismo. Quando deformado a frio, torna-se parcialmente martensítico e ligeiramente magnético; Possui boa resistência à corrosão; Tem a propriedade de manter boas características de tenacidade até temperaturas extremamente baixas, o que torna um material adequado para aplicações criogênicas sujeitas a choques e impactos; O aço V316LUF, como em geral todos os aços inoxidáveis austeníticos, caracteriza-se por um coeficiente de dilatação térmica linear cerca de 50% superior aos dos aços para construção mecânica.	O aço V316LUF tem um campo de aplicação semelhante ao do V316UF, sendo porém preferido, por seu baixo teor de carbono, nos casos em que existem condições propícias para a ocorrência de corrosão intermetálica.
MARTENSÍTICO			
0,15 - 0,35C, Máx. 1,00 Si, Máx. 1,00 Mn, 12-14 Cr, Máx. 1,00 Mo, Máx. 1,00 Ni Máx. 0,040 P Máx. 0,030 S	ABNT NBR 5601 Tipo 420 SAE 51420 AISI 420	Aço cromo inoxidável martensítico. Ferromagnético. No estado recozido, apresenta estrutura ferrítica; no estado temperado, estrutura predominantemente martensítica.	Artigos de cutelaria, instrumentos cirúrgicos e dentários, eixos, peças de bombas e válvulas, pás e outras peças de turbinas a vapor, peças de máquinas e equipamentos em geral, moldes para plásticos e para indústria do vidro, etc.

Fonte: Adaptado do catálogo VILLARES METALS (2013) e catálogo CARBINOX (2012)

2.4.1.1 *Tratamentos térmicos de aços*

Costa e Silva (2010) explicam que os tratamentos térmicos são operações de aquecimento e resfriamento controlados que visam alterar as características de aços e ligas especiais. Várias propriedades mecânicas e magnéticas do aço, além do encruamento, podem ser alteradas através de tratamentos térmicos adequados que, por sua vez, alteram a microestrutura do material. Dessa forma, os tratamentos térmicos são um conjunto de operações que têm por objetivo modificar as propriedades dos aços e de outros materiais metálicos através de certas etapas que incluem aquecimento e resfriamento dos componentes metálicos em condições controladas, sem alterar sua composição química. Assim, o desenvolvimento de características mecânicas desejáveis para um material metálico, resulta muitas vezes, de uma transformação de fase, alteração no número e/ou na natureza das fases que constituem a microestrutura de uma liga. Os fatores que influenciam nos tratamentos térmicos são composição química, temperatura final de aquecimento, tempo de manutenção, meio de resfriamento da peça, forma e tamanho das peças (CHIAVERINI, 1987; KRAUSS, 2005).

Os tratamentos térmicos dos diferentes tipos de aços convencionais são: o recozimento pleno, normalização, têmpera e revenimento (CHIAVERINI, 1987; COSTA e SILVA, 2010).

O tratamento de recozimento pleno consiste no aquecimento do aço até acima ou dentro da zona crítica²⁵, seguido de um resfriamento lento, realizado normalmente dentro do forno desligado (COLPAERT, 2008). O recozimento objetiva remover tensões de trabalho a frio ou a quente, resultando em uma microestrutura normalmente de perlita grosseira, sendo essa uma microestrutura ideal para melhorar a usinabilidade de aços de médio carbono (C). Além disso, pode diminuir a dureza, modificar propriedade como resistência à tração e ductilidade, alterar propriedades elétricas e magnéticas e por fim eliminar ou apagar tratamentos térmicos anteriores ou mal executados (HEAT TREATER'S GUIDE, 1995; CALLISTER E RETHWISCH, 2012). Existem diferentes tipos de fornos para recozimento pleno (a vácuo, com atmosfera inerte ou oxidante) cada qual com características e aplicações próprias (LIMA, 2006).

²⁵ A zona crítica de aquecimento do aço é 723° C (COLPAERT, 2008)

No tratamento térmico de normalização, o resfriamento é normalmente ao ar, tem objetivos semelhantes ao do recozimento. Entretanto, são alcançadas vantagens como obtenção do refino de grãos e homogeneização da estrutura, bem como o refino das lamelas de perlita, alívio de tensões e melhoria da usinabilidade de aços de baixo carbono (CHIAVERINI, 1987, CALLISTER E RETHWISCH, 2012).

O tratamento por têmpera é o aquecimento da peça acima da zona crítica, seguido por resfriamento rápido que pode ser em óleo, água, salmoura ou ar (COLPAERT 2008). Essa operação visa obter o constituinte “martensita”, por meio de resfriamento rápido, apresentando alta dureza, alta resistência à tração e ao desgaste, boas características de resistência à corrosão, alta resistência elétrica, baixa ductilidade, baixa tenacidade e elevada fragilidade (CHIAVERINI, 1987; HEAT TREATER’S GUIDE, 1995; COSTA e SILVA, 2010; CALLISTER E RETHWISCH, 2012).

O tratamento por revenimento consiste em reaquecer a peça temperada até uma temperatura conveniente, abaixo da zona crítica, e resfria-la novamente (COLPAERT, 2008), é realizado entre 150°C e 600°C. Esse tratamento busca atenuar problemas deixados pela têmpera, através do alívio de tensões internas e mudanças na estrutura da martensita para ferrita e cementita, mas mantendo a morfologia de ripas e placas (CHIAVERINI, 1987, CALLISTER E RETHWISCH, 2012). Melhora as propriedades mecânicas do material, de forma notável, como o comportamento elástico, reduzindo sua fragilidade (LIMA, 2006).

2.4.1.2 Conformação de arames

O processo de fabricação selecionado para o aço inoxidável foi a deformação por trabalho a frio, mais especificamente a conformação do arame. Segundo Lesko (2004), o arame conformando ou dobrado dispõe de vantagens como custo relativamente baixo, apresenta alta resistência e capacidade de ser facilmente empregado. Apesar da dobra e conformação de arame requerer ferramentas especiais, ainda assim é considerado um processo de produção econômica.

Conforme Callister e Rethwisch (2012), o trabalho a frio ou encruamento acontece quando a deformação plástica é obtida em uma temperatura abaixo daquela na qual ocorre a recristalização. Assim, o trabalho a frio produz aumento na resistência com consequente diminuição na ductilidade, uma vez que o metal

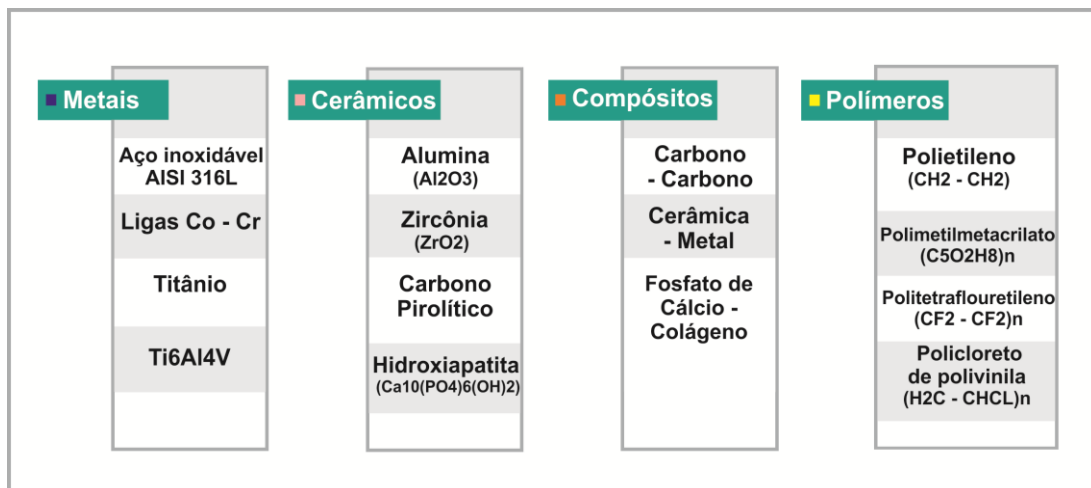
encrua. As vantagens dessa técnica é de incluir melhor qualidade ao acabamento superficial, além de melhor propriedade mecânica, maior variedade dessas propriedades e controle dimensional mais preciso da peça acabada.

O alívio de tensões dos aços conformados por esse processo acontece por aquecimento controlado por períodos entre 2 a 5 horas, geralmente abaixo da zona crítica do aço em questão.

2.4.2 Biomateriais

Biomateriais incluem uma vasta gama de materiais, incluindo os biopolímeros ou bioplásticos, biocerâmica, metais e ligas metálicas, materiais bio-adesivos e sistemas de fornecimento controlado de drogas. Entretanto, quatro categorias de biomateriais serão abordadas, enfatizando os biopolímeros absorvíveis, pois já são utilizados na área médica, sendo a proposta de material para desenvolvimento do grampo de sutura a partir da formiga *Atta laevigata*. A Figura 36 resume alguns dos materiais comuns utilizados para aplicações biomédicas.

Figura 36 - Materiais comuns utilizados na aplicação biomédicas



Fonte: Adaptado de DAVIS (2003) e KAWACHI et al (2000)

Dentre os metais, tanto os aços inoxidáveis como as ligas de cobalto – cromo são amplamente utilizados para implantes devido à sua resistência à corrosão, sendo geralmente classificados como materiais biotoleráveis. O titânio e suas ligas (Ti6Al4V) têm sido utilizados preferencialmente em aplicações nos ramos de cirurgia

maxilofacial, odontológica, neurológica e cardiovascular, bem como em áreas tradicionais como a ortopédica. A principal vantagem do titânio é a excelente biocompatibilidade e resistência à corrosão (TANJA et al., 2006; PILLIAR, 1994). Além disso, tem sido relatado que o titânio se integra de maneira eficaz com osso, sem a presença de tecido fibroso na interface osso-implante (CACCIAFESTA et al., 2001).

Os cerâmicos apresentam ampla variedade de biomateriais, podem ser divididos em: bioinerte, biodegradável e bioativo. A alumina é um exemplo de biocerâmico altamente inerte e resistente à maioria dos ambientes corrosivos, incluindo o ambiente altamente dinâmico como é o corpo humano, causando pouca ou nenhuma resposta dos tecidos em volta. Além de manter-se essencialmente inalterada. É muito utilizada em próteses de substituição de articulações, também inclui aplicações em cabeças femurais para substituições de quadris e placas de uso em substituições de joelhos (Czernuszka, 2001). A hidroxiapatita é exemplo de cerâmica bioativa, pois é frequentemente utilizada para o revestimento de implantes a fim de acelerar o crescimento do osso (GROSS, 2002). Tradicionalmente, a cerâmica tem sido amplamente utilizada como material restaurador em odontologia, como a alumina é empregada em implantes dentários. A utilização de biocerâmicos são limitados para uso de aplicações com suporte de carga. No entanto, a zircônia tem sido utilizada para a substituição da articulação (THAMARAISELVI e RAJESWARI, 2004). O carbono pirolítico é uma das três formas isotrópicas de carbono das cerâmicas à base de carbono e como cada um possui propriedades físicas diferentes, são utilizados para diferentes aplicações, particularmente como biomateriais para próteses. No caso do carbono pirolítico é muito comum a sua utilização em válvulas cardíacas e camadas cardiovasculares (KAWACHI et al, 2000). No geral, o emprego de materiais biocerâmicos em outras áreas da biomedicina não foi tão grande, em comparação com os metais e os polímeros (THAMARAISELVI e RAJESWARI, 2004).

Os biocompósitos consistem em duas ou mais partes distintas, feitas de materiais diferentes, a fim de conferir propriedades desejáveis, são amplamente utilizados para próteses (AHMED, 2012). Os biocompósitos carbono – carbono, cerâmico – metal e fosfato de cálcio – colágeno são aplicados em válvula cardíaca artificial, articulações de joelho, apresentam vantagem de boa biocompatibilidade e boa resistência mecânica (KAWACHI et al, 2000).

Conforme Santos Júnior (2007), os biomateriais poliméricos são desenvolvidos para uso como substitutos de tecidos danificados ou para estimular sua regeneração. Em suma, os materiais poliméricos são bastante utilizados em sutura, cirurgia maxilofacial, componentes de coração, rim e parte do fígado, bem como nos joelhos. O polietileno de alto peso molecular é empregado em articulações do joelho, quadril, ombro. O polimetilmetacrilato (PMMA) é um tipo de biomaterial utilizado no campo da odontologia, como restaurador ou cimentos. O politetrafluoretileno (PTFE), conhecido como teflon, e policloreto de vinila (PVC) tem sido usado como substitutivos de vaso sanguíneos (AHMED, 2012).

Uma classe de biomateriais poliméricos são os bioabsorvíveis, capazes de se decomporem tanto *in vitro* quanto *in vivo*. São empregados em tecidos que necessitam de um suporte temporário para sua recomposição tecidual. Dentre os vários polímeros bioabsorvíveis, destacam-se os α - hidróxi ácidos, entre eles, diferentes composições do poli (ácido láctico) (PLA), como o poli (L-ácido láctico) (PLLA), poli (D - ácido láctico) (PDLA), poli (DL - ácido láctico) (PDLLA), além do poli (ácido glicólico) (PGA) e da policaprolactona (PCL). Esses polímeros são considerados bioabsorvíveis por apresentarem boa biocompatibilidade e os produtos de sua decomposição serem eliminados do corpo por vias metabólicas. Diversas linhas de pesquisa mostram que os diferentes substratos à base de PLA estudados não apresentam toxicidade, uma vez que as células conseguem crescer e proliferar sobre esses. Além disso, diversos tipos de células cultivadas sobre diferentes formas de PLA são capazes de se diferenciarem sobre os distintos polímeros e passarem a produzir componentes de matriz extracelular (SANTOS JÚNIOR, 2007).

Conforme enfatiza Zavaglia et al. (2005), dentre os polímeros sintéticos biodegradáveis²⁶ e biorreabsorvíveis encontram-se os poli (α -hidróxi ácidos), representantes de uma classe de poliésteres alifáticos²⁷ sintéticos, os quais fazem parte o poli (ácido glicólico) (PGA), PLA, poli (ácido láctico-co-ácido glicólico) (PLGA), PCL seus copolímeros²⁸ e outros. Originalmente usados como fios de sutura (Dexon®, Vicryl®, Maxon®, PDS®, etc), atualmente os poli(α -hidróxi ácidos) podem ser encontrados em diversos produtos comerciais de fixação óssea, também

²⁷ Que não contêm anéis aromáticos.

²⁸ São polímeros formados por mais de um tipo de monômero (pequenas moléculas capazes de se ligarem com outros monômeros).

aprovados pelo FDA - *Food and Drug Administration*, (Biofix®, FixSorb®, Neofix®, ResorPin®, etc).

É importante salientar que a seleção dos materiais para o grampo de sutura será após a definição da forma do produto, no qual serão utilizados materiais que atendam a mecânica do grampo de maneira eficiente e segura, levando em consideração as características, propriedades e aplicações de cada material.

2.4.3 Materiais poliméricos

O PVC é um dos polímeros mais baratos e mais versáteis, sendo o mais utilizado na indústria e na fabricação dos mais variados produtos (ASHBY e JOHNSON, 2009). É considerado um termoplástico que apresenta características como baixa cristalinidade (5 a 15%), dependendo dos aditivos aplicados pode apresentar-se de maneira flexível, semi-rígida ou rígida (LIMA, 2006). Já Harper (2002) destaca que existem duas formas básicas de PVC: rígido e plasticizado. O PVC rígido, como o próprio nome sugere, é um polímero não modificado e exibe uma elevada rigidez (LIMA, 2006). Por outro lado, conforme Ashby e Johnson (2009), a incorporação de plastificantes gera o PVC flexível, um material com propriedades semelhantes as do couro e da borracha, sendo utilizado como substituto para ambos. Em suma, na forma pura, o PVC é pesado, rígido e frágil, porém, os plasticizadores podem transformá-lo em um material quase tão elástico e macio quanto a borracha.

Segundo Lesko (2004) e Lima (2004), o PVC, quando em liga, apresenta propriedades como resistência a impactos e ruptura, resiliência e temperatura de deflexão, bem como baixa combustibilidade, alta resistência a ignição. Também possui boa resistência à corrosão e manchas. Apresenta limitações como sensibilidade aos raios UV, além de solúvel em hidrocarbonetos aromáticos e clorados, cetonas e ésteres. Quanto aos atributos técnicos, conforme Ashby e Johnson (2009), possui módulo de elasticidade de 2,14 - 4,14 GPa, alongamento de 11,93 - 80%, tenacidade à fratura de 1,46 - 5,12 MPa^{1/2}, dureza Vickers de 10 - 15 HV, tensão de escoamento de 35,4 - 52,1 MPa, temperatura de serviço entre 20 e 70 °C, calor específico entre 1355 - 1445 J/kg.K, condutividade térmica 0,15 - 0,29 W/m.K e dilatação térmica linear ou volumétrica igual 1,8 - 180 10⁻⁶/K.

O silicone é considerado um polímero classificado como elastômero. Em relação as suas características, os silicones, são os mais quimicamente estáveis de todos os elastômeros, com boas propriedades elétricas, mas resistência mecânica relativamente baixa (ASHBY e JOHNSON, 2009, CALLISTER E RETHWISCH, 2012). Apresentam boa resistência à tração, são estáveis quando submetidos a variações de temperatura (-70° C a 250° C) e à oxidação, excelente resistência aos raios ultravioleta e ao ozônio, além de excelente resiliência. Na área médica, quando aplicado nos tecidos se comporta como material não tóxico, além de ser biologicamente inativo “inerte” (TURRER e FERREIRA, 2008).

Segundo Ashby e Johnson (2009), as principais propriedades dos silicones são o alongamento entre 0,8 e 5,3%, a tensão de escoamento entre 2,4 e 5,5 MPa, a temperatura de serviço entre 100 e 300 °C, o calor específico entre 1050 e 1300 J/kg.K , a condutividade térmica entre 0,2 e 2, 55 W/m.K e dilatação térmica linear ou volumétrica entre 250 e 300 10⁻⁶K. Na área médica o silicone utilizado é o polidimetilsiloxano, empregado em próteses de olho e orelha, materiais para curativos, cateteres, cosméticos em cirurgia reconstrutiva e prótese de silicone em cirurgias plásticas.

3. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

O experimento representa o melhor exemplo de pesquisa científica. A pesquisa experimental consiste em determinar um objeto de estudo, selecionar as variáveis que seriam capazes de influenciá-lo, definir as formas de controle e de observação dos efeitos que a variável produz no objeto (GIL, 2002).

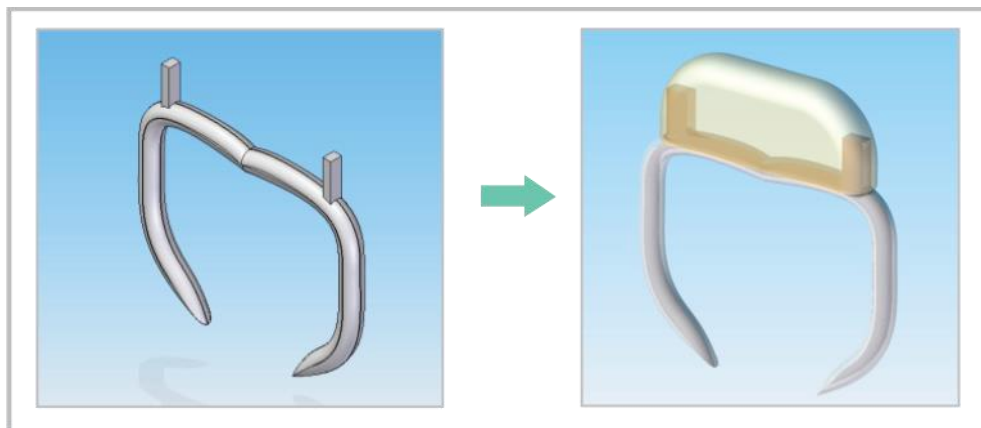
Essa pesquisa caracteriza-se como científica experimental de amostragem não probabilística por julgamento, sendo estruturada a fim de contribuir para a investigação da forma e mecanismo da mandíbula da formiga *Atta laevigata* (F. Smith 1858) visando o desenvolvimento do grampo de sutura. As amostras foram doadas pelo INPA - Instituto Nacional de Pesquisa da Amazônia.

A pesquisa em questão foi interdisciplinar, conforme Japiassu (1976), a interdisciplinaridade se caracteriza pela intensidade das trocas entre os especialistas e pelo grau de integração real das disciplinas, no interior de um projeto específico de pesquisa. Assim, o desenvolvimento do projeto de grampo de sutura a partir da *Atta laevigata* envolveu parcerias com o Instituto Nacional de Pesquisa do Amazonas (INPA), que colaborou com as doações das amostras (formigas *Atta Laevigata*), o Laboratório de Design e Seleção de Materiais (LdSM), que disponibilizou a digitalização tridimensional, microscopias e corte a laser, o Instituto do Cérebro (InsCer), que ofereceu a tomografia computacional da amostra, o Laboratório de Caracterização de Materiais (LACAR), que forneceu equipamentos para caracterização das amostras utilizadas na pesquisa, o Laboratório de Transformação Mecânica (LdTM), que contribuiu com forno de atmosfera controlada para tratamento térmico do modelo grampo, o HCPA Hospital de Clinicas de Porto Alegre (HCPA), que auxiliou nos testes dos grampos em peles de porco e frango, o Laboratório de Metalurgia Física (LAMEF), que disponibilizou o equipamento de microdureza para os testes nos grampos de aços inoxidáveis utilizados e o Laboratório de Biomateriais (Labiomat), que auxiliou na prototipagem dos subsistemas pertencentes ao grampo de sutura.

A pesquisa sobre a utilização de mandíbula de formiga na sutura partiu da observação de filmes e livros de medicina. Com intuito de verificar os materiais envolvidos, conhecer as técnicas bem como as vantagens e desvantagens, sendo realizado um levantamento dos tipos de suturas existentes. Esse levantamento detalhado sobre sutura permitiu uma melhor compreensão da técnica, possibilitando justificar o desenvolvimento de um grampo de sutura inovador utilizando a biônica como ferramenta de projeto de produto.

O projeto do grampo já resultou duas patentes tecnológicas, entre 2010 e 2011, do tipo modelo de utilidade²⁹ (Figura 37), através de uma parceria entre a Universidade Federal do Amazonas (UFAM) e Instituto Nacional de Pesquisa da Amazônia (INPA).

Figura 37 – Grampo de sutura desenvolvido entre UFAM e INPA.

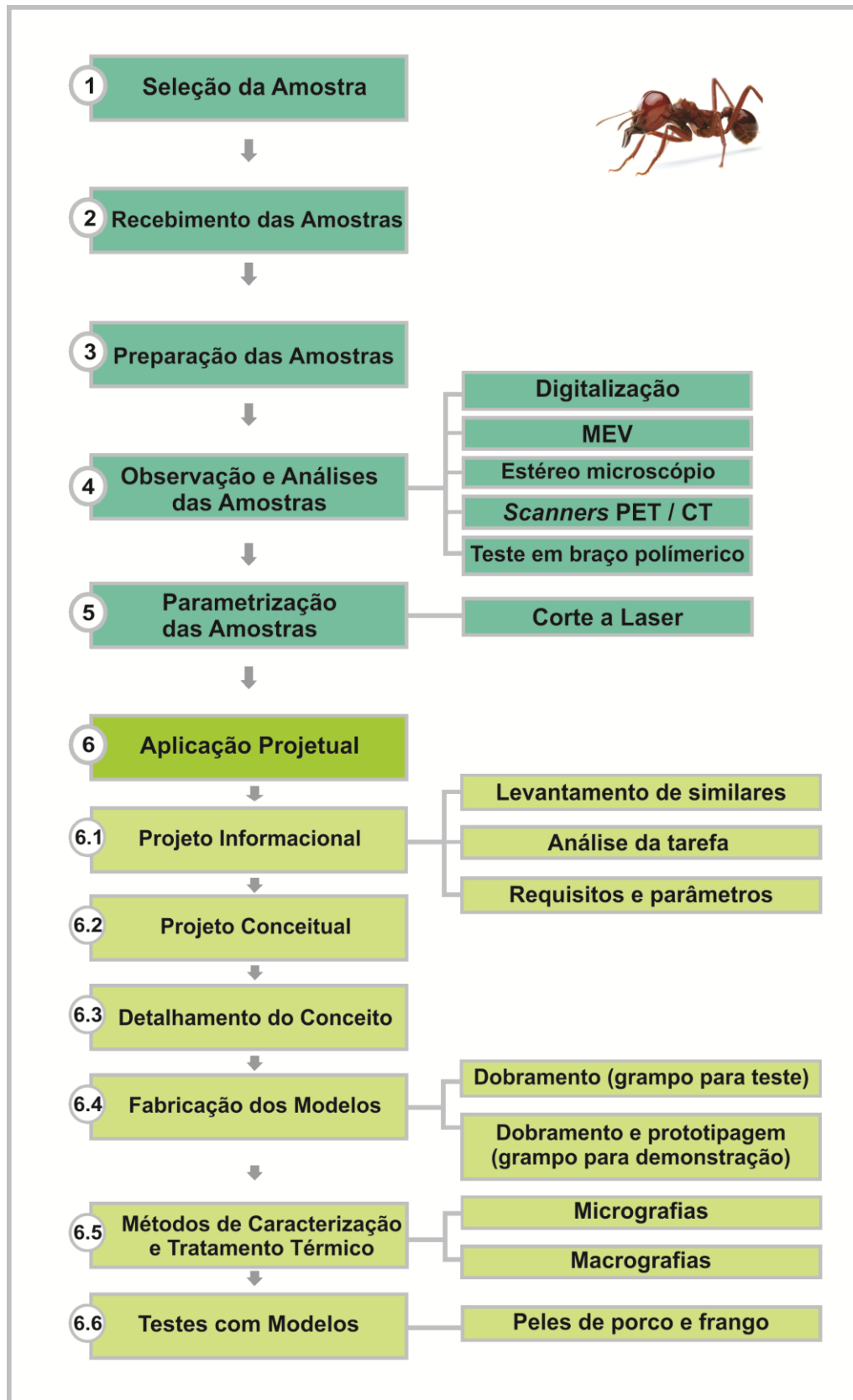


Fonte: Registro do autor

Com a finalidade de continuar a pesquisa para aperfeiçoar e desenvolver o grampo de sutura a partir da formiga *Atta laevigata* para testá-lo, quanto a sua mecânica, os materiais e métodos desse projeto estão alinhados com a metodologia biônica para design de produto, de Kindlein Jr. e Guanabara (2005) e na etapa de aplicação projetual orientado por Baxter (2011). A Figura 38 apresenta as etapas sobre a metodologia abordada nessa pesquisa.

²⁹ Número de registros: MU9002473-7 e MU9102934-1.

Figura 38: Etapas da metodologia para o desenvolvimento do grampo de sutura a partir da mandíbula da formiga *Atta laevigata*.



Fone: Adaptado de KINDLEIN JR. e GUANABARA (2005) e BAXTER (2011)

Conforme a Figura 38, as etapas envolvidas são seleção, recebimento, preparação, observação e análise das amostras (com a digitalização, MEV, estéreo microscópio, *scanners* PET/CT e teste em placa de PVC flexível) parametrização da amostra, além da etapa de aplicação projetual envolvendo subetapas de planejamento do produto (como levantamento de similares, análise da tarefa e requisitos e parâmetros), projeto conceitual, detalhamento do conceito, fabricação dos modelos (tanto para testes como para demonstração), métodos de caracterização (macrografias e micrografias) e tratamento térmico, finalizando com testes dos modelos físicos do grampo de sutura em peles de porco e frango, detalhadas nos itens a seguir.

3.1 SELEÇÃO, RECEBIMENTO E PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS

A primeira etapa de seleção da amostra foi realizada, conforme Kindlein e Guanabara (2005), a partir da busca de algumas características apreciativas utilizando-se da analogia estrutural, funcional e formal. Dessa forma, a definição pela espécie *Atta laevigata* partiu com base nas suas características como cabeça grande e brilhante, facilitando a manipulação, além de mandíbula forte, possibilitando aproximar as bordas da incisão. Outro ponto forte, é que essa formiga é fácil de ser localizada e encontrada, conforme já mencionado no item 2.3.2. Assim, para a pesquisa foram recebidas 100 amostras da cabeça da espécie formiga *Atta laevigata*, doadas pelo INPA, na cidade de Manaus - Anexo 1. Entretanto, os testes foram realizados em trinta amostras.

As cabeças das formigas foram identificadas, enumeradas e organizadas em uma caixa para posterior análise. A abertura da mandíbula foi induzida com o uso de pinça entomológica. A fim de conservar as mandíbulas abertas para análise, as amostras foram dispostas na estufa e secas a 30° C por 24 horas.

3.2 OBSERVAÇÃO E ANÁLISES DAS AMOSTRAS

Os métodos de observação e análises empregados foram digitalização tridimensional, estéreo microscópio, microscópio eletrônico de varredura (MEV) e microtomografia, conforme descrito a seguir:

Para digitalização tridimensional da amostra, foi aplicado na superfície da cabeça da formiga o revelador “*spray*”, não aquoso D70 Metal Chek, a fim de melhorar a captação da imagem digital. Em seguida, a região da cabeça das formigas foi digitalizada tridimensionalmente, utilizando o equipamento Digimill 3D, Tecnodrill®, com lente Optimet 25 mm e resolução de 0,01 mm nos eixos X e Y. Assim, a manipulação da malha poligonal, a partir da conversão da nuvem de pontos, obtida da digitalização tridimensional no software *Geomagic Studio 10*, possibilitou uma análise mais detalhada das amostras, sendo possível estabelecer parâmetros anatômicos da cabeça e mandíbula da formiga, bem como fazer medições nas trinta amostras. Na concepção de Silva (2006), o Digimill 3D é um equipamento CNC (controlado numericamente pelo computador), o qual possui dois cabeçotes, um para usinagem (fresadora CNC) e outro para digitalização (scanner tridimensional a laser). Em seu funcionamento, o scanner 3D movimenta-se sobre determinada peça no plano dos eixos x e y, através do CNC, enquanto que o cabeçote a laser vai medindo a altura no eixo z. Como resultados da varredura são obtidos arquivos de textos com os pontos da superfície do objeto descritos em coordenadas (x, y, z), definindo a nuvem de pontos.

Com intuito de estabelecer as dimensões do grampo de sutura, aproximando-se das medidas encontrados nas formigas, foi calculada a média aritmética e desvio padrão, qualificando as amostras (LARSON e FARBER, 2010).

Para descrever o grau de relação entre as medidas da largura da cabeça (LC), do comprimento da mandíbula direita (CMD), do comprimento da mandíbula esquerda (CME) e do ângulo da cabeça (α) da formiga *Atta laevigata* obtidas a partir da digitalização, foram realizadas análises de regressão linear simples. Inicialmente foram realizadas 30 mensurações de cada umas das quatro variáveis em 30 espécimes de *Atta laevigata*. A largura da cabeça (LC) foi descrita pela medida linear, que em vista frontal, contempla o maior comprimento no sentido transversal da cabeça. O comprimento da mandíbula foi descrito como a medida linear, realizada na parte interna, entre o ponto mais proximal e o mais distal da mandíbula.

Tanto o comprimento da mandíbula direita (CMD) como esquerda (CDE) foram realizados em vista frontal. O ângulo da cabeça (α) caracterizou-se como a medida angular em vista frontal, entre as duas projeções arredondadas no ápice da cabeça.

A análise de regressão linear pode ser descrita matematicamente pela equação genérica: $y = a + b \cdot x$. Segundo McDonald (2009), este tipo de análise é bastante comum e tem várias aplicações, porém as mais usuais são: 1) teste de hipótese sobre relações de causa e efeito, 2) medir o quanto duas variáveis estão associadas e 3) estimar o valor de uma variável em função de outra.

Ao executar uma análise de regressão, dois valores são importantes. O primeiro é o coeficiente de determinação (r^2), que expressa a força da relação entre as variáveis x e y . A percentagem da variação que a variável y é "explicada" pela variação na variável x . O coeficiente de determinação (r^2) pode variar de 0 a 1, valores próximos de 1 significa que os valores y caem quase na linha de regressão. Enquanto valores próximos de 0 significa que existe pouca relação entre x e y . O segundo é o valor de p , que é definido como a probabilidade de se obter um resultado observado, ou um resultado mais extremo, se a hipótese nula é verdadeira (MCDONALD, 2009; ZAR, 1999). De um ponto de vista mais prático, o valor de p representa a probabilidade do efeito observado entre os tratamentos/categorias ser devido ao acaso, e não aos fatores que estão sendo estudados. Logo, valores de p menores, indicam pouca chance do efeito observado ser encontrado ao acaso, em contrapartida, grandes chances dos efeitos observados são resultantes das interações entre as variáveis testadas. Para análise dessa pesquisa foi utilizado o software da plataforma computacional R, adquirido gratuitamente (R Core Team, 2014).

A espécie de formiga também foi analisada via estéreo microscópio, marca Olympus e modelo SZX16, utilizando zoom de 2 e 4 vezes e MEV de bancada, da marca Hitachi e modelo TM3000, utilizando magnificações de 40 vezes. Ambos os equipamentos foram utilizados na análise morfológica da cabeça e da mandíbula da formiga *Atta laevigata*. Segundo Jørgensen et al. (2008), a microscopia eletrônica de varredura é uma técnica de obtenção de imagens a partir de amostras sólidas e é considerada uma das principais técnicas utilizadas para a visualização da morfologia dos materiais. O ponto forte da técnica é a sua capacidade de magnificação e de possibilitar a análise em uma larga faixa de escalas que variam de nanômetros a milímetros. O estéreo microscópio também foi utilizado para identificar as partes que

compõem a mandíbula da formiga e para o entendimento do movimento mecânico dessa mordida na sutura, possibilitando o estudo da forma da amostra, resultando na parametrização do sistema natural.

Além disso, foi possível analisar a cabeça da formiga *Atta laevigata* por meio microtomógrafo com sistema integrado de imagem molecular e anatômica Triumph™ μ PET/CT. As configurações para o tipo de amostras foram: 1 frame contendo 512 projeções, voltagem do raio X de 75 kVp, ampliação de 3,5 x; reconstrução de imagem em FBP, tamanho do *pixel* de 70 μ m e tamanho da matriz igual a 512. As imagens da cabeça da formiga *Atta laevigata*, resultantes da tomografia computadorizada, foram convertidas e gravadas no formato DICOM, sendo importadas e visualizadas através do software *InVesalius* (gratuito). O formato DICOM é um padrão relativo à transmissão, ao armazenamento e ao tratamento de imagens médicas (AMORIM, 2011).

É importante salientar que o conjunto *scanner* PET/CT garante a obtenção simultânea de imagens de microtomografia por emissão de pósitrons (μ PET) e microtomografia computadorizada (μ CT) em contexto experimental. O PET/CT (μ PET/ μ CT) combina duas modalidades de imagem, tornando possíveis estudos que correlaciona função celular/molecular com estrutura anatômica (RAMESHWAR et al , 2009). Assim, a tomografia computadorizada tem como objetivo apresentar uma imagem da estrutura interna de um corpo ou objeto, sendo bastante utilizada para avaliar imagens de animais in vivo (YOUNGHO et al., 2008).

Com intuito de verificar na prática a viabilidade dessa técnica (suturar com formiga) e compreender ainda mais a mecânica do sistema natural, também foi realizado um teste experimental em placa de PVC flexível. Através da placa de PVC suturada foi possível gerar imagens detalhadas, através do estéreo microscópio, sobre a aproximação das bordas do ferimento por meio da mandíbula da formiga em questão, permitindo uma melhor observação da mecânica desempenhada pelo sistema natural no fechamento dos tecidos.

3.3 PARAMETRIZAÇÃO

A parametrização foi realizada através da manipulação em editor gráfico *Corel Draw*, obtida a partir de imagens das amostras via estéreo microscópio, estabelecendo parâmetros quanto à forma da cabeça e mandíbula da formiga *Atta*

laevigata. A partir das imagens da espécie foi possível parametrizar e confeccionar um modelo físico de acrílico na cor preto (com espessura de 3 mm), através do corte a laser, equipamento da marca Mira, sendo os parâmetros utilizados: potência 60W e velocidade de corte igual 8 mm/s. Assim, através de um modelo físico do sistema natural em escala foi possível melhor entendimento da forma e mecânica da cabeça e mandíbula da espécie.

3.4 APLICAÇÃO PROJETUAL

Na aplicação projetual (etapa 6), na fase do projeto informacional (subetapa 6.1), mais especificamente no levantamento de similares, foram levantados os tipos de grampeadores e seus respectivos grampos a partir do catálogo da EES Guia de Produtos (2012) e *Ethicon Product Catalog* (2014), a fim de verificar o que está disponível no mercado. Nessa fase do projeto informacional, também foram estabelecidos os requisitos e especificações para o desenvolvimento do grampo a partir da tarefa de suturar (árvore funcional). A árvore funcional é iniciada com a definição da função principal. Para encontrá-las usa-se o método de questionamento “Como?” e “Por que?” (BAXTER, 2003).

No projeto conceitual (subetapa 6.2), foi proposto um grampo com base na analogia da mandíbula da formiga *Atta laevigata* a partir dos requisitos e parâmetros estabelecidos.

Em seguida, no detalhamento do conceito (subetapa 6.3), foram estabelecidas as particularidades do conceito, identificando seus componentes, sistemas, materiais, processos, encaixes etc, ou seja, o desenho do grampo em 3D desenvolvido no programa *Rhinoceros* 4.0. Nessa subetapa, também foi realizada uma simulação inicial, através do software *Abaqus* 6.3, a fim de testar possível simulação do grampo, contribuindo para melhor direcionamento da fabricação do modelo físico do produto em questão.

Após a definição do produto, foram feitos dois modelos físicos do grampo (subetapa 6.4). Um modelo em escala 1:2 do tamanho real, em aço inoxidável AISI 316L e outro em escala 1:10, em aço inoxidável AISI 420. As composições químicas desses aços inoxidáveis são apresentadas na Tabela 01 (conforme anexo 1 e 2).

Tabela 01 - Composição química dos aços inoxidáveis AISI 316L e AISI 420

AISI	%C	%Cr	%Cu	%Mn	%S	%Mo	%N2	%Ni	%Co	%V	%Si	%P
316L	0,031	15,72	0,24	1,36	0,018	2,20	-	0,031	0,13	0,02	-	0,039
420	0,360	13,080	0,080	0,380	0,14	0,090	0,011	0,360	-	-	0,300	-

Fonte: HCPA e D&D MANUFATUREIRA Ltda (2009).

Ambos foram dobrados através do alicate 139, cortado com alicate para corte e suas pontas foram afiadas com lima. Além desses, também foi fabricado um terceiro modelo de grampo em escala de 1:10 de aço inoxidável AISI 420 e gesso, simulando o projeto do grampo de sutura absorvível a partir da formiga *Atta laevigata* que consiste de material aço inoxidável e bioabsorvível .

O processo de fabricação do subsistema (estrutura de pega) em aço inoxidável AISI 420 com escala de 1:10 para demonstração, também foi dobrado através do alicate 139, cortado com alicate para corte e afiada as suas pontas com lima. O subsistema (estrutura de aproximação da pele) em gesso foi fabricado através da impressora 3D, jato de tinta (*Z Corporation, Z Printer 310 PLus*) com 100% de fluido (*Zb ®60 clear binder solution*) 0.245g de pó (*Zp®150 High Performance Composite Power*). Os desenhos das amostras (Programa Rhinoceros) foram importados, em formato stl, para o programa *Z Print*, a fim de iniciar a impressão.

A matéria-prima (*Zp®150 High Performance Composite Power*,) foi depositada sobre a plataforma chamada "alimentação". A fina camada do material, a partir da plataforma de alimentação, foi empurrada para dentro da plataforma de construção. Em seguida, um jato de tinta da cabeça de impressão liberou o fluido (*Zb ®60 clear binder solution*) que aglomerou o pó nas áreas desejadas. A plataforma de construção foi ligeiramente reduzida, empurrando mais uma camada de material sobre essa plataforma. Assim, o processo foi repetido até que o subsistema (estrutura de aproximação) do grampo fosse concluído. Essa proposta do grampo absorvível não será testada, apenas servirá de demonstração.

Na subetapa 6.5, de acordo com *Heat Treater's Guide* (1995), o grampo de aço inoxidável AISI 316L foi aquecida em atmosfera de argônio, em forno industrial da marca Sanchis, cuja temperatura máxima de aquecimento é 1400 °C. Tal

aquecimento foi realizado em 20 minutos, de acordo com tamanho da peça, sob temperatura de 900°C. Após o aquecimento o corpo de prova foi resfriado em água. No grampo de aço inoxidável AISI 420 (peso de 2,02 g e diâmetro de 1,5mm) foi realizado tratamento térmico de alívios de tensões, têmpera e revenimento, com resfriamento em óleo.

Para a observação e análise da microestrutura, os aços inoxidáveis AISI 420 e AISI 316L foram lixados com lixas 400, 600 e 1000, polidos com pasta de diamante, marca Diamond Inovation® de 1 micron, e pano auto-adesivo da marca Arotec e depois embutidos a frio com resina de metil metacrilato com dosagem de 2,5 partes de pó para 1 de líquido. Para caracterização dos aços foram utilizados os reagentes Marble³⁰, no modelo do grampo de aço inoxidável 316L (durante 5 minutos) e Vilella³¹ (durante 1 minuto) no grampo de aço inoxidável AISI 420 (ASM HANDBOOK, 2004). As análises de microestrutura foram realizadas por microscopia óptica utilizando microscópio da marca Zeiss Axio Imager 2 e por MEV, acoplado de espectroscopia por energia dispersiva (EDS). Já a macrografia, foi realizada apenas no grampo de aço inoxidável AISI 420 sem e após tratamento térmico, com reagente Marble durante 5 minutos, aumento de 50x.

As microdurezas foram realizadas tanto no grampo de aço inoxidável AISI 316L como no aço inoxidável AISI 420 sem e com tratamento térmico, através do microdurômetro, marca Struers Duramin, utilizando uma carga de 200 g segundo calibração padrão do equipamento pelo INMETRO. Assim, as microdurezas foram medidas em cinco pontos, conforme estabelecido pela NBR NM ISO 6507-1 (2008).

Os testes com os modelos (subetapa 6.6), tanto o grampo de aço inoxidável AISI 316L (1:2) como o grampo de aço inoxidável AISI 420 (1:10) após tratamento térmico foram testados em pele de porco e frango, o intuito foi verificar a eficiência do sistema de sutura quanto à forma e mecânica na aproximação das bordas do ferimento, bem como analisar o material selecionado e termicamente tratado.

³⁰ 10g CuSO₄ (sulfeto de cobre), 50 mL HCl, 50 mL H₂O (ASM HANDBOOK, 2008).

³¹ 5 mL de HCl, 1 g de ácido pícrico, e 100 mL de etanol ou metanol ,95% ou absoluto (ASM HANDBOOK, 2008).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo refere-se aos resultados e discussões das etapas referentes à observação, análise, parametrização das amostras e aplicação projetual.

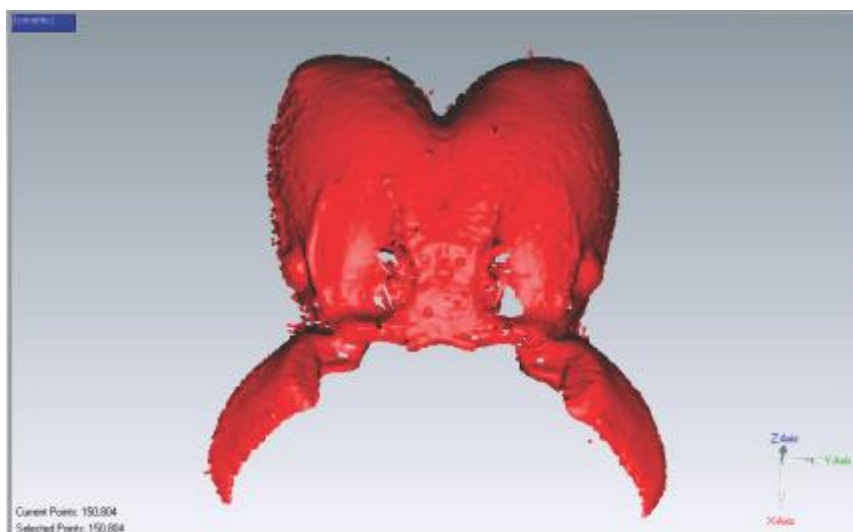
4.1 ANÁLISES DAS AMOSTRAS

As etapas de observação e análise das amostras apresentam resultados e discussões sobre digitalização tridimensional, estéreo microscópio, MEV e tomografia computacional (*scanners* PET/CT).

4.1.1 Digitalização tridimensional

A digitalização tridimensional na caracterização das amostras, além de possibilitar a visualização da espécie em formato 3D, também foi essencial para estabelecer a forma e medidas precisas da formiga em estudo. A Figura 39 apresenta a digitalização tridimensional, em vista frontal, da cabeça e mandíbula da formiga *Atta laevigata*.

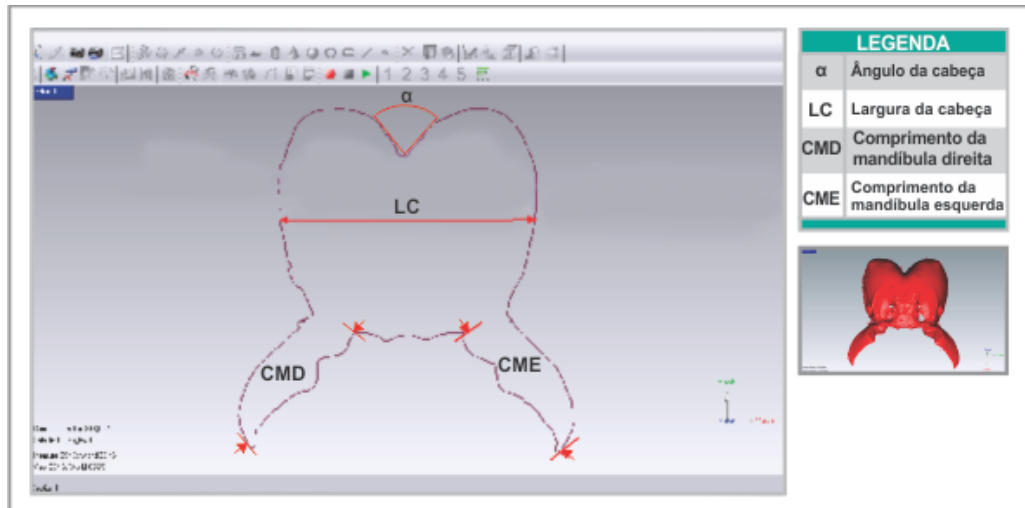
Figura 39 - Digitalização tridimensional em vista frontal da cabeça e mandíbula da formiga *Atta laevigata*



Fonte: Registro do autor

Conforme ilustra a Figura 39, as malhas manipuláveis obtidas através do software *Geomagic Studio 10*, permitiram a medição da largura da cabeça (LC), do comprimento da mandíbula direita (CMD), do comprimento da mandíbula esquerda (CME) e da angulação da cabeça (α). A Figura 40 demonstra as zonas de medição.

Figura 40 - Medição da cabeça e mandíbula da formiga *Atta laevigata* através da digitalização tridimensional.



Fonte: Registro do autor

As medidas foram realizadas em trinta amostras, conforme identificado na Figura 40, resultando em valores descritos na Tabela 02.

Tabela 02 - Medidas das trinta amostras a partir da digitalização

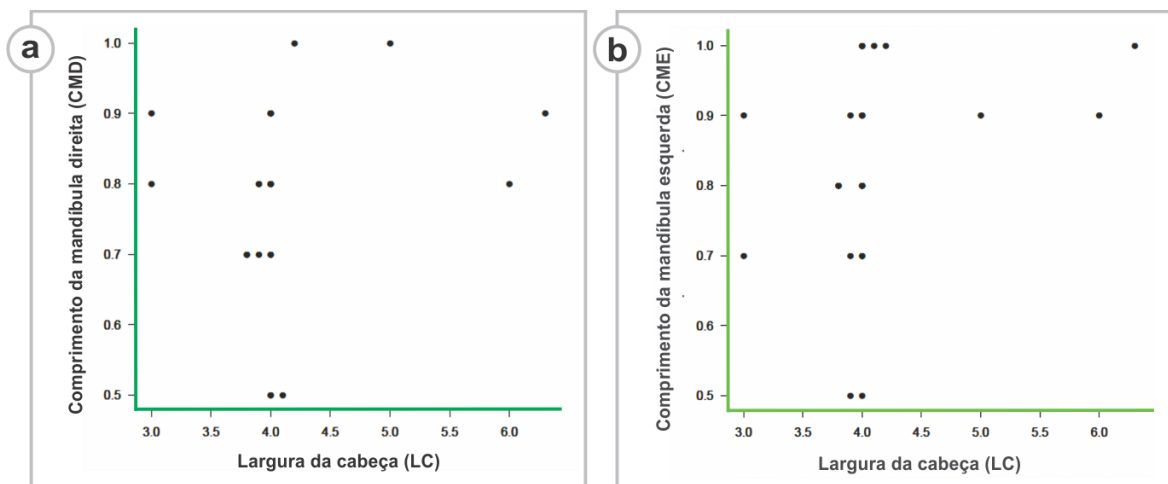
Amostra	α	LC	CMD	CME	Amostra	α	LC	CMD	CME
1	91,6	3,9 mm	0,8 mm	0,9 mm	16	94,8	4,0 mm	0,8 mm	0,9 mm
2	90,7	4,1 mm	0,5 mm	1,0 mm	17	97,6	4,0 mm	0,9 mm	0,8 mm
3	91,3	4,0 mm	0,5 mm	0,5 mm	18	104,1	3,8 mm	0,7 mm	0,8 mm
4	91,6	6,0 mm	0,8 mm	0,9 mm	19	91,9	3,8 mm	0,7 mm	0,8 mm
5	113,8	3,9 mm	0,7 mm	0,5 mm	20	95	3,0 mm	0,9 mm	0,9 mm
6	112,1	4,0 mm	0,7 mm	0,8 mm	21	87,3	4,0 mm	0,5 mm	0,7 mm
7	87,4	4,0 mm	0,9 mm	1,0 mm	22	102,7	3,0 mm	0,8 mm	0,7 mm
8	121,5	4,0 mm	0,8 mm	0,9 mm	23	96,2	4,0 mm	0,8 mm	1,0 mm
9	102,3	4,0 mm	0,8 mm	0,9 mm	24	95,5	4,2 mm	1,0 mm	1,0 mm
10	98	4,0 mm	0,8 mm	0,7 mm	25	102	3,8 mm	0,7 mm	0,8 mm
11	111,9	4,0 mm	0,9 mm	0,8 mm	26	113,5	5,0 mm	1,0 mm	0,9 mm
12	79,3	3,9 mm	0,8 mm	0,7 mm	27	124,3	4,0 mm	0,7 mm	0,8 mm
13	102,8	4,0 mm	0,9 mm	1,0 mm	28	121,4	6,3 mm	0,9 mm	1,0 mm
14	128,9	4,0 mm	0,9 mm	1,0 mm	29	105,4	4,0 mm	0,8 mm	0,9 mm
15	120,3	4,0 mm	0,9 mm	0,9 mm	30	82,9	4,0 mm	0,9 mm	0,8 mm

Fonte: Registro do autor

Conforme a Tabela 02, a largura da cabeça (LC) da formiga *Atta laevigata*, entre as trinta espécies, variam entre 3,0 e 6,3 mm, com média aritmética de 4,1 mm. Tanto o comprimento da mandíbula direita (CMD) como o comprimento da mandíbula esquerda (CME) assumem medidas entre de 0,5 e 1,0 mm, cuja média aritmética é de 0,8 mm. O ângulo da cabeça (α) varia de 79,3° a 128,9°, obtendo-se uma média aritmética igual a 102°, estabelecendo-se o desvio padrão em 13°. Esses dados serão importantes para estabelecer as medidas do grampo de sutura a ser desenvolvido em função da sua utilização nas camadas da pele.

As Figuras 41, 42 e 43 apresentam a análise realizada, a partir de Mc Donald (2009) e Zar (1999), da regressão linear das medidas LC, CMD e CME das amostras.

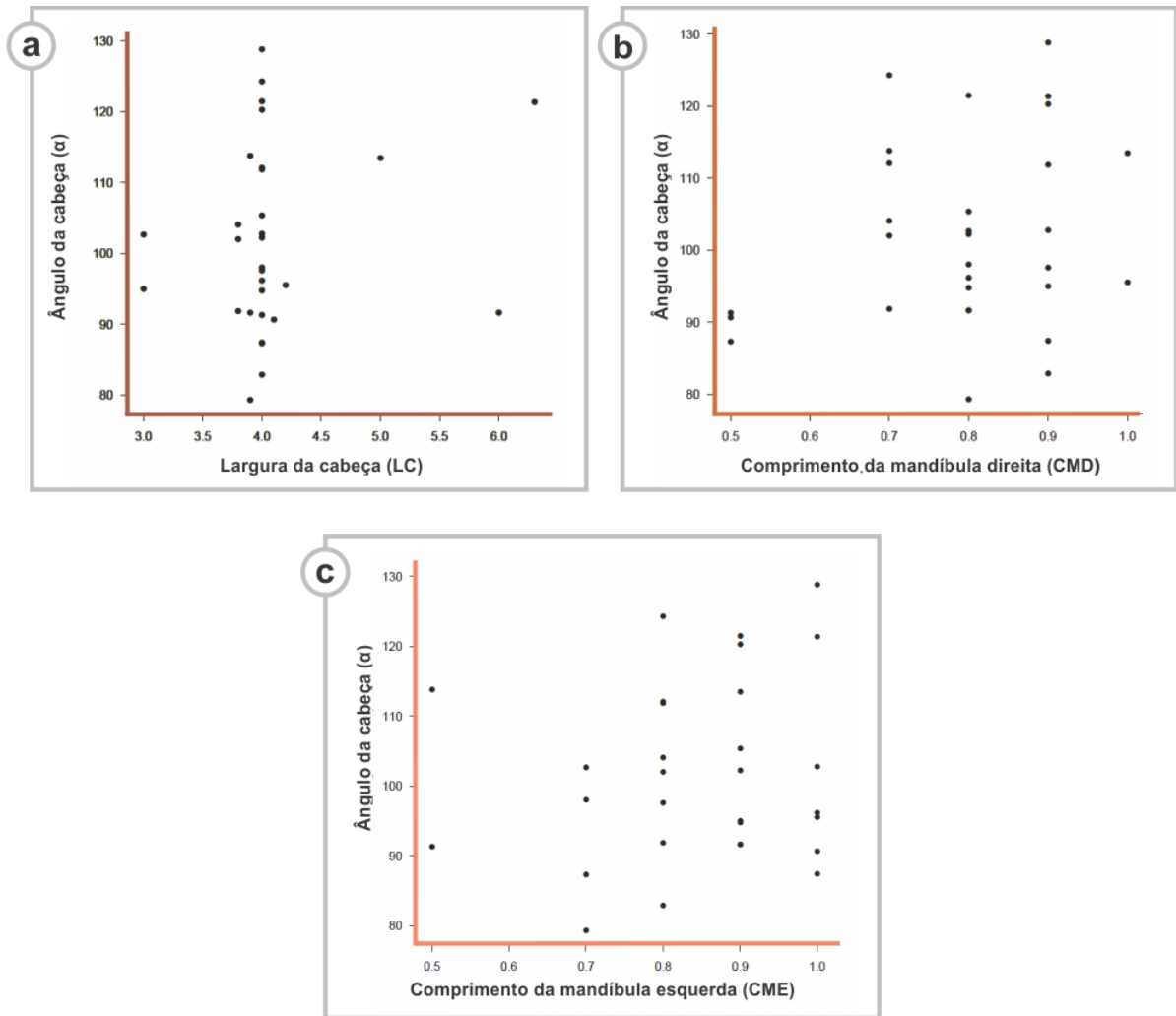
Figura 41 - Correlação entre as medidas obtidas da formiga *Atta laevigata*: CMD x LC (a) e CME x LC (b).



Fonte: Registro do autor

A partir da análise das distribuições aleatórias dos pontos nas Figuras 41 (a) e (b), não se observou a relação entre a largura da cabeça e o comprimento das mandíbulas direitas ($r^2= 0,029$; $p=0,360$) e esquerdas ($r^2= 0,082$; $p=0,125$) das 30 formigas coletadas. Isto significa que, independente do tamanho das mandíbulas, as amostras podem apresentar diferentes larguras de cabeças, ou seja, a variação da largura da cabeça não implica em um aumento do comprimento de mandíbula.

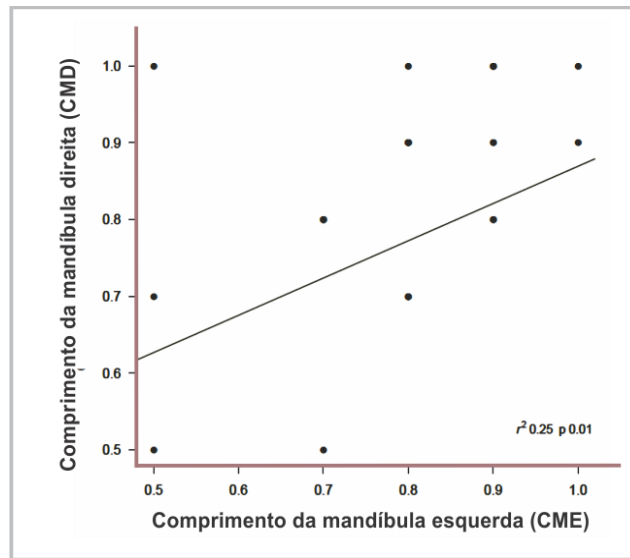
Figura 42 - Correlação entre os ângulos das cabeças das formigas *Atta laevigata* com LC (a), CMD (b) e CME (c).



Fonte: Registro do autor

Em relação às possíveis associações entre as medidas dos ângulos das cabeças (α) e as larguras das cabeças das formigas *Atta laevigata* na análise resultante, Figura 42 (a), verificou-se uma distribuição aleatória dos pontos, logo não foi encontrado associação entre estes valores ($r^2= 0,031$; $p=0,352$). De maneira análoga, não há relação entre os ângulos da cabeça e os comprimentos das mandíbulas direitas ($r^2= 0,053$; $p=0,219$) e esquerdas ($r^2= 0,021$; $p=0,444$), conforme demonstrado nas Figuras 42 (b) e (c).

Figura 43: Correlação entre CMD e CME da formiga *Atta Laevigata*



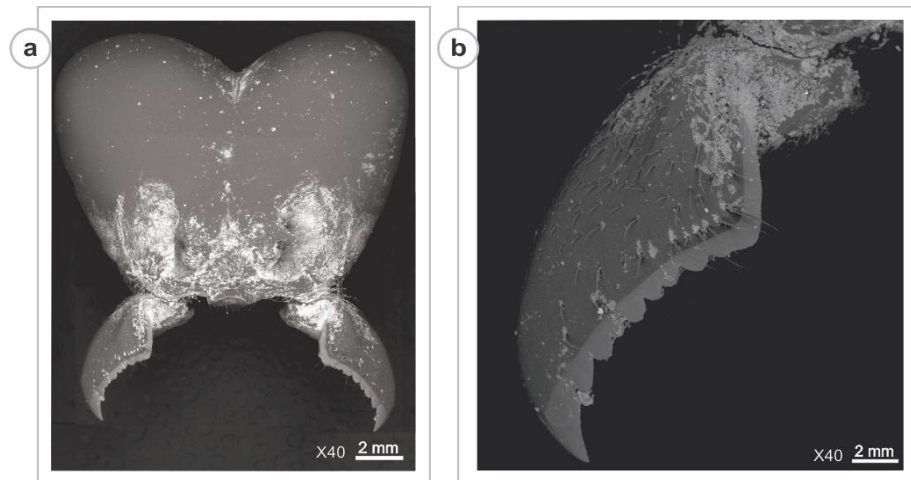
Fonte: Registro do autor

Em suma, conforme as distribuições dos pontos, Figura 43, indicam que existe uma associação entre as medidas das mandíbulas direitas e esquerdas, que são significativamente correlacionadas ($r^2 = 0,251$; $p > 0,01$). Isto indica um aumento paralelo entre as duas partes da mandíbula. Ou seja, a medida que os valores da mandíbula esquerda aumentam, os valores da mandíbula direita também aumentam paralelamente. A linha contínua na Figura 43 indica a tendência média de valores, é regida pela equação da reta $y = 0,3846 + 0,4847 * x$ e os pontos, os valores reais medidos em trinta exemplares de *Atta laevigata*.

4.1.2 Análises de microscopia

A microscopia eletrônica de varredura foi utilizada para observação geral das amostras (Figura 44), identificando as partes como cabeça e mandíbula da formiga *Atta laevigata*.

Figura 44 - Observação via MEV da cabeça e mandíbula da *Atta laevigata* (a) e detalhe da mandíbula (b), evidenciando uma zona serrilhada na parte interna.



Fonte: Registro do autor

A Figura 44 (a) identifica a amostra com intuito de observá-la, a fim de entender o sistema natural, sendo possível visualizar a cabeça e mandíbula da espécie. Já a Figura 44 (b) ilustra a mandíbula direita da *Atta laevigata*, confirmando a existência de dentes e dentículos ao longo do seu formato. A partir da caracterização da espécie via estéreo microscópio foi possível, além da observação da espécie (Figura 45), identificar e detalhar as partes que compõem a mandíbula dessa formiga.

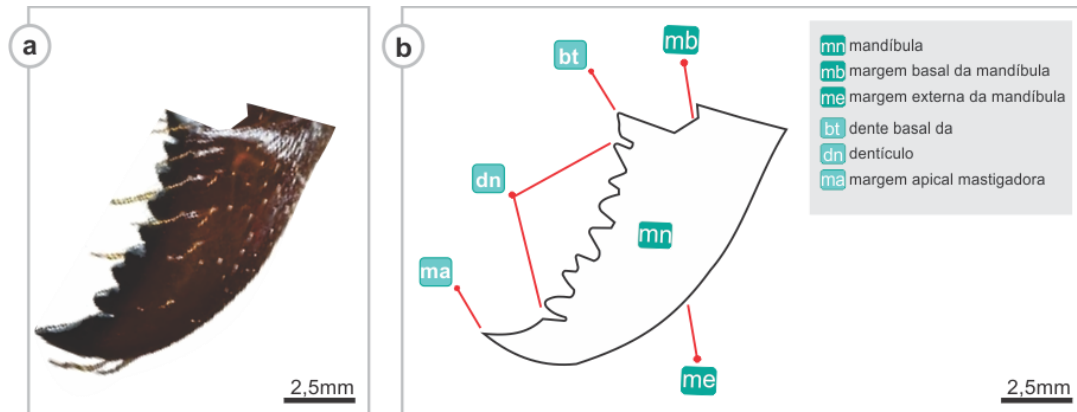
Figura 45 - Macrografia da cabeça da formiga *Atta laevigata*. Aumento de 40x.



Fonte: Registro do autor

A Figura 45 utilizando estéreo microscópio demonstra os detalhes e aspectos de textura da superfície da amostra, bem como a identificação das partes que compõem a mandíbula, conforme Figura 46.

Figura 46 - Mandíbula da formiga *Atta laevigata* obtida por estéreo microscópio (a) e identificação das partes que a compõem (b).

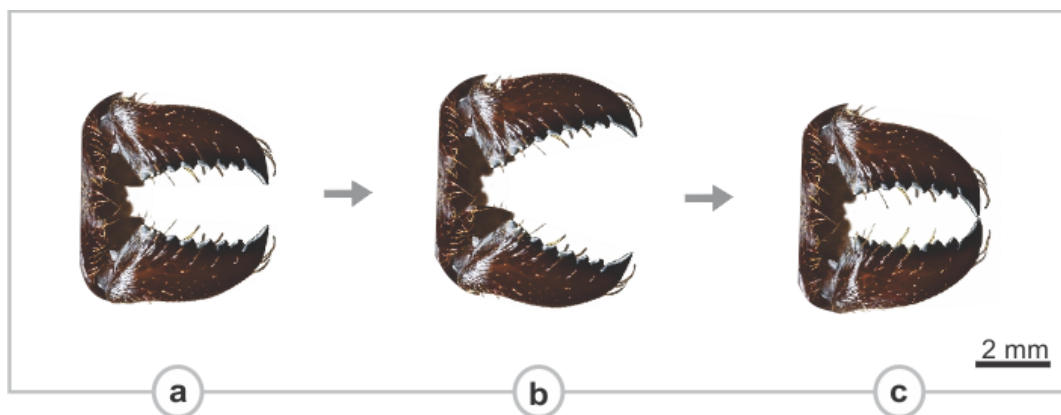


Fonte: Registro do autor

A Figura 46 (a) apresenta a mandíbula da formiga *Atta laevigata* obtida do estéreo microscópio, já a Figura 46 (b) mostra o vetor da mandíbula da formiga com a identificação das partes que a compõe. Observa-se que a mandíbula (mn) da amostra é formada por margem apical mastigadora (ma), margem basal da mandíbula (mb), margem externa da mandíbula (me), dente basal (bt) e dentículo (dn).

Através das imagens da formiga via estéreo microscópio, também foi realizada uma análise funcional do movimento da mandíbula da espécie na sutura. As Figuras 47 (a), (b) e (c) demonstram o funcionamento (abertura e fechamento) da mandíbula da formiga *Atta laevigata*.

Figura 47 - Trajetória da mandíbula da formiga *Atta laevigata* na sutura



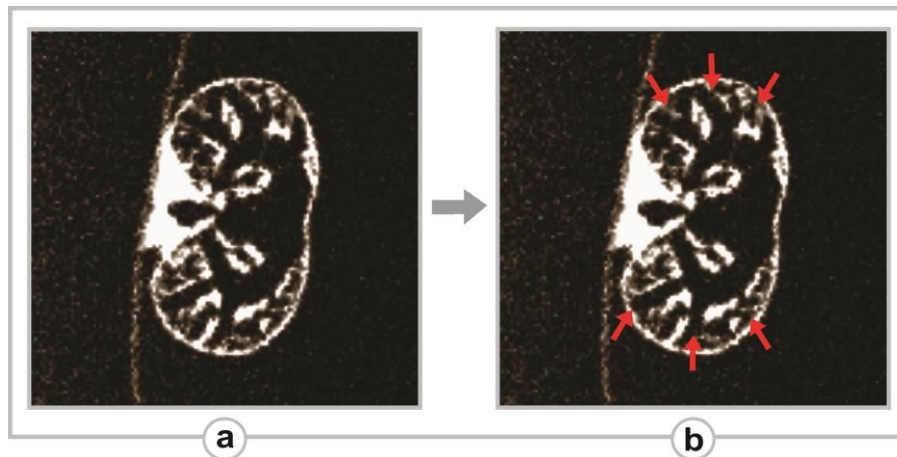
Fonte: Registro do autor

A Figura 47 (a) demonstra a mandíbula abrindo, já na Figura 47 (b) a mandíbula aumentando e por fim, na Figura 47 (c) a mandíbula diminui sua abertura permitindo aproximar as bordas do ferimento. Essa trajetória foi estabelecida, com base na descrição da tarefa de suturar com a formiga, mostrada na Figura 30.

4.1.3 Tomografia Computacional: *Scanners* PET/CT

Com intuito de visualizar e entender como funciona a estrutura interna da cabeça da formiga *Atta laevigata* e de levantar o máximo de informação para o desenvolvimento do grampo com relação ao seu funcionamento (mecânica), foram realizadas análises a partir de microtomografia, conforme identificado na Figura 48.

Figura 48 - Imagens DICOM do interior da cabeça da formiga *Atta laevigata*, em vista superior, visualizada com o software *InVesalius*.

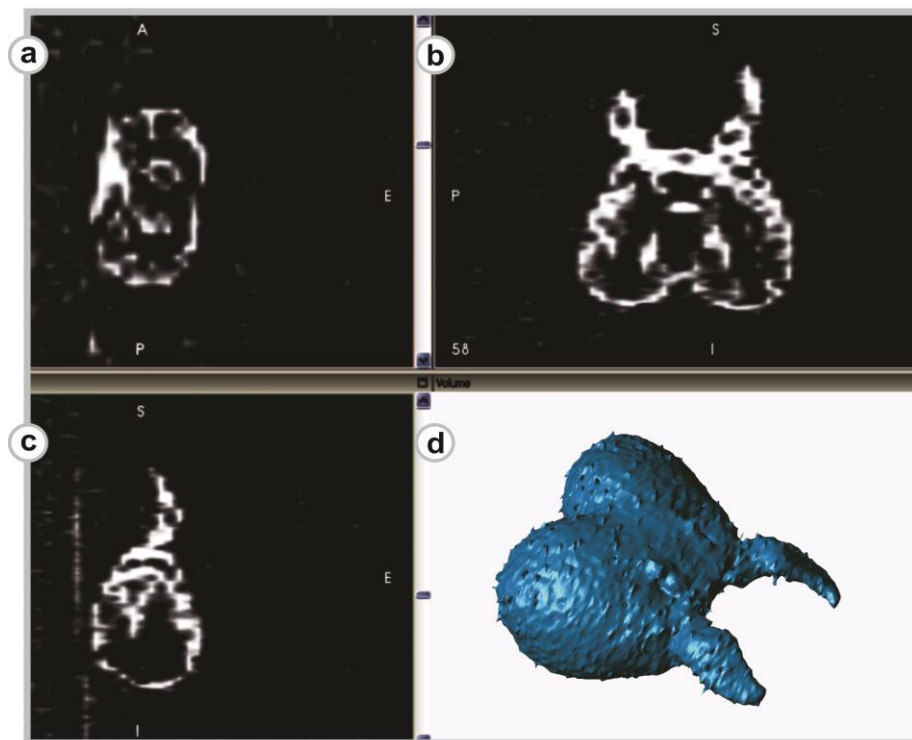


Fonte: Registro do autor

A Figura 48 (a) apresenta a estrutura interna da cabeça da formiga *Atta laevigata*. A cabeça da formiga interna é composta por fibras musculares (identificado em vermelho), Figura 48 (b). Conforme os estudos de Jürgen e Wulfila (1999), as espécies que dependem de movimentos mandibulares fortes, como cortar folhas ou sementes, geralmente, apresentam cabeças grandes e alargadas composta por fibras musculares anexadas através do apodeme (Figura 26). Assim, como a *Atta laevigata* possui habito de cortar folhas e galhos (considerados movimentos mandibulares fortes), pode-se afirmar que a espécie *laevigata* apresenta no interior da cabeça fibras musculares, sendo responsáveis pelo movimento da mandíbula da determinada espécie.

A imagem em formato DICOM, após importada para o software *InVesalius*³² (Figura 49) mostra múltiplos planos de interação. As Figuras 49 (a), (b) e (c) demonstram as imagens da cabeça e da mandíbula da formiga através do software *InVesalius* em vista superior, vista frontal e vista lateral respectivamente. A Figura 49 (d) ilustra a cabeça da formiga *Atta laevigata* em formato tridimensional utilizando o software *Geomagic*.

Figura 49 - Visualização da formiga através do software *InVesalius* em vista superior (a), vista frontal (b), vista lateral (c) e imagem tridimensional utilizando o software *geomagic* (d).

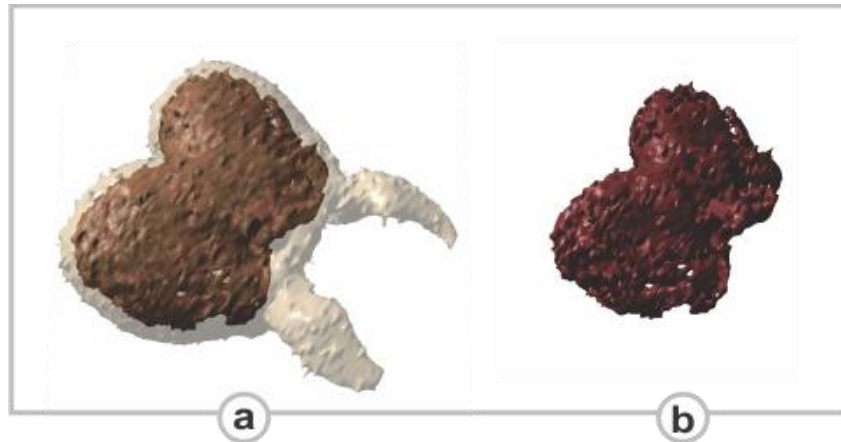


Fonte: Registro do autor

O software apresenta uma série de opções de seleção de camadas, podendo ser exportado na extensão “stl” para leitura em alguns softwares de CAD e CAM (AMORIM, 2011). Nesse caso, foi exportado para o software *Geomagic*, resultando na visualização da estrutura, não detalhada, da amostra tanto externa como interna, servindo para nortear a disposição das fibras musculares dentro da cabeça da formiga *Atta laevigata*, Figura 50.

³² Software utilizado para reconstrução tridimensional das estruturas anatômicas, licenciado pela General Public License – GNU.

Figura 50 - Representação tridimensional da cabeça da formiga *Atta laevigata* da estrutura externa (a) e interna (b).



Fonte: Registro do autor

Através da Figura 50 foi possível identificar volumetricamente o que pertence à estrutura externa, Figura 50 (a), e estrutura interna, Figura 50 (b), da cabeça da formiga *Atta laevigata*. Como estrutura interna da cabeça da amostra trata-se de fibras musculares, sendo responsável pela abertura da mandíbula da formiga, foi possível transferir essa informação para o desenvolvimento do grampo. Assim, procurou-se selecionar e empregar, no grampo cirúrgico, materiais que apresentassem resistência mecânica, ductilidade e resiliência como metais utilizados em molas, alcançados através de tratamentos térmicos.

Mais especificamente, o processo térmico visa facilitar a abertura e fixação do grampo na pele, além de permitir que o sistema retorne a sua forma inicial, aproximando as bordas da incisão e se cruze no interior da derme.

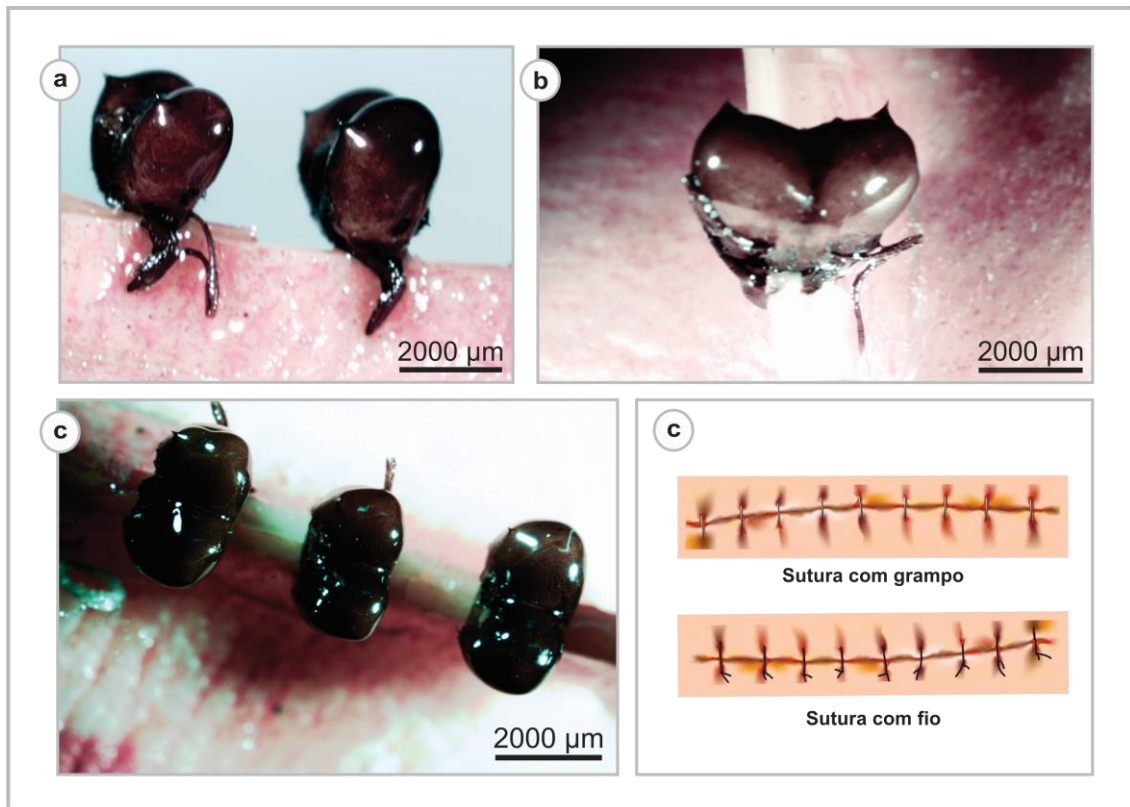
4.1.4 Teste experimental de sutura em placa de PVC

O teste experimental de sutura com a formiga *Atta laevigata* realizado na placa de PVC (PVC plastificado) flexível, ofereceu uma aproximação da prática da técnica de sutura utilizando a formiga. Além disso, permitiu melhor entendimento da trajetória da mandíbula, comprovando a viabilidade da técnica e confirmando a eficiência da espécie na sutura.

Assim, a partir do teste na placa de PVC, foram geradas imagens via estéreo microscópio, com intuito de visualizar os detalhes quanto à aproximação das bordas

do ferimento através da mandíbula da formiga *Atta laevigata*, experimento realizado no INPA, conforme demonstrado na Figura 51.

Figura 51 - Detalhes da placa de PVC suturada com *Atta laevigata* por meio do estéreo microscópio. (a), (b) e (c) cabeça da formiga fixa na placa de PVC e (d) desenho dos pontos de sutura na pele realizados por grampo e por fio.



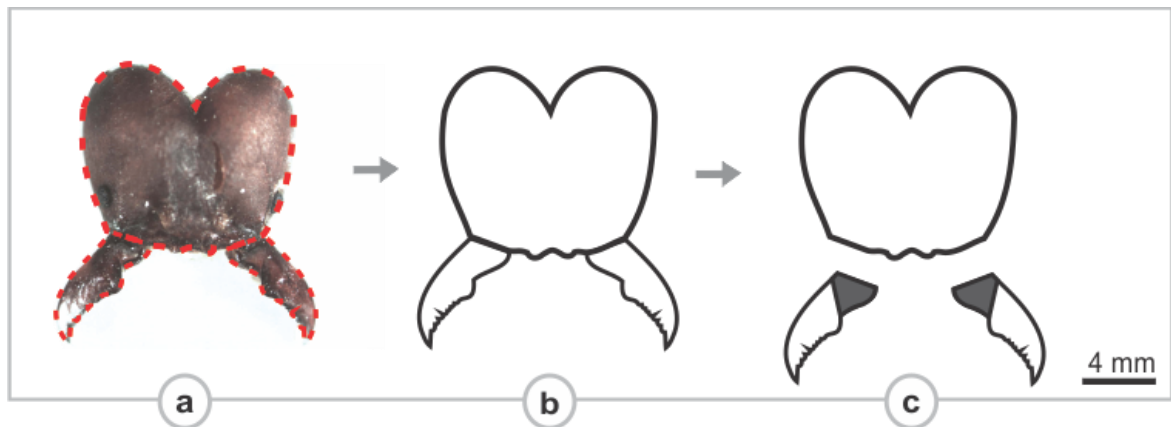
Fonte: Registro do autor

Na Figura 51 (a) observa-se a formiga *Atta laevigata* unindo as bordas do corte da placa de PVC (vista lateral), demonstrando detalhes da posição da mandíbula e da cabeça da formiga *laevigata* na sutura. Na Figura 51 (b) é possível visualizar a *Atta* aproximando as bordas em vista superior, identificando a posição da formiga na pele durante a sutura. Na Figura 51 (c), a disposição das formigas como se fossem grampos cirúrgicos ou pontos por fios ao longo do corte na placa de PVC flexível. Observa-se que a cabeça da amostra fica fora do tecido, bem como sua mandíbula, diferente da sutura tanto por grampo como por fio que penetram na pele, atingindo as camadas epiderme e derme sem transfixar a camada subcutânea.

4.2 PARAMETRIZAÇÃO

As imagens da formiga obtidas por estéreo microscópio foram importadas e ajustadas para o manuseio vetorial, estabelecendo assim a forma geométrica da cabeça e mandíbula da *Atta laevigata*. A Figura 52 demonstra o estudo morfológico a partir da cabeça da formiga.

Figura 52 - Estudo da forma da cabeça e mandíbula da formiga *Atta laevigata*



Fonte: Registro do autor

A Figura 52 (a) representa o início do processo no qual é realizado o desenho vetorizado, com linhas pontilhadas, a partir da imagem da amostra do estéreo microscópio importada. A Figura 52 (b) ilustra o desenho transformado em linhas contínuas a fim de obter detalhes quanto à forma da formiga *Atta laevigata*. Já a Figura 52 (c) demonstra o desenho identificando separadamente a cabeça e mandíbula da formiga em questão.

Através do estudo da forma, representada na Figura 52, foi possível identificar e detalhar a morfologia da cabeça e mandíbula da formiga, incluindo as partes que a compõem, contribuindo para a parametrização da amostra. Esses parâmetros permitiram a confecção de um modelo físico simulando as partes que compõem o sistema natural investigado (cabeça e mandíbula da formiga *Atta laevigata*). A Figura 53 apresenta o modelo físico com cabeça e mandíbula articulável da formiga.

Figura 53 - Modelo físico da cabeça e mandíbula articulável da formiga *Atta laevigata*



Fonte: Registro do autor

Conforme Figura 53, o modelo físico, além de simular a forma da cabeça e mandíbula da formiga *Atta laevigata* também demonstra a mecânica da trajetória da mandíbula na sutura, através de um sistema articulado. Assim, a Figura 53 (a) simula a abertura da mandíbula, a Figura 53 (b) o aumento da abertura da mandíbula e a Figura 53 (c) o fechamento da mandíbula, permitindo assim aproximação das bordas do ferimento.

4.3 PROJETO INFORMACIONAL


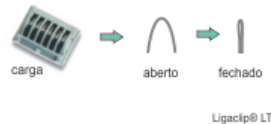

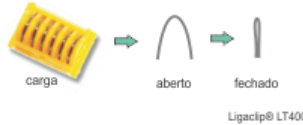

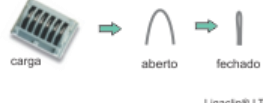


A fase de aplicação projetual consiste em etapas de planejamento do produto, projeto conceitual, detalhamento do conceito, fabricação do modelo físico do grampo, caracterização e tratamento térmico dos aços inoxidáveis e testes com os modelos, abordados conforme os itens a seguir.

4.3.1 Levantamento de similares

Na etapa de levantamento de similares, conforme as Figuras 54, 55 e 56, observou-se que todos os grampos necessitam de um instrumento, dos mais simples aos mais complexos, para serem colocados na pele, mesmo que as formas dos grampos não apresentem variedades. Daí a importância de se pensar que o instrumento é uma ferramenta essencial para realização da sutura, pois é a partir desse que se torna possível a manipulação do grampo para fechar e reparar os tecidos de maneira segura e eficiente.

Na Figura 54 é apresentado os grampeadores simples e seus respectivos grampos. Na Figura 55 são exemplificados os grampeadores que apenas suturam, bem como seus grampos. Já a Figura 56 esquematiza os grampeadores que suturam e cortam bem como os grampos utilizados.

Figura 54 - Tipos de grampeadores simples e seus respectivos grampos

1. GRAMPEADORES SIMPLES			
a	Grampeador	Grampo	Descrição
	 Ligacip® ER320	 Ligacip® LT300	* Grampeador: endoclípador descartável que aplica 20 grampos automático, contém haste giratória. * Grampo: cartucho com 6 grampos de titânio no tamanho médio/grande. Largura do grampo aberto 5,5mm e comprimento fechado 8,7mm.
	 Ligacip® ER420	 Ligacip® LT400	* Grampeador: endoclípador descartável que aplica 20 grampos automático, contém haste giratória. * Grampo: cartucho com 6 grampos de titânio no tamanho grande. Largura aberto 8,0mm e comprimento fechado 12,0mm.
	 Ligacip® L314	 Ligacip® LT300	* Grampeador: aplicador de grampo laparoscópico reutilizável. * Grampo: cartucho com 6 tipos de tamanho médio/grande, de material titânio. Largura do grampo aberto 5,5mm e comprimento fechado 8,7mm.
	 Ligacip® LX105	 Ligacip® L314	* Grampeador: aplicadores reutilizáveis, com trava, mandíbula reta. Comprimento de 14cm. * Grampo: cartucho com 6 tipos de tamanho pequeno, de material titânio. Largura do grampo aberto 2,5mm e comprimento fechado 3,0mm.

Fonte: Adaptado do EES Guia de Produtos (2012) e *Ethicon Product Catalog* (2014)

Conforme a Figura 54, os grampeadores e grampos pertencentes a essa categoria, são (a) ER320, (b) ER420, (c) L314 e (d) LX105. Sendo os modelos (a) e (b) descartáveis e (c) e (d) reutilizáveis. Conforme se pode observar, as embalagens das cargas dos grampos apresentam formas semelhantes e diferentes tamanhos (pequeno, médio e grande) representadas através de cores (verde, amarelo, azul entre outras). Já o grampo propriamente dito apresenta forma uniforme, com diferença apenas nos tamanhos. Esses grampos são de titânio com formato

curvado, na qual são fechados quando aplicados na pele com a ajuda de grampeadores. A princípio, o grampo desenvolvido necessitará de grampeadores simples para ser fixado na pele, pois será aplicado um a um no tecido. Além disso, trata-se de sutura para feridas superficiais.




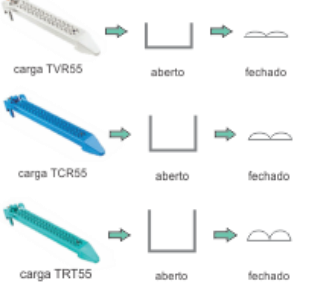


Figura 55 - Tipos de grampeadores que apenas cortam e seus respectivos grampos.

2. GRAMPEADORES QUE APENAS SUTURAM			
a	Grampeador	Grampo	Descrição
	 Proximate®TL60	 Carga TR60 aberto fechado	* Grampeador: linear de 60 mm. * Grampo: utilizado em tecidos normais, de material titânio. Altura do grampo aberto 4,5mm e altura fechado 1,0 - 2,5mm.
b	Grampeador	Grampo	Descrição
	 Proximate®TX60	 carga XR60B aberto fechado carga XR60G aberto fechado	* Grampeador: linear automático de 60 mm. * Grampo: utilizado em tecidos normais e espessos, de material titânio. Altura do grampo aberto 3,5mm (carga azul) e 4,8mm (carga verde), altura do grampo fechado 1,5mm (carga azul) e 2,0 mm (carga verde).
c	Grampeador	Grampo	Descrição
	 Proximate®AX55B	 carga XR60B aberto fechado	* Grampeador: lineares articuláveis de 55mm. * Grampo: utilizado em tecidos normais, de material titânio. Altura do grampo aberto 3,5mm e fechado 1,5mm.

Fonte: Adaptado do EES Guia de Produtos (2012) e *Ethicon Product Catalog* (2014)

Na Figura 55, os grampeadores e grampos pertencentes a essa classificação são (a)TL60, (b)TX60 e (c) AX55B. Sendo todos descartáveis. É interessante destacar que as embalagens das cargas dos grampos apresentam formas semelhantes e cores diferentes, sendo específica para cada tipo de grampeador. As cores identificam o tamanho dos grampos (pequeno, médio e grande), sendo utilizados em diferentes espessuras de tecidos. Os grampos são de titânio e com formato retangular, são aplicados na pele continuamente através de grampeadores. Cabe salientar que esses instrumentos podem ser linear (a), linear automático (b) e linear articulável (c).

Figura 56 - Tipos de grampeadores que suturam e cortam, bem como seus respectivos grampos.

3. GRAMPEADORES QUE SUTURAM E CORTAM		
<p>a</p> <p>Grampeador</p>  <p>Proximate@NTLC55</p>	<p>Grampo</p>  <p>carga SR75</p> <p>aberto</p> <p>fechado</p>	<p>Descrição</p> <p>*Grampeador: linear cortante de 55 mm, com selecionador de altura de grampos, cabo ergonômico antideslizante e capacidade de disparo de ambos os lados.</p> <p>*Grampo: carga universal para linear cortante de 55 mm com seis linhas de grampos, formação de grampos em 3-D e capacidade de ajuste para as cores azul, dourada e verde. Altura do grampo aberto 4,3mm e fechado 1,5mm, 1,8mm e 2,0mm.</p>
<p>b</p> <p>Grampeador</p>  <p>Proximate@TLC55</p>	<p>Grampo</p>  <p>carga TVR55</p> <p>aberto</p> <p>fechado</p> <p>carga TCR55</p> <p>aberto</p> <p>fechado</p> <p>carga TRT55</p> <p>aberto</p> <p>fechado</p>	<p>Descrição</p> <p>*Grampeador: grampeador linear cortante de 55 mm, com selecionador de altura de grampos, cabo ergonômico antideslizante e capacidade de disparo de ambos os lados.</p> <p>*Grampo: todos de material titânio. Carga branca para tecidos finos/vasculares, altura do grampo aberto 2,5 mm e altura do grampo fechado 1,0 mm. Carga azul utilizados em tecidos normais, altura aberto 3,85 mm e fechado 1,5 mm. Carga verde para tecidos espessos, altura do grampo aberto 4,5 mm e fechado 2,0 mm.</p>
<p>c</p> <p>Grampeador</p>  <p>Contour@CS40G</p>	<p>Grampo</p>  <p>carga CR40G</p> <p>aberto</p> <p>fechado</p>	<p>Descrição</p> <p>*Grampeador: curvo cortante de 40 mm.</p> <p>*Grampo: pré-carregado com grampo de titânio, carga verde. Utilizado em tecidos espessos. Altura do grampo fechado 2,0mm.</p>

Fonte: Adaptado do EES Guia de Produtos (2012) e *Ethicon Product Catalog* (2014)

Com base na Figura 56, os grampeadores e grampos que se encaixam nessa categoria são (a)NTLC55, (b)TLC55 e (c)CS40G, todos também considerados descartáveis. As embalagens das cargas dos grampos apresentam formas e cores diferentes, sendo específica para cada tipo de grampeador. As cores também identificam o tamanho dos grampos (pequeno, médio e grande), sendo utilizados em diferentes espessuras de tecidos. Os grampos são de material titânio e com formato retangular, no qual quando fechados adquirem um formato 3-D, são aplicados na pele continuamente através de instrumentos específicos já mencionados. É importante salientar que esses grampeadores são considerados multifuncionais, tanto suturam como cortam a pele, podendo ser linear cortante (a) e (b) ou curvo cortante (c).

Com a sistematização da análise da tarefa de suturar através da mandíbula da formiga *Atta laevigata* (Figura 30) foi possível compreender as funções principais

para se definir a árvore funcional da técnica, ou seja, compreender a importância do produto grampo, delimitando os requisitos e parâmetros para o seu desenvolvimento projetual. Na árvore funcional do sistema de sutura, a função principal, em nível primário, é a prática de suturar a pele com grampo a partir da formiga *Atta laevigata*, sendo determinadas as funções secundárias, terciárias e subsequentes, existindo um encadeamento de funções (Figura 57).

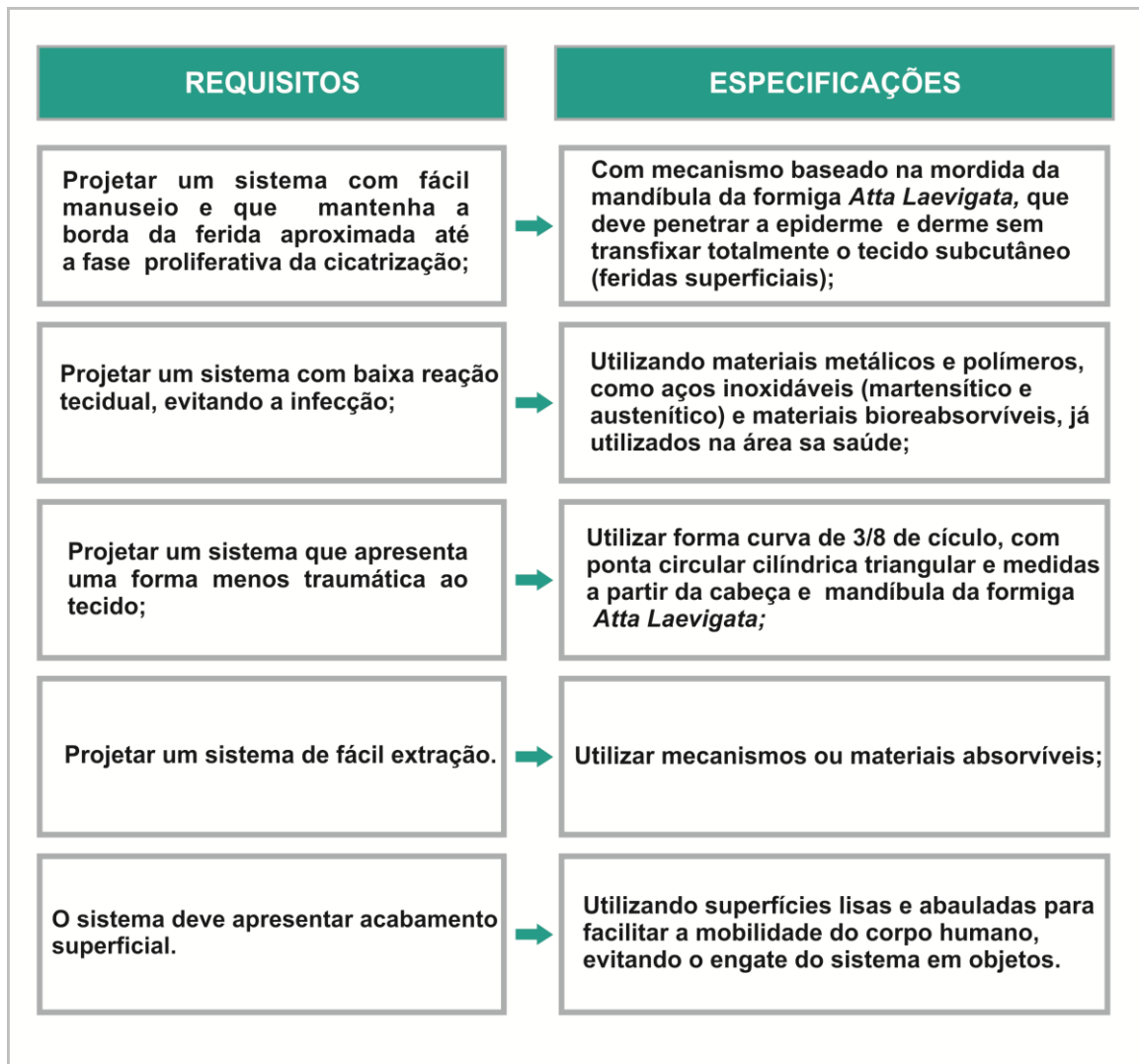
Figura 57 - Árvore funcional do sistema de sutura através da mandíbula formiga *Atta laevigata*



Fonte: Adaptado de BAXTER (2000, p.202)

A análise funcional do produto (sistema de sutura através da mandíbula da formiga) confirma suas funções e como elas são percebidas pelos usuários, permitindo a elaboração dos requisitos e parâmetros básicos para o desenvolvimento do grampo de sutura, em acordo com os objetivos estabelecidos. Assim, os requisitos e parâmetros limitam o conceito a ser desenvolvido, indicando o que o sistema deve ter para contemplar as necessidades estabelecidas através da árvore funcional. A Figura 58 demonstra a ordem paralela de tais requisitos e parâmetros.

Figura 58 - Requisitos e parâmetros para a proposta do grampo de sutura a partir da *Atta laevigata*.



Fonte: Registro do autor

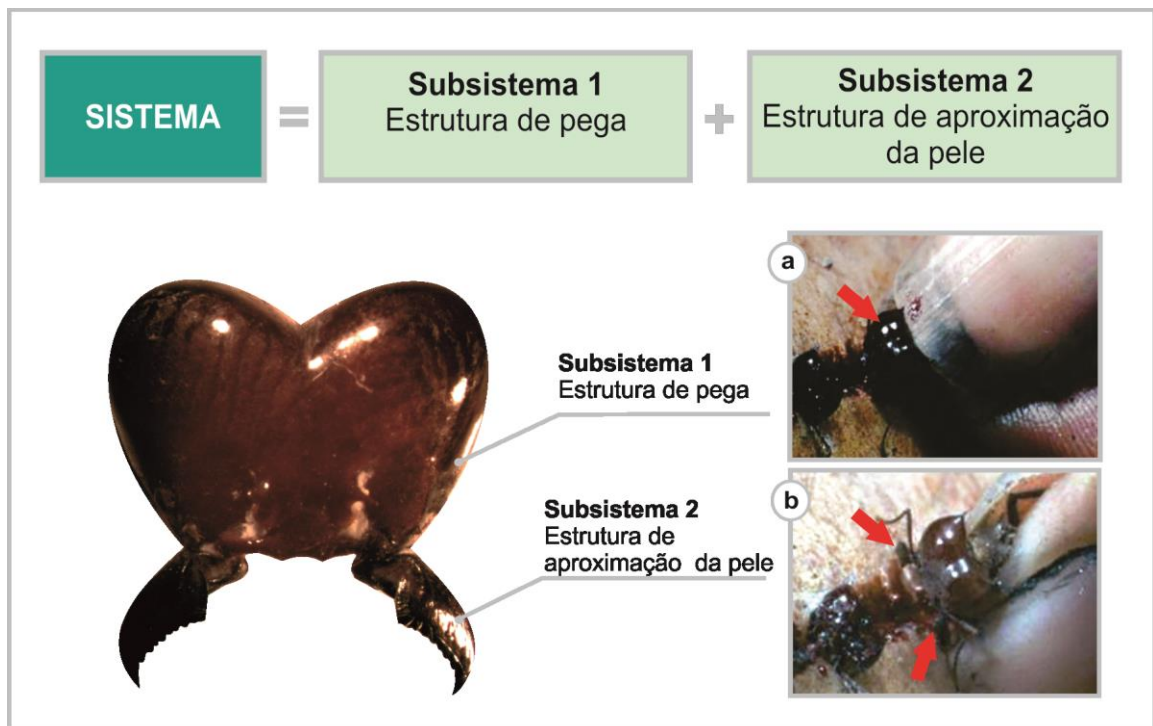
Os requisitos e especificações, conforme Figura 58, delimitam o conceito a ser desenvolvido, indicando o que o grampo deve conter para ser análogo ao sistema natural utilizado na sutura. Assim, para projetar um sistema de fácil manuseio e que mantenha a borda da ferida aproximada, é preciso desenvolver um sistema de sutura com mecanismo baseado na mordida da mandíbula da formiga *Atta laevigata*. Para projetar um sistema que apresente baixa reação tecidual, é importante empregar materiais adequados já utilizados na área de saúde como aços inoxidáveis. A fim de projetar um sistema com forma menos traumática ao tecido, é recomendável se basear na forma curva 3/8 com ponta cilíndrica triangular e medidas a partir da cabeça e da mandíbula da formiga *Atta laevigata*. Para projetar um sistema de fácil manuseio é necessário utilizar mecanismo análogo ao da

formiga *Atta laevigata* ou materiais absorvíveis. Para o sistema apresentar acabamento superficial deve-se utilizar superfície lisa e abaulada para facilitar a mobilidade do corpo humano, evitando o engate do sistema em objetos.

4.3.2 Projeto conceitual

Essa fase destina-se ao desenvolvimento da concepção do produto (BACK et al., 2008), a partir das definições dos requisitos e parâmetros que o sistema de sutura deve contemplar, sendo estabelecido as configurações conceituais. Dessa forma, foram determinados subsistemas com funções chaves que contribuíram para gerar o grampo de sutura com base na formiga *Atta laevigata*, Figura 59.

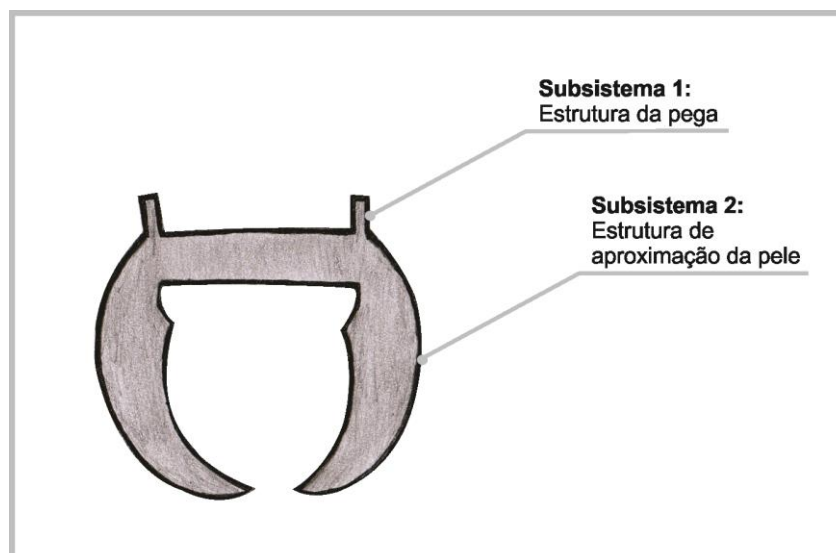
Figura 59 - Configurações conceituais que resultaram em subsistemas para o desenvolvimento do grampo de sutura.



Fonte: Registro do autor

O sistema da Figura 59 deve apresentar uma estrutura de pega para manipulação (subsistemas 1), além de estrutura de aproximação da pele (subsistema 2) para aproximar as bordas do ferimento e iniciar o processo cicatrização. Foi possível identificar tais subsistemas por meio da técnica de sutura com formiga ilustrada no esquema da Figura 59 (a) e (b). Após primeira identificação do que o sistema necessitará para ser análogo a formiga *Atta laevigata*, levando em consideração a parametrização do sistema natural que gerou um protótipo de acrílico (Figura 53), foi desenvolvido o conceito inicial do grampo de sutura, conforme demonstrado na Figura 60.

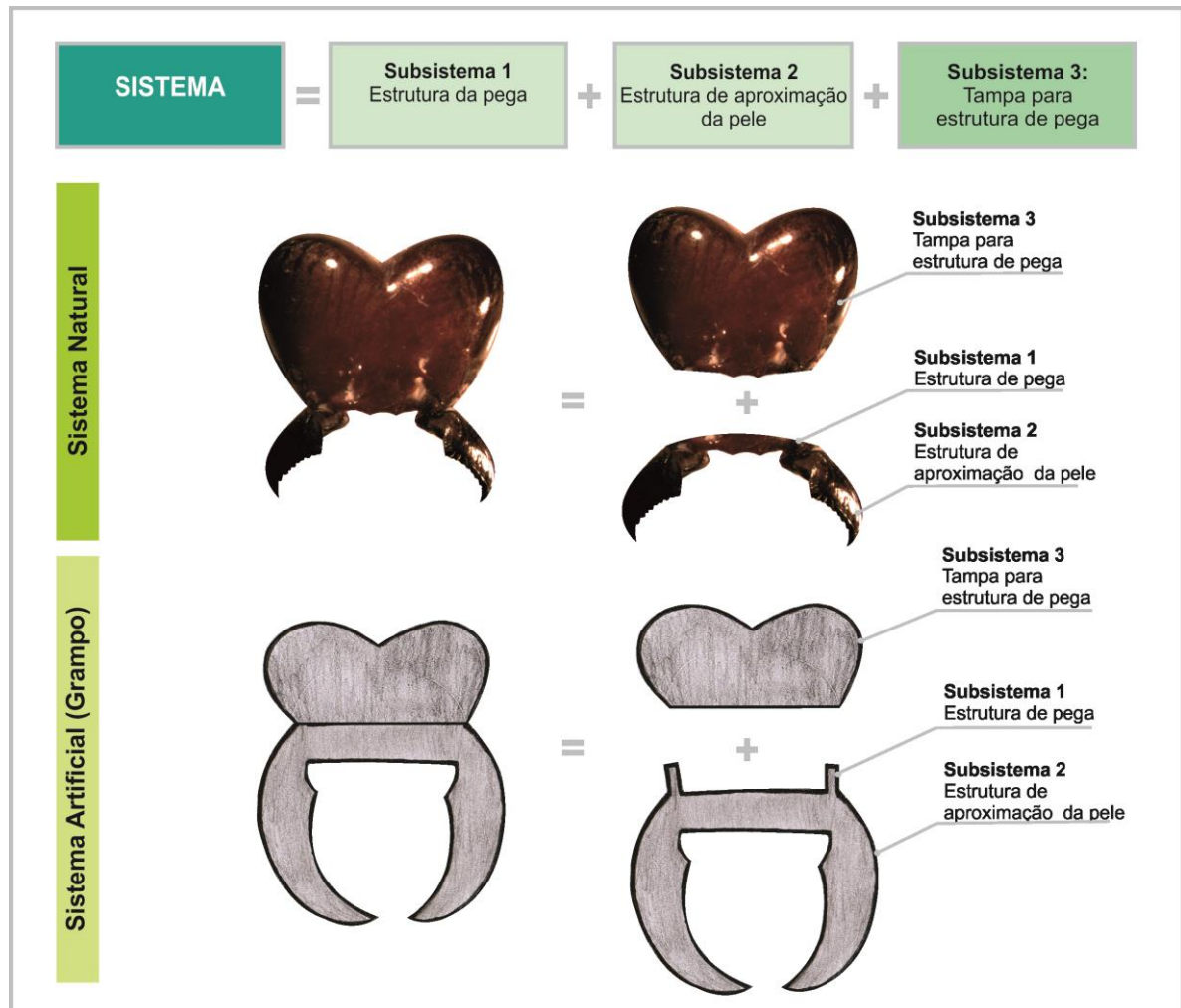
Figura 60 - Conceito inicial do grampo com base no sistema natural



Fonte: Registro do autor

Além da identificação dos subsistemas 1 e 2 (Figura 60), também foi verificado a necessidade de proteção do subsistema de pega, haja visto que esse pode evitar o engate durante a mobilidade do usuário, principalmente quando se trata da utilização em crianças. O resultado do conceito seguiu o processo conforme esquematizado na Figura 61.

Figura 61 - Conceito detalhado a partir da analogia com a *Atta laevigata*



Fonte: Registro do autor

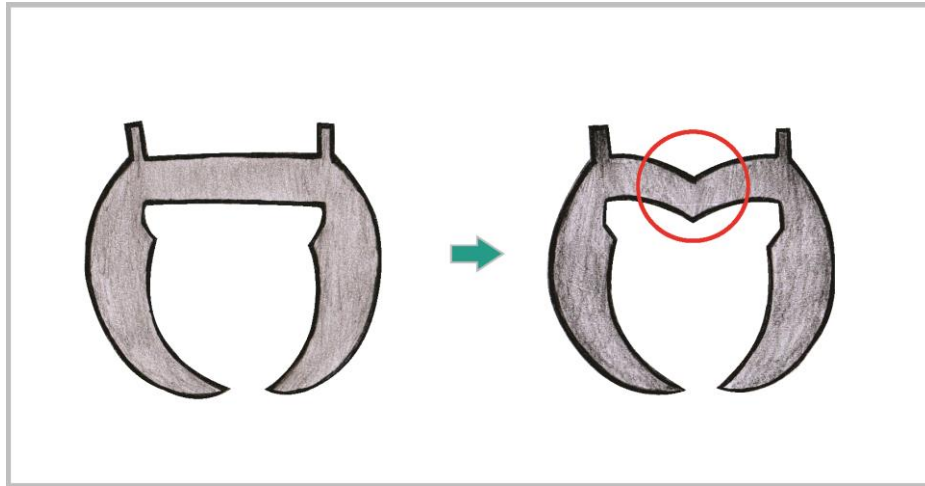
Mediante as análises, o acabamento superficial (subsistema 3) foi adicionado para maior segurança e comodidade do usuário. Contudo, essas configurações serão as características principais para o aprimoramento do conceito análogo ao sistema natural, tanto quanto na forma como no comportamento mecânico, utilizado na sutura.

4.3.3 Desenvolvimento e detalhamento

Nessa etapa foram aperfeiçoados os subsistemas pertencentes ao sistema inicial, como acréscimo de uma angulação entre 80° e 130° na estrutura de aproximação, de modo a facilitar a abertura do grampo para penetrar na pele. Tais características também dependerão do material utilizado. Todavia, a angulação

estabelecida foi baseada na medida do ângulo da cabeça da formiga obtida a partir da digitalização (Figura 43). A Figura 62 mostra a adição do ângulo no sistema.

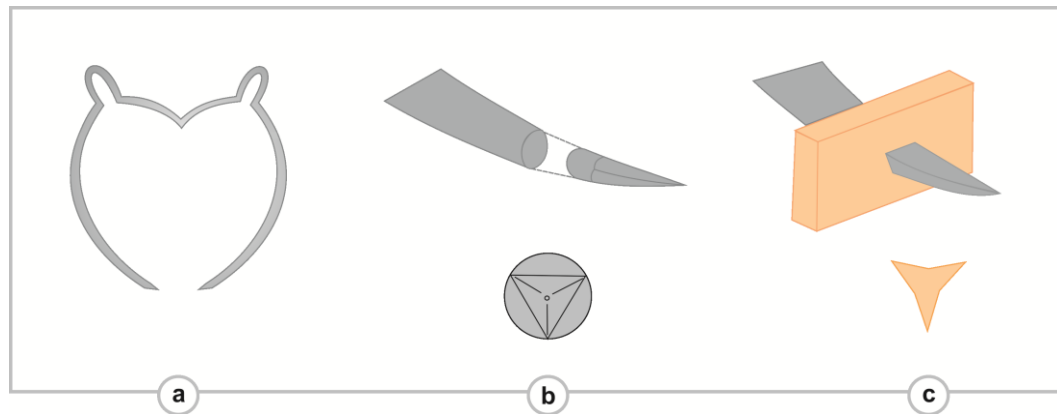
Figura 62 – Detalha na alteração da angulação entre as estruturas de pega no sistema de sutura.



Fonte: Registro do autor

Após adição da angulação entre a estrutura de pega, foi desenvolvida a forma da estrutura de aproximação. Inicialmente foi detectado, através do levantamento sobre o processo de cicatrização, que se inicia de dentro para fora do tecido (esquemático na Figura 02), que o grampo precisa penetrar nas camadas da pele para aproximar as bordas e cicatrizar. Portanto, o subsistema deve apresentar um diâmetro fino, tornando-se atraumático. Assim, a partir dessa concepção foi proposto como alternativa utilizar arames para o projeto do grampo, na qual o processo de fabricação seria conformação de arame ou dobramento à frio (abordado no item 2.6.1.2). Quanto à geometria da estrutura de fixação, foi realizado um levantamento sobre as formas das agulhas já em uso no mercado (Figura 12). Identifica-se que a melhor geometria para essa estrutura é a cilíndrica triangular, pois como a proposta do grampo não é fixá-lo na pele por meio do grampeador, ferramenta que força o grampo transfixar e aproximar as bordas do ferimento, então é importante utilizar geometrias que facilitem essa entrada nos tecidos sem requerer grande esforço, conforme esquematizado na Figura 63.

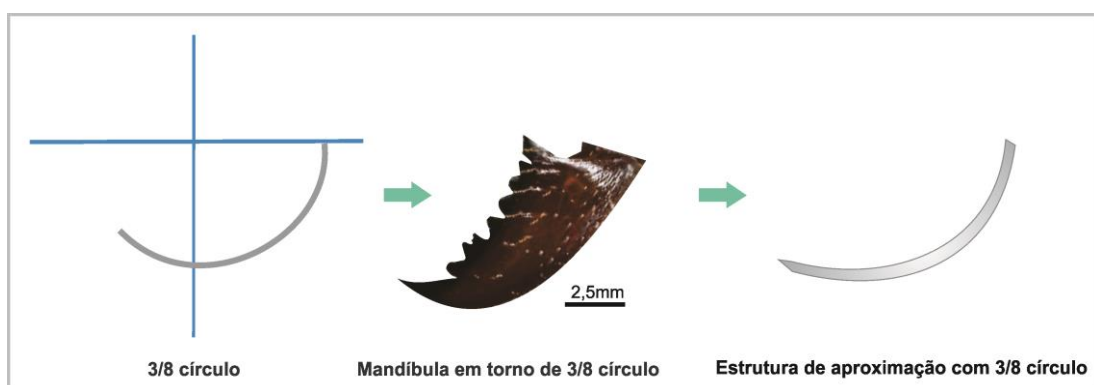
Figura 63 - Grampo dobrado a partir de arame (a), geometria da estrutura de penetração cilíndrica triangular cortante nas pontas do grampo (b), tipo de corte e lesão no tecido.



Fonte: Registro do autor

Observa-se, ainda, que o grampo apresenta estrutura de pega para sua manipulação, bem como uma angulação entre esse subsistema que juntamente com as propriedades do material selecionado tendem a abri-lo quando aplicado uma determinada força. Além disso, a estrutura de aproximação do grampo deve apresentar $3/8$ do círculo (conforme Figura 10). Esse tipo de angulação visa facilitar a abertura do sistema, sua transfixação e aproximação dos tecidos, além de ser análogo a mandíbula da formiga, identificada na Figura 64.

Figura 64 - Mandíbula com $3/8$ do círculo.

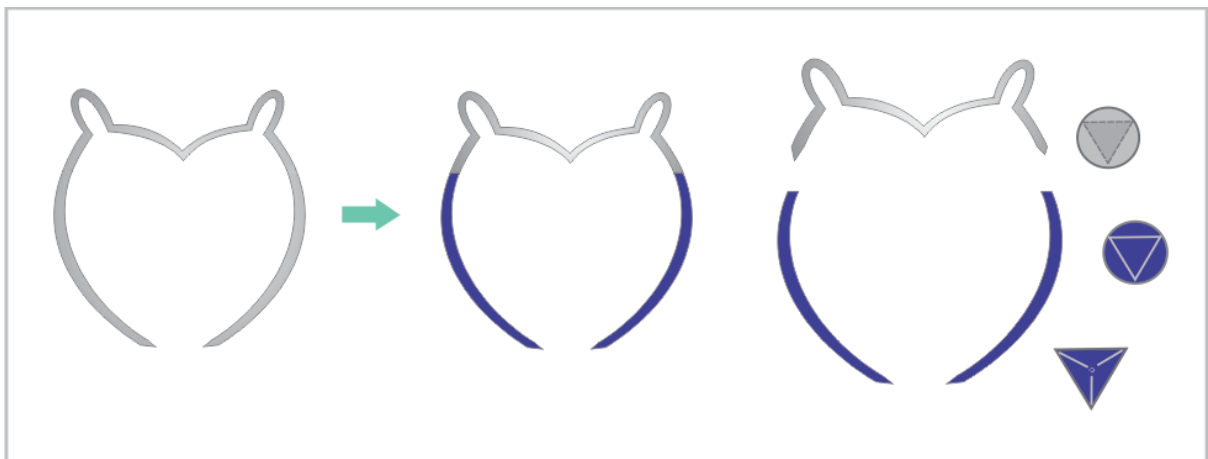


Fonte: Registro do autor

Para o grampo ser similar ao sistema natural, esse necessita cair por conta própria, daí a importância de acrescentar material bioabsorvível na estrutura de aproximação da pele. Além do mais, materiais absorvíveis como Maxon, Vicryl entre outros (Figura 04) são comumente utilizados na sutura por fios. No encaixe do

material absorvível foi proposto uma característica semelhante a agulha com olho do tipo benjamim (Figura 09), não havendo grande diferença no diâmetro entre os subsistemas do grampo de aço inoxidável e do material absorvível, tornando-se atraumático e apropriado para aplicações em tecidos mais delicados. A Figura 65 demonstra o desenvolvimento do grampo com o acréscimo de material bioabsorvível na estrutura de aproximação através de união por encaixe.

Figura 65 - Grampo acrescido do material bioabsorvível no subsistema 2.

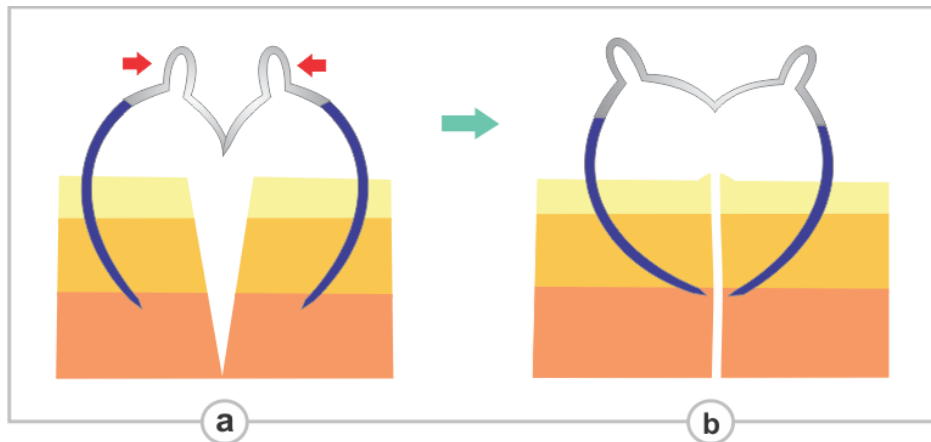


Fonte: Registro do autor

As pesquisas de Sakata et al. (2004), Zavaglia et al. ,(2005) e Santos Júnior (2007) comprovam a potencialidade da adição de materiais absorvíveis para aplicação na área médica, bem como suas vantagens em comparação com outros materiais. Assim, a possível adição de materiais bioabsorvíveis no grampo de sutura a partir da formiga *Atta laevigata*, foi uma alternativa que permitirá que a parte superior metálico do grampo caia por conta própria, análogo ao processo de sutura com formiga, além de facilitar o trabalho dos profissionais de saúde.

Após definição da forma do grampo, foi feita uma ilustração do movimento do sistema ao ser pressionado a sua estrutura de pega para abri-la, a fim de prever o movimento do sistema quanto à abertura e seu retorno à forma inicial. Depois se fechando e mantendo unidas as bordas da ferida até a fase proliferativa de cicatrização da pele, conforme exemplificado na Figura 66.

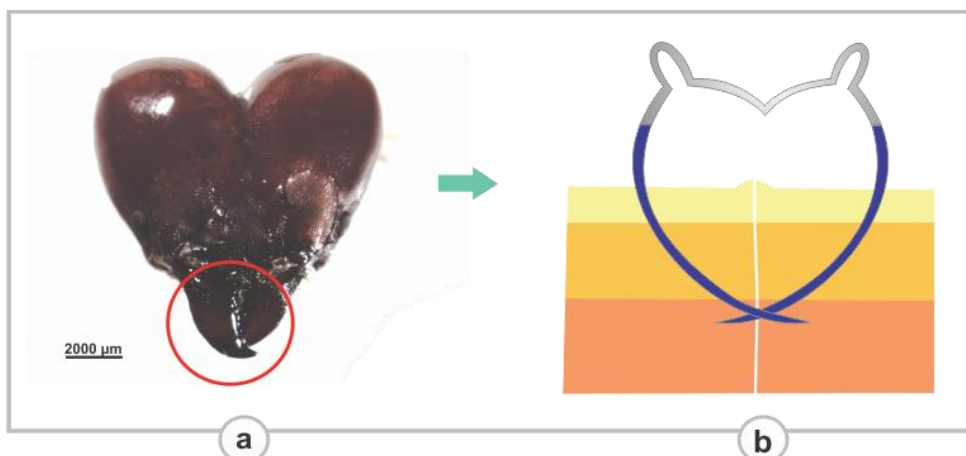
Figura 66 - Ilustração do grampo aberto colocado na pele (a) e depois fechado, unindo as bordas do ferimento (b). Observa-se que as extremidades do grampo não se cruzam no interior da pele.



Fonte: Registro do autor

Com o detalhamento do projeto, foi identificada a necessidade do cruzamento das estruturas de aproximação, similar ao sistema natural. O detalhe do cruzamento entre os subsistemas permitirá melhor desempenho do grampo no que diz respeito ao processo de cicatrização dos tecidos, pois induzirá a aceleração da aproximação das bordas do ferimento que acontece da camada da pele mais interna para externa. É importante enfatizar que a proposta do grampo de sutura foi desenvolvido para utilizá-lo em feridas abertas e limpas, consideradas de primeira intenção, cuja profundidade atinja apenas as camadas epiderme e derme. A Figura 67 ilustra a analogia com a formiga quanto ao cruzamento das estruturas e a simulação na pele, unindo as bordas da incisão e acelerando a cicatrização.

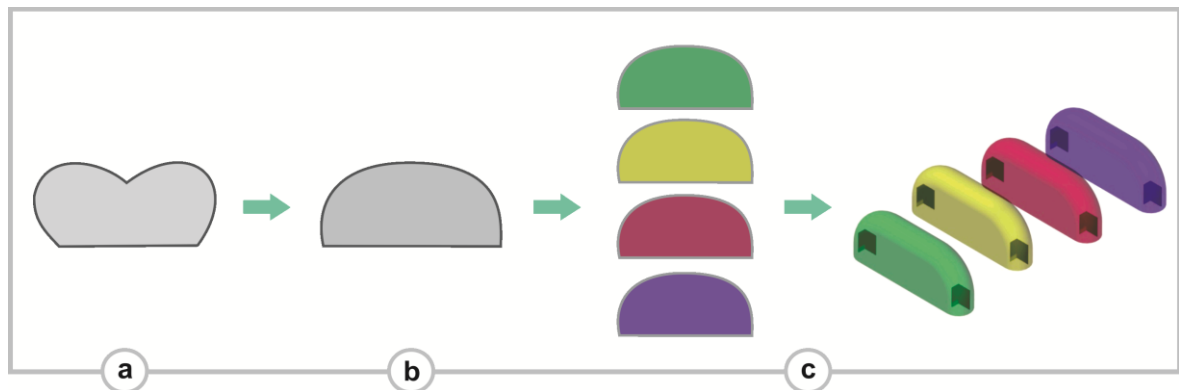
Figura 67 - Grampo com estrutura de aproximação cruzada similar ao sistema natural (a) e grampo fechado e cruzado na pele (b).



Fonte: Registro do autor

Por questões de segurança foi adicionada uma tampa (subsistema 3) para proteger o subsistema de pega. Entretanto, essa passou por modificações conforme esquematizado na Figura 68.

Figura 68 - Tampa com formato de coração (a), tampa arredondada (b) e tampa com suposta aplicação de cores (c).

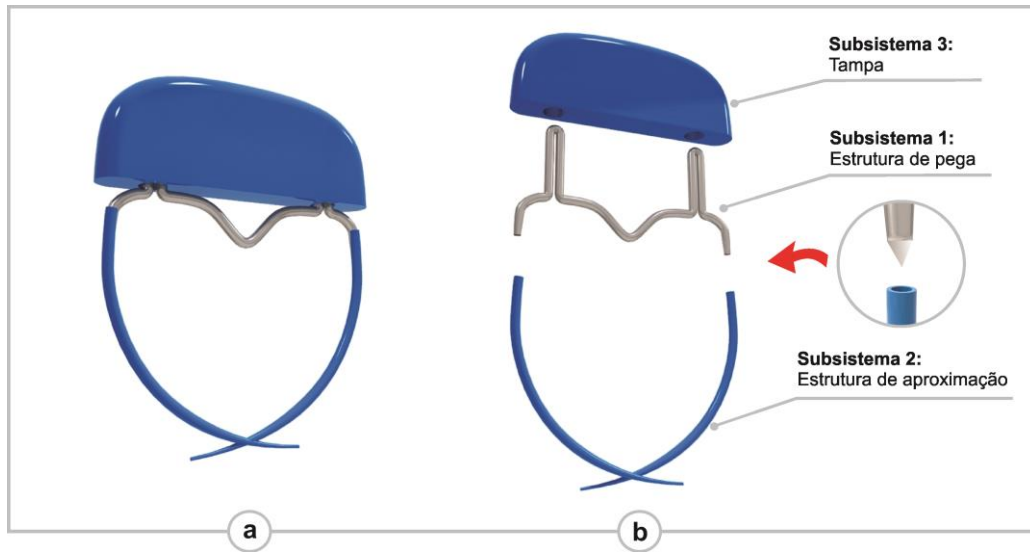


Fonte: Registro do autor

Conforme se observa na Figura 68, a princípio, a forma da tampa foi similar à cabeça da formiga, apresentando formato semelhante ao símbolo de coração, Figura 68 (a). Entretanto, para facilitar o processo de fabricação, moldagem por injeção, optou-se por simplificar tal forma, excluindo a angulação e resultando em uma tampa arredondada, conforme Figura 68 (b). O objetivo desse subsistema 3 é apenas proteger a estrutura de pega (subsistema 1), permitindo que o usuário se movimente sem correr o risco de engatar em objetos. A proposta de material para tampa seria o silicone, na qual aplicação de cores seria através de pigmentos apropriados. Assim, a Figura 68 (c) simula possíveis aplicações de cores na tampa.

Mediante todas as modificações ou aperfeiçoamentos chegou-se ao conceito final do grampo de sutura com base na formiga *Atta laevigata*. Enfatiza-se que a similaridade foi investigada na forma e no mecanismo de mordida do sistema natural, mas também levou-se em consideração características das técnicas de sutura já existentes, principalmente por fio e grampo. A Figura 69 ilustra o sistema de sutura final (a), com seus respectivos subsistemas e encaixe (b).

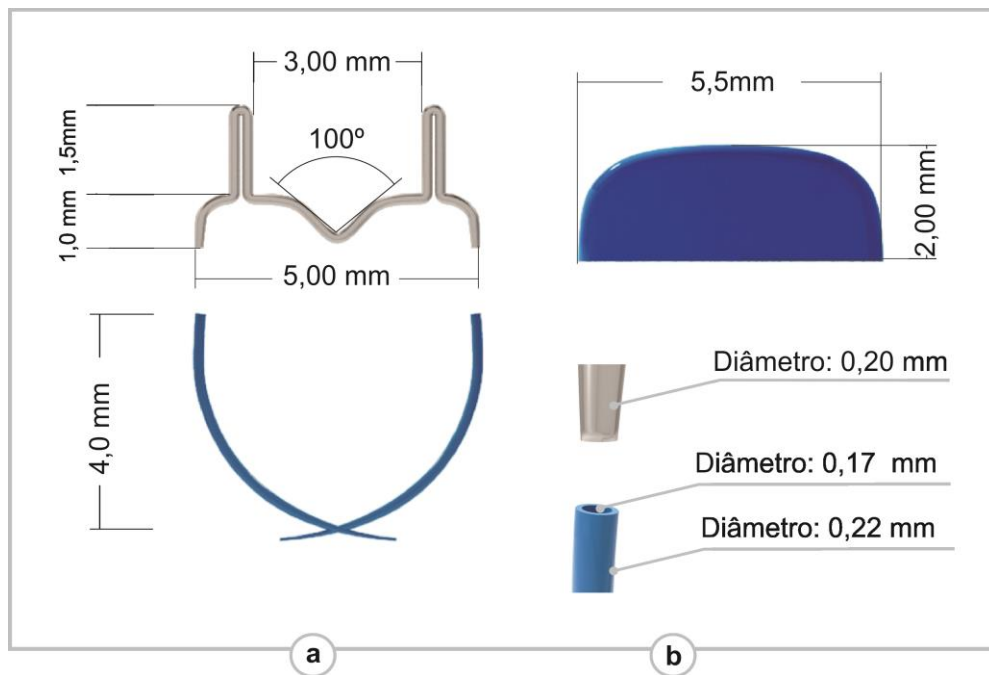
Figura 69 - Sistema de sutura final (a) e seus respectivos subsistemas e encaixe (b) em perspectiva.



Fonte: Registro do autor

A Figura 70 detalha as cotas do grampo, a partir da média entre as medidas verificadas dentre as 30 amostras de formigas (Tabela 02) obtidas via digitalização 3D. O desenho técnico do grampo (subsistema 1) pode ser visualizado em detalhes no apêndice A.

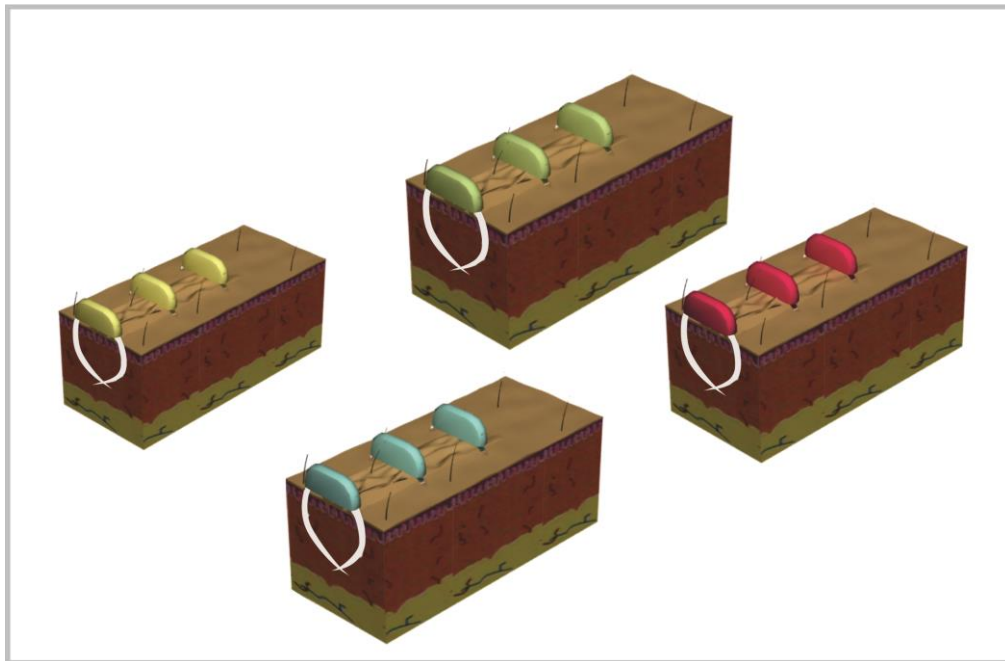
Figura 70 - Sistema de sutura final com suas respectivas medidas: subsistema 1 e 2 (a) e subsistema 3 (b).



Fonte: Registro do autor

Conforme a Figura 70 (a), as principais medidas são a largura total do grampo igual a 5,0 mm, comprimento total do grampo de 6,5 mm, conforme a Figura 11, o grampo com tais medidas é ideal para ser utilizado em microcirurgias. É importante salientar que o diâmetro do arame em aço inoxidável é equivalente a 0,20 mm e do material absorvível é igual a 0,22 mm, conforme a Figura 70 (b). Quanto ao posicionamento do grampo na pele pode ser observado através da Figura 71.

Figura 71 - Grampo de sutura com base na formiga *Atta laevigata* posicionado na pele.



Fonte: Registro do autor

Assim, conforme a Figura 71, o subsistema de aproximação da pele atinge as camadas da epiderme e da derme sem transfixar totalmente o tecido subcutâneo. Já a tampa e o subsistema de pega ficam expostos na pele, similar a cabeça da formiga *Atta laevigata* na sutura.

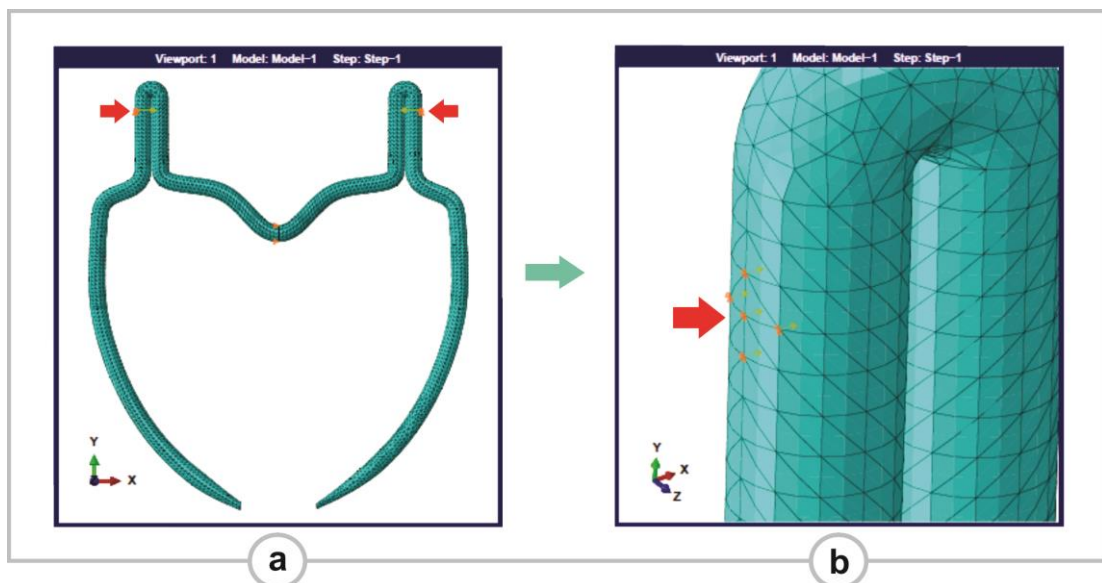
4.3.3.1 Simulação numérica do grampo

O mecanismo de abertura do grampo foi simulado utilizando o método dos Elementos Finitos através do programa Abaqus. A análise preliminar realizada foi do tipo não-linear estática. O principal objetivo nessa primeira análise através do Abaqus, no grampo de sutura em escala 1:1, foi verificar a possível simulação da

capacidade de abertura do sistema com aplicação de uma força adequada. Assim, o desenho em 3D do grampo de sutura (desenvolvido no programa *Rhinoceros 4.0*) foi importado em formato stl para o programa Abaqus.

Dessa forma, para a análise inicial, foi estabelecida, de forma arbitrária, dentre a região da estrutura de pega do grampo, a aplicação de uma força em cada lado do grampo, conforme pode ser visualizada na Figura 72 (a). Essa força foi aplicada na região superior das estruturas de pega, ampliada para melhor identificação da região, Figura 72 (b).

Figura 72 - Identificação da aplicação de força na região da estrutura de pega do grampo de sutura (a) e ampliação da região da aplicação da força (b).



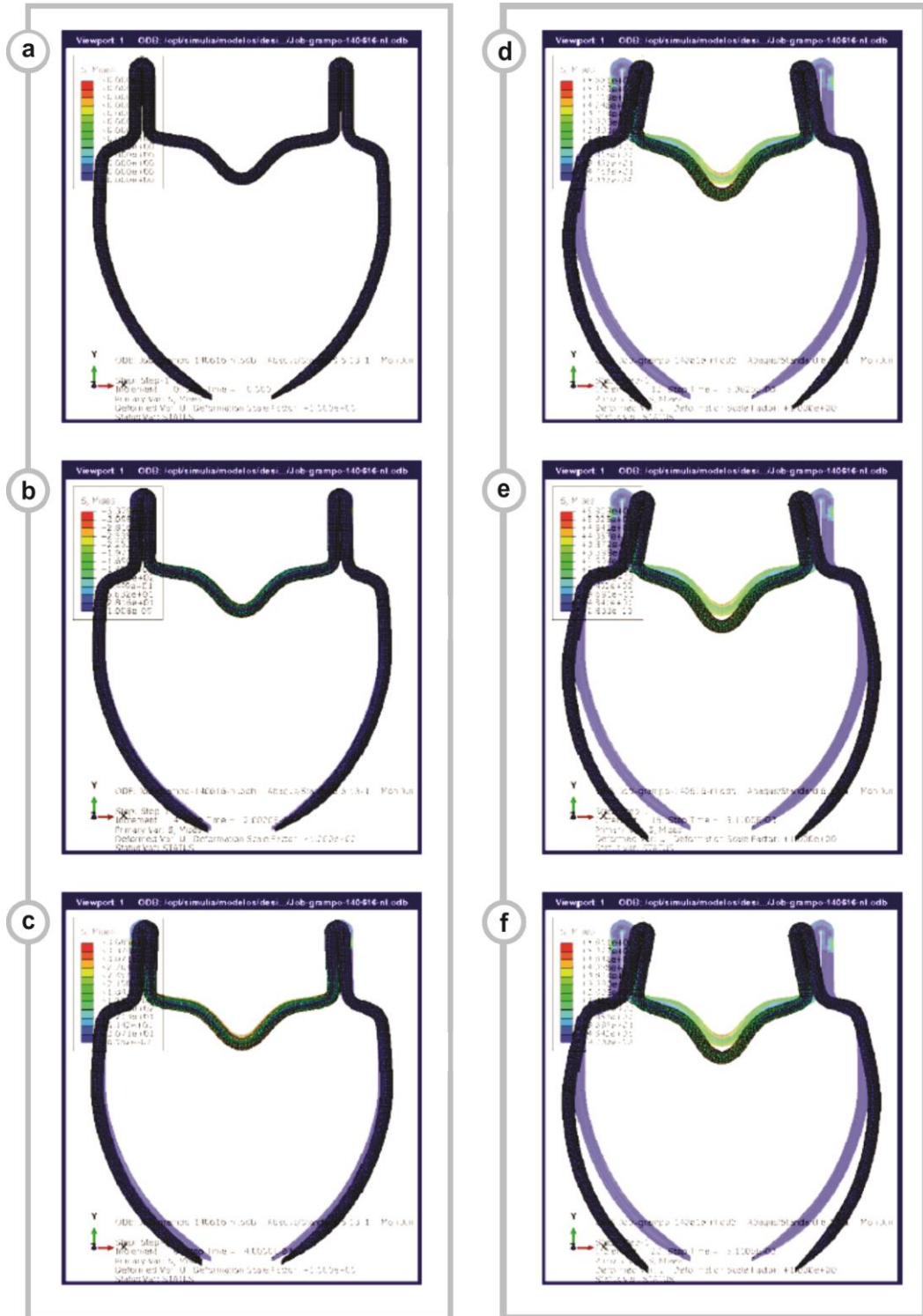
Fonte: Registro do autor

A seguir são mostrados seis passos de análise, com os deslocamentos em escala igual 1.0 e plotagem do campo de tensões de von Mises³³. Observa-se com base na análise demonstrada na Figura 73 (a), (b), (c), (d), (e) e (f) que para a geometria, condições de contorno e propriedades de material simuladas, a tensão máxima será atingida antes da abertura completa do grampo. Tal previsão não levou em conta a definição completa do comportamento das propriedades mecânicas do material utilizado e o valor exato da força aplicada, entretanto, pela primeira análise já é possível prever a necessidade de ajuste na geometria do grampo, podendo ser

³³ A teoria diz que um material maleável começa a ceder em um local onde a tensão de von Mises se torna igual ao limite de tensão. Na maioria dos casos, o limite de escoamento é usado como limite de tensão.

ajustados o ângulo estabelecido entre a estrutura de pega ou a forma da estrutura de aproximação dos tecidos.

Figura 73 - Seis passos de análise, com os deslocamentos em escala igual 1.0 e plotagem do campo de tensões de von Mises.



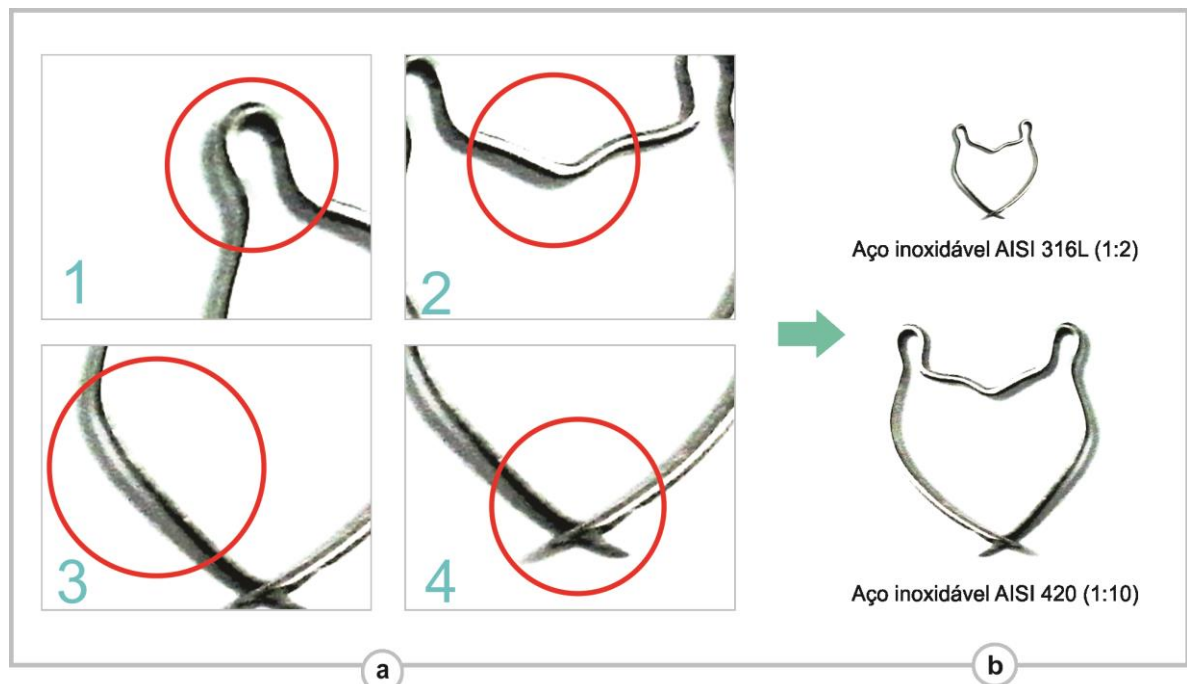
Fonte: Registro do autor

É importante salientar que essa primeira análise, foi realizada com intuito demonstrar e confirmar que a simulação do grampo pode ser realizada pelo *software* Abaqus, que a ferramenta atende as condições de projeto auxiliando para o aperfeiçoamento do grampo em etapas subsequentes.

4.3.4 Fabricação do modelo físico

A fabricação do modelo físico do grampo de sutura foi realizada em aço inoxidável austenítico e martensítico. Um dos objetivos específicos da pesquisa consiste em testar a forma e comportamento mecânico (desempenho dos aços inoxidáveis através do tratamento térmico) do produto. Dessa forma, para fabricação do modelo físico foi selecionado um arame de aço inoxidável AISI 316L com diâmetro de 0,4 mm, e um arame de aço inoxidável AISI 420 com diâmetro de 1,5 mm. A Figura 74 resume o processo de fabricação do grampo de aço inoxidável AISI 316L e AISI 420, ilustrando a ordem dos dobramentos de suas partes até resultar na sua forma final com as pontas afiadas.

Figura 74 - Dobramento das partes do grampo (a) e resultado do protótipo grampo com material aço inoxidável AISI 316L (1:2) e com material aço inoxidável AISI 420 (1:10) (b).

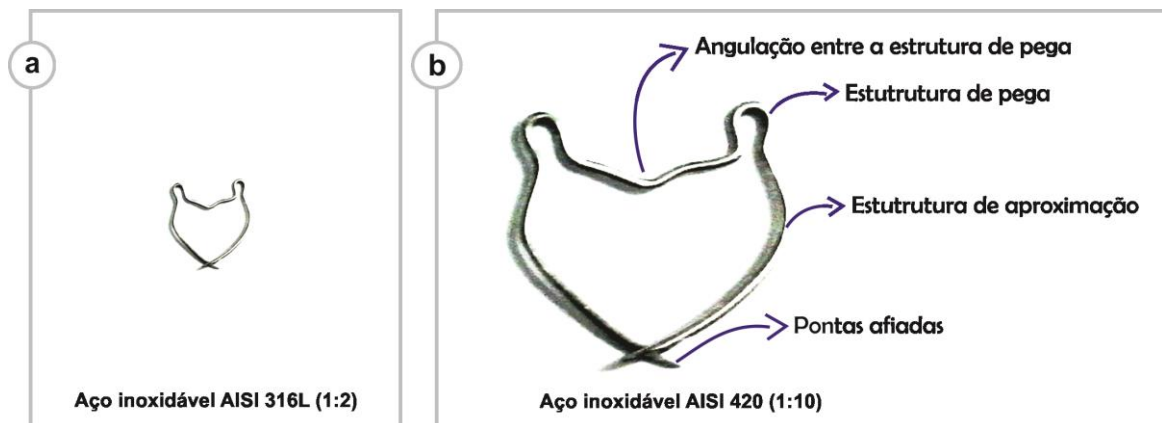


Fonte: Registro do autor

Conforme esquematizado na Figura 74 (a), o processo de fabricação do grampo tanto de aço inoxidável AISI 316 como AISI 420 foram semelhantes. Na sequência, foi primeiro dobrado a estrutura de pega (1) de cada grampo, em seguida a angulação (2) entre as estruturas de pega, depois ocorreu a dobra da estrutura de aproximação da pele (3) e por último foi realizada a afiação das pontas (4). Já Figura 74 (b) ilustra os grampos, resultado das dobras do arame com as pontas já afiadas em formato triangular cortante.

A Figura 75 demonstra o modelo final dos grampos de aço inoxidável AISI 316L em escala de 1:2 e aço inoxidável AISI 420 em escala de 1:10, além da identificação dos subsistemas.

Figura 75 - Modelo do grampo de aço inoxidável AISI 316L em escala 1:2 (a) e aço inoxidável AISI 420 em escala 1:10 (b), bem como a identificação dos seus subsistemas.

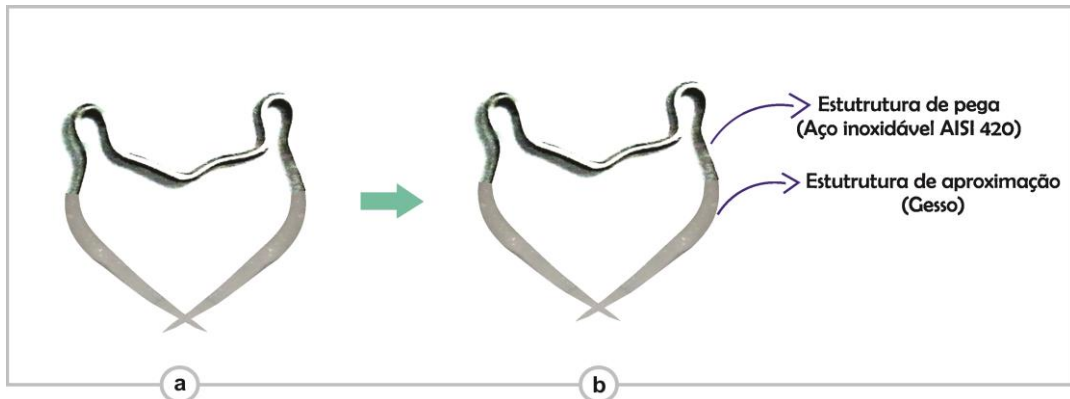


Fonte: Registro do autor

Na Figura 75 (a), é demonstrado o resultado final do grampo em escala 1:2 após dobramentos e afiação das pontas para melhor penetração na pele. Já na Figura 75 (b) pode-se observar o resultado final do grampo em escala 1:10 com a identificação de suas partes.

Além disso, também foi fabricado um modelo físico em escala de 1:10 com arame de aço inoxidável AISI 420 e diâmetro 1,5 mm e gesso, simulando o projeto do grampo com material bioabsorvível, conforme demonstrado na Figura 69. A Figura 76 demonstra o grampo (sistema) com seus respectivos subsistemas.

Figura 76 - Modelo final em escala 1:10 do tamanho real (a) e detalhamento dos subsistemas e materiais utilizados (b)



Fonte: Registro do autor

Na Figura 76 (a) é possível visualizar o modelo físico do grampo de aço inoxidável AISI 420 e gesso (simulando o material bioabsorvível), em escala 1:10. Já a Figura 76 (b) identifica os subsistemas do produto e o material utilizado. Enquanto projeto conceitual os materiais bioabsorvíveis que podem ser utilizados para a estrutura de aproximação são poli (ácido lático) e policaprolactona. Ressalta-se que esse modelo foi feito para demonstração

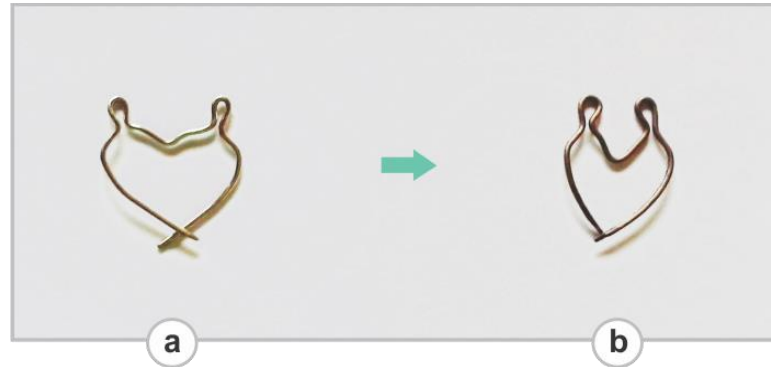
4.3.5 Métodos de caracterização e tratamentos térmicos

Muitas vezes as propriedades físicas e, em particular, o comportamento mecânico de um material, dependem da microestrutura (CALLISTER e RETHWISCH, 2012). Com intuito de identificar possíveis mudanças de propriedades mecânicas no modelo físico do material aço inoxidável AISI 316L e aço inoxidável AISI 420, após os dobramentos, foram analisados e comparados as microestruturas desses aços com e sem tratamento térmico. Além da identificação da macroestrutura no grampo de material aço inoxidável AISI 420.

4.3.5.1 Aço inoxidável AISI 316L

De acordo com Heat Treater's Guide (1995), foi estabelecido o tratamento térmico para protótipo de aço inoxidável AISI 316L para o alívio de tensões do material ocasionadas pelo dobramento do arame. A Figura 77 esquematiza o grampo antes e depois do tratamento térmico.

Figura 77 - Grampo sem tratamento térmico (a) e protótipo após tratamento térmico (b). O grampo foi deformado por simples pressão dos dedos.

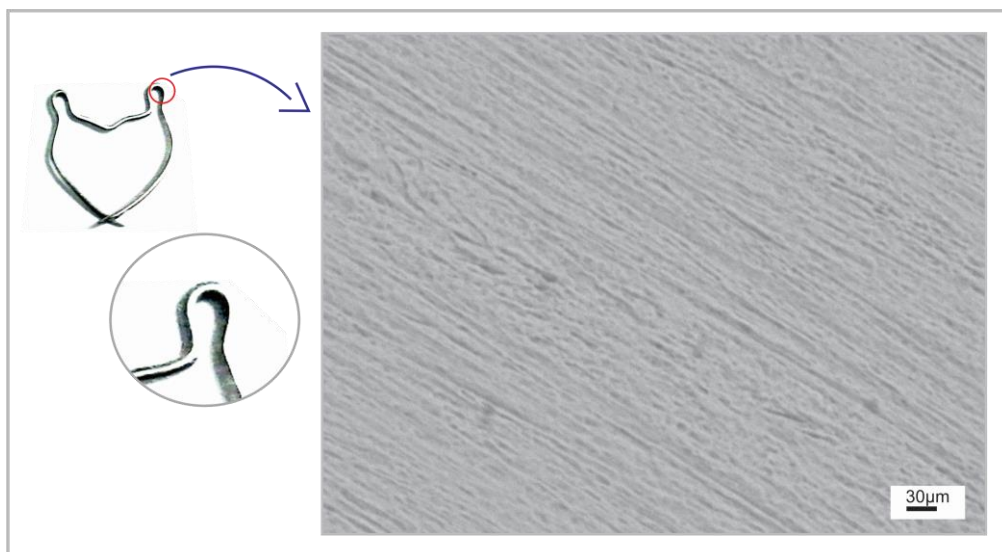


Fonte: Registro do autor

É importante salientar que após o grampo passar por tratamento de alívio de tensões, tornou-se mais macio e fácil de abri-lo. Porém, ocorreu a deformação da sua forma original ao manipulá-lo, conforme demonstrado na Figura 77 (b).

Chiaverini (2005) e Krauss (2005) confirmam que os grãos inoxidáveis austeníticos são endurecíveis por deformação e não por tratamento térmico. Análises micrográficas foram realizadas nos grampos de aço inoxidável AISI 316L sem e com tratamento térmico para verificação das possíveis mudanças na microestrutura do aço. A Figura 78 demonstra a microestrutura por MEV do grampo de aço inoxidável AISI 316L sem tratamento térmico.

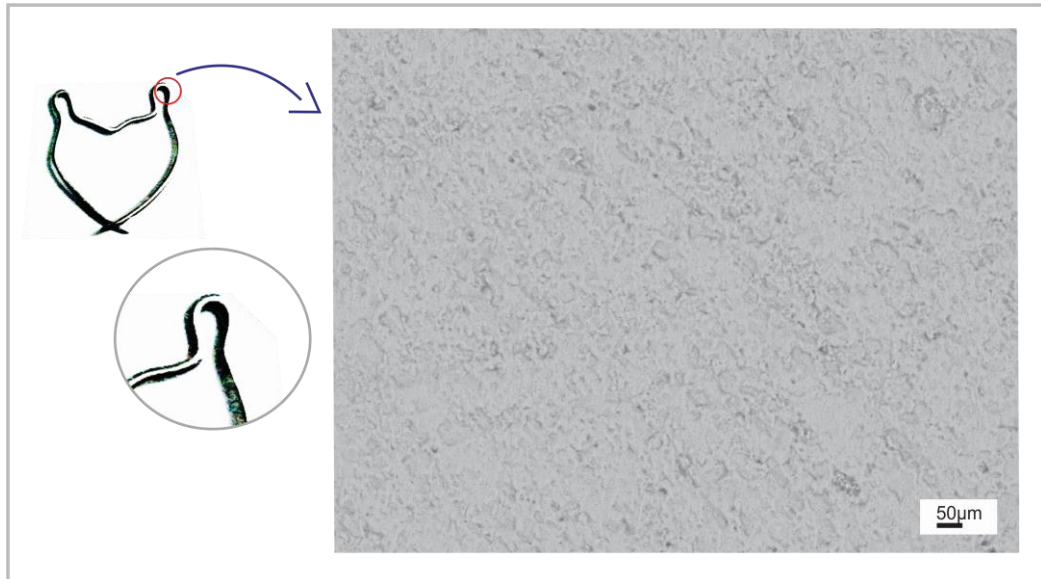
Figura 78 - Microestrutura em uma região do grampo de aço inoxidável AISI 316L sem tratamento térmico via MEV. Aumento de 2000x.



Fonte: Registro do autor

Conforme identificado na Figura 78, a textura orientada do aço inoxidável AISI 316L é devido a deformação a frio ocorrida no dobramento do grampo. A Figura 79 ilustra a microestrutura via MEV do grampo de aço inoxidável AISI 316L após tratamento térmico (alívio de tensões).

Figura 79 - Microestrutura de uma região do grampo de aço inoxidável AISI 316L com tratamento térmico via MEV. Aumento de 1200x

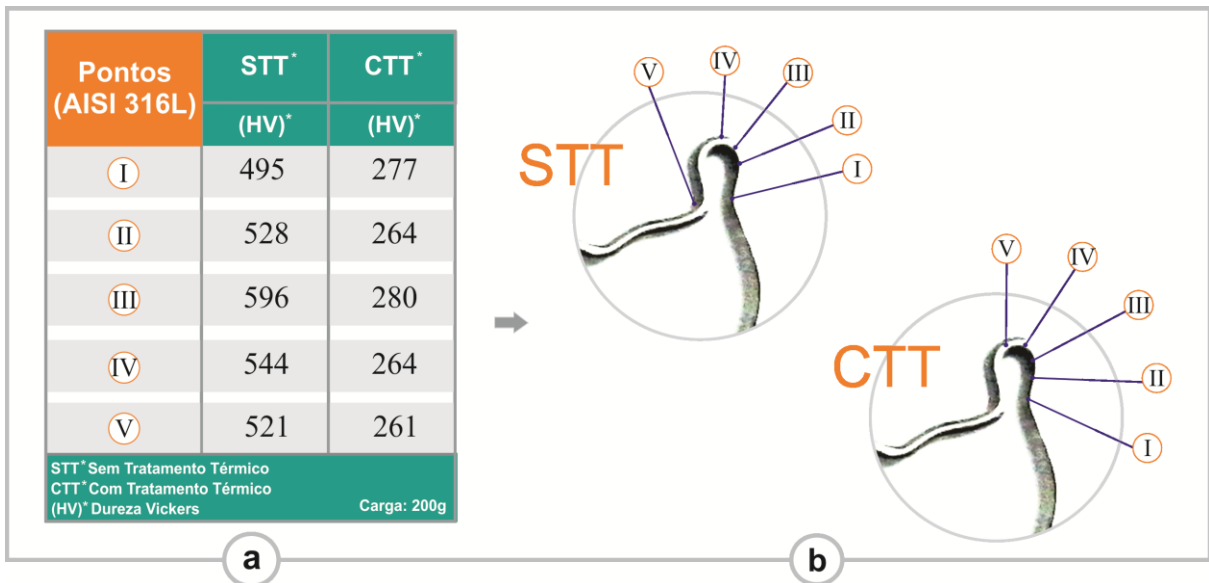


Fonte: Registro do autor

Observa-se na Figura 79 que a microestrutura do aço inoxidável AISI 316L após tratamento térmico apresenta uma estrutura levemente texturizada, porém sem direção preferencial, indicando que o tratamento térmico foi efetivo.

Além do tratamento térmico, também foi verificado a microdureza do grampo em cinco regiões da amostra, conforme a Figura 80.

Figura 80 - Microdurezas do grampo de aço inoxidável AISI 316L com tratamento térmico e sem tratamento térmico (a) e identificação da região do grampo em que foi verificada a microdureza.



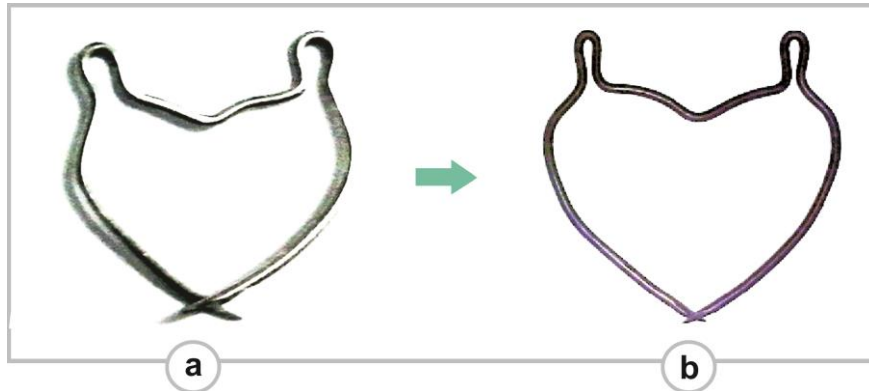
Fonte: Registro do autor

A Figura 80 (b) mostra a região da realização da microdureza no grampo de aço inoxidável 316L sem e com tratamento térmico (alívio de tensões). O grampo sem tratamento térmico apresentou menor dureza igual a 495 HV (ponto I) e maior dureza igual a 596 HV (ponto III). Já o grampo com tratamento térmico, de alívio de tensões, apresentou durezas consideravelmente menores. A menor dureza foi de 261 HV (ponto V), enquanto a maior dureza foi igual a 280 HV (ponto III), conforme indica a Figura 80 (a).

4.3.5.2 Aço inoxidável AISI 420

Conforme o Heat Treater's Guide (1995), foi realizado tratamento térmico de alívios de tensões de conformação, têmpera e revenido no grampo de aço inoxidável AISI 420. A Figura 81 apresenta o grampo de aço inoxidável AISI 420 antes e depois do tratamento térmico.

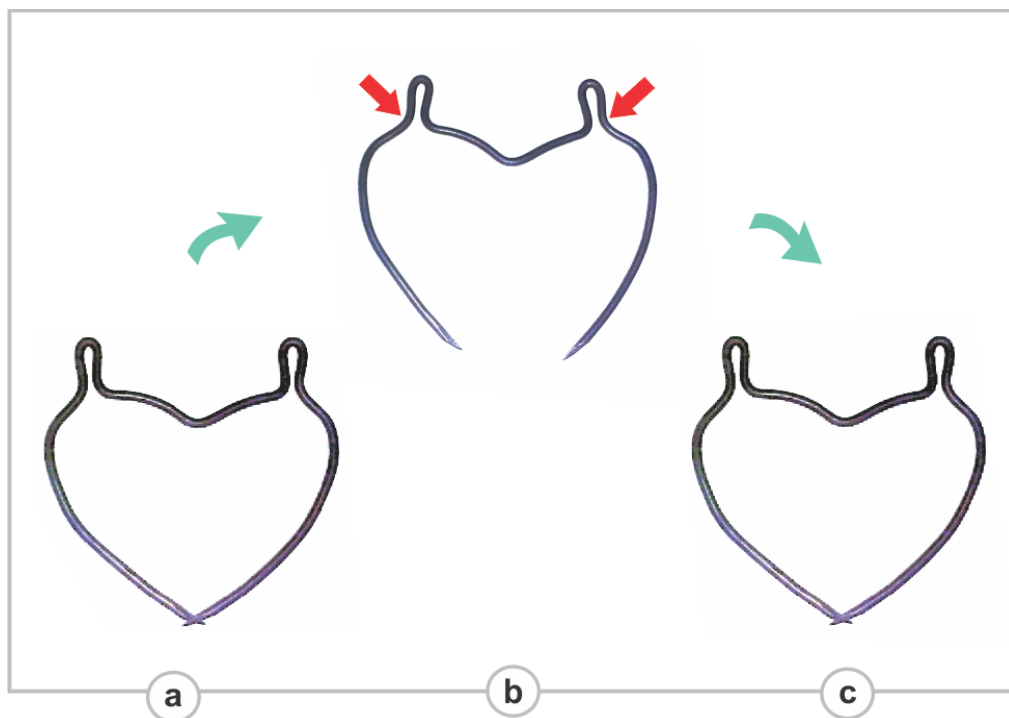
Figura 81 - Grampo sem tratamento térmico (a) e grampo com tratamento térmico (b) em 1:10 do tamanho real.



Fonte: Registro do autor

O tratamento térmico executado no grampo (escala 1:10) de aço inoxidável AISI 420, permitiu fácil manuseio sem deformá-lo. Além disso, ao manipular a estrutura de pega, o grampo não deformou plasticamente retornando ao seu estado inicial, conforme demonstrado esquematicamente na Figura 82.

Figura 82 - Grampo na posição original (a), pressionando a estrutura de aproximação do grampo (1:10) este abre (b) e ao soltar o grampo retorna a posição inicial (c).

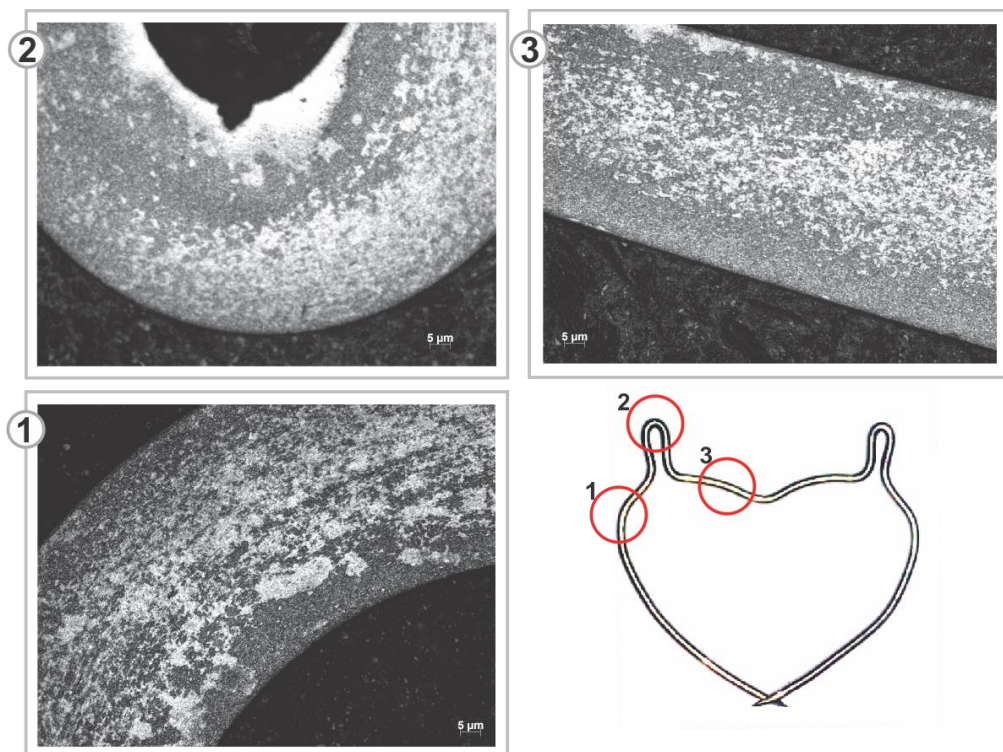


Fonte: Registro do autor

Esse movimento, demonstrado na Figura 82, será mais detalhado e comentado nos testes quando o grampo for aplicado na pele de porco e frango. Entretanto, é importante destacar que através do tratamento térmico definido e utilizado, observaram-se diferenças no comportamento mecânico do grampo de aço inoxidável AISI 420.

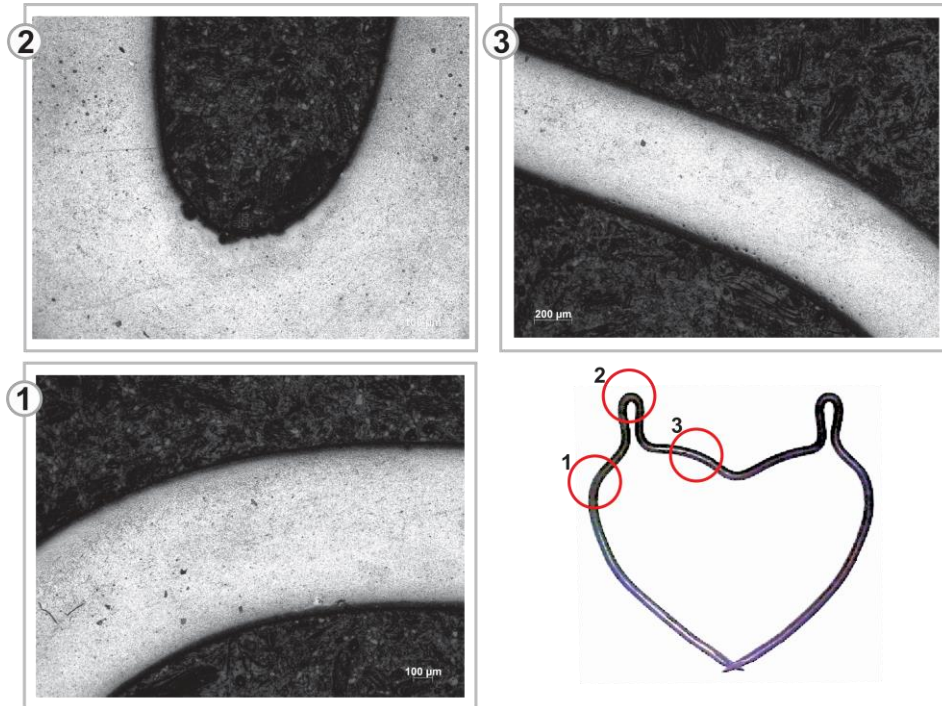
A macrografia foi realizada com intuito de evidenciar e visualizar as linhas de deformação do grampo de aço inoxidável AISI 420, sem tratamento térmico (STT) e com tratamento térmico (CTT), a partir do dobramento a frio. Assim, observa-se na Figura 83 e 84 que o grampo com tratamento térmico apresenta em todas as regiões linhas de deformação menos acentuadas. A maior evidência de linhas de deformação encontram-se na região principal (2), em ambas as amostras com e sem tratamento térmico. Já nas regiões adjacentes (1 e 3) as linhas de deformação são menos evidentes.

Figura 83 - Macrografia das regiões do grampo de aço inoxidável AISI 420 sem tratamento térmico.



Fonte: Registro do autor

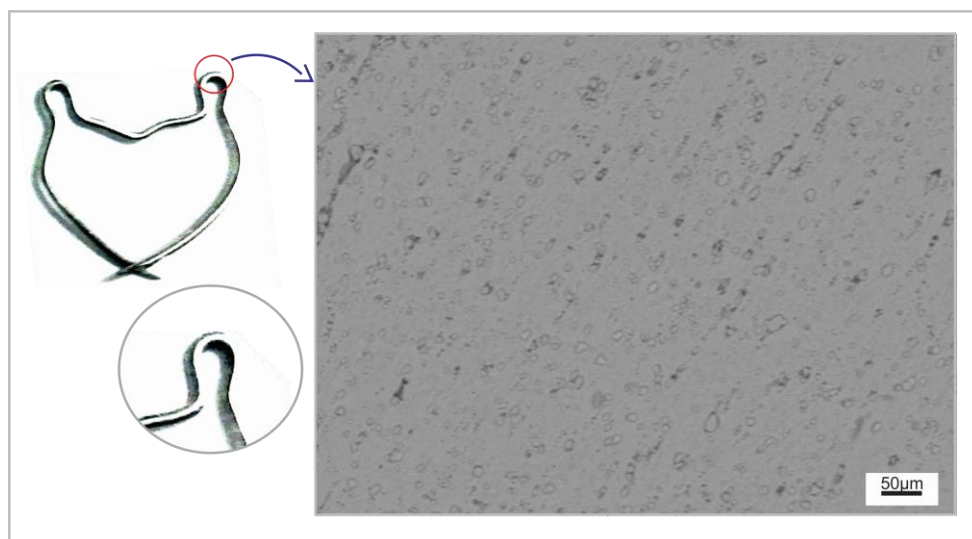
Figura 84 - Macrografia das regiões do grampo de aço inoxidável AISI 420 após tratamento térmico.



Fonte: Registro do autor

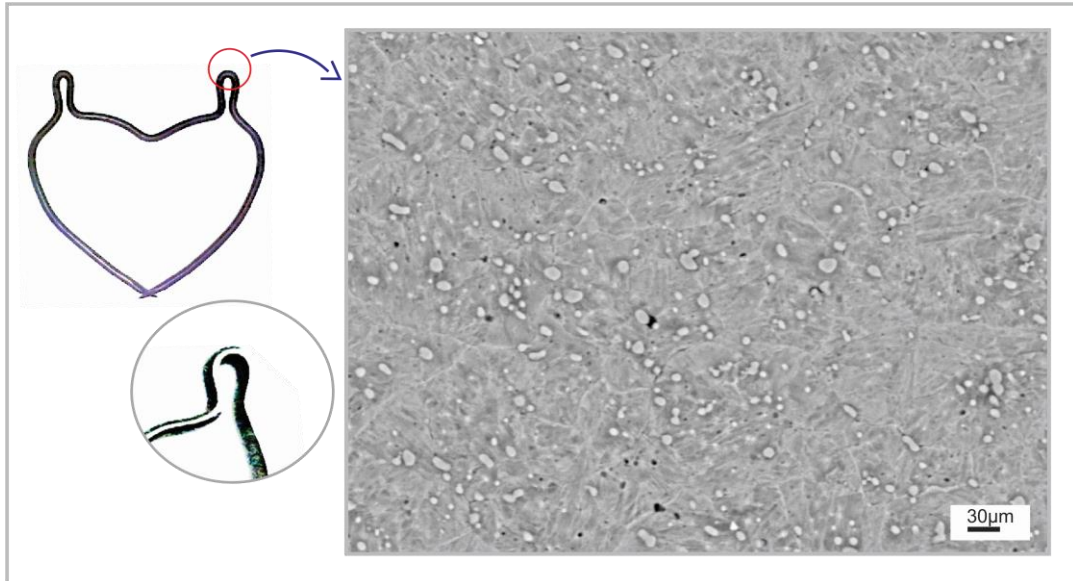
A fim de verificar as alterações de microestrutura no material do grampo, caracterizações metalográficas foram realizadas na ponta da estrutura de pega das amostras sem e com tratamento térmico, conforme as Figuras 85 e 86, respectivamente.

Figura 85 - Microestrutura do grampo de aço inoxidável AISI 420 sem tratamento térmico via MEV. Aumento de 1800x.



Fonte: Registro do autor

Figura 86 - Microestrutura do grampo de aço inoxidável AISI 420 após tratamento térmico via microscópio MEV. Aumento de 3000x

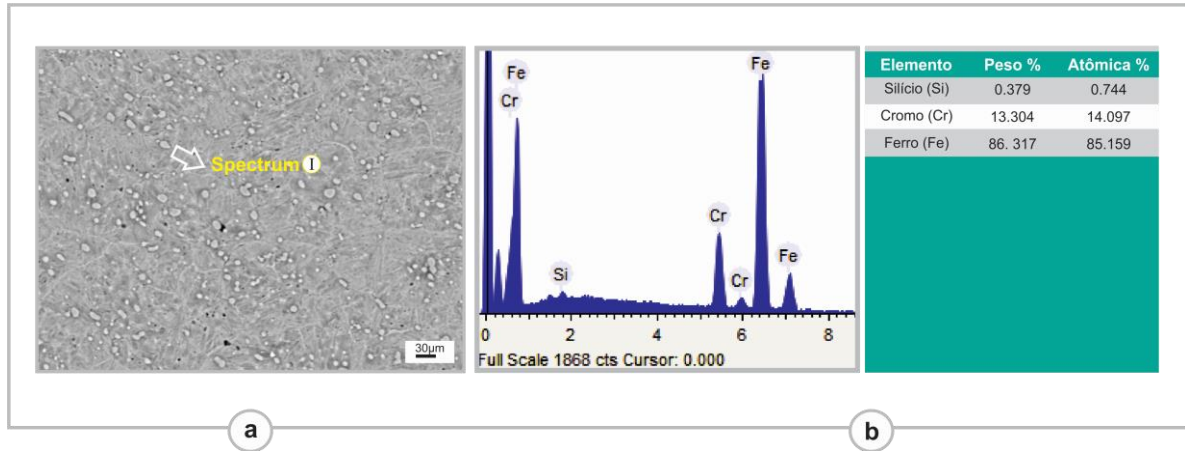


Fonte: Registro do autor

A microestrutura das amostras sem e com tratamento térmico do aço inoxidável martensítico apresentou matriz texturizada de martensita revenida com partículas de segunda fase distribuídas na matriz. A microestrutura da amostra termicamente tratada na Figura 86 apresenta, ainda, rede de carbonetos.

Espectroscopia por energia dispersiva (EDS) foi realizada para identificar os principais elementos das partículas e depois comparados com a matriz. A EDS e a análise morfológica indicam a presença de fase sigma (σ), fase complexa de Fe-Cr e carbonetos de cromo. Contudo, para os testes com as peles de frango e porco a presença das partículas não afetou a abertura e o fechamento do grampo. Ou seja, o comportamento do grampo após tratamento ocorreu como esperado, comportando-se como mola. A Figura 87 identifica, através do espectro I, os elementos químicos encontrados, o peso e massa atômica do grampo de aço inoxidável com tratamento térmico.

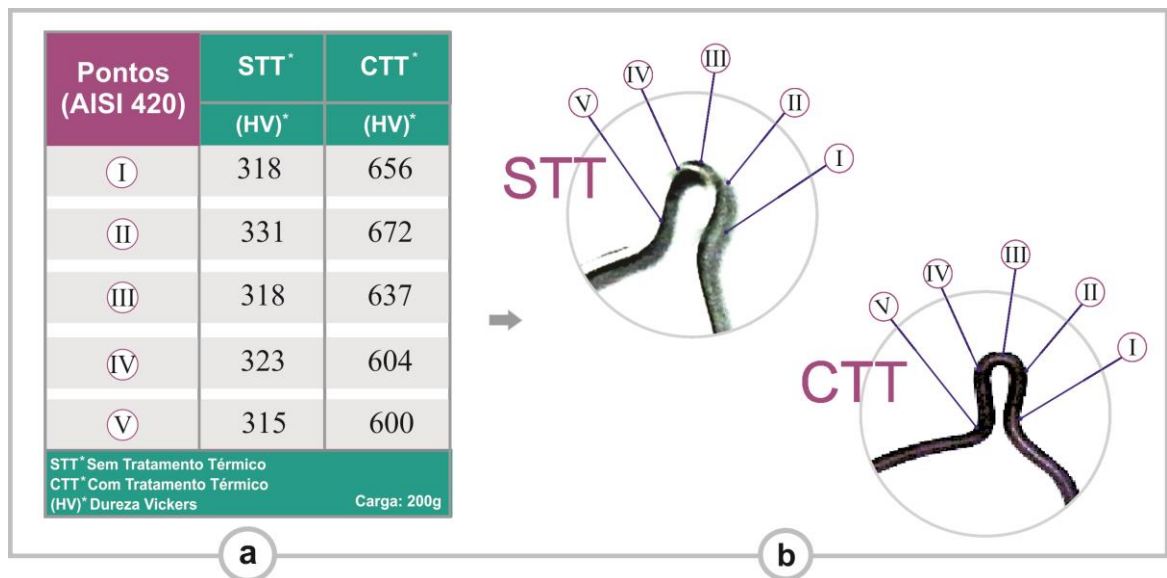
Figura 87 - Espectro de EDS do grampo de aço inoxidável AISI 420 com tratamento térmico (a) e principais elementos químicos (b).



Fonte: Registro do autor

A microdureza do grampo de aço inoxidável AISI 420 sem (STT) e com (CTT) tratamento térmico também foram verificadas em cinco regiões, conforme identificado na Figura 87 (b).

Figura 88 - Microdurezas do grampo sem e com tratamento térmico (a) e localização dos cinco pontos medidos no grampo de aço inoxidável AISI 420 (b).



Fonte: Registro do autor

Através da Figura 88 (a), é possível verificar as durezas medidas em cinco pontos da amostra de aço inoxidável 420 sem e com tratamento térmico. A Figura 88 (b) apresenta esquematicamente a localização das microdurezas no grampo de

sutura. Assim, o grampo sem tratamento térmico apresentou menor dureza igual a 315 HV (no ponto V) e maior dureza igual 331 HV (no ponto). Já as microdurezas verificadas nas regiões do grampo com tratamento térmico, resultaram numa menor dureza igual 600 HV e maior dureza igual 672 HV. Observa-se, nas amostras com e sem tratamento, que nas regiões II III e IV as microdurezas são maiores, pois ocorreram maiores deformações nessas áreas. Isso se deve pela presença da martensita revenida e pela rede de carbonetos. De acordo com a composição química da Tabela 01, o aço em questão é de aço cromo de médio carbono com 13% de cromo.

4.3.6 Testes com os modelos físicos

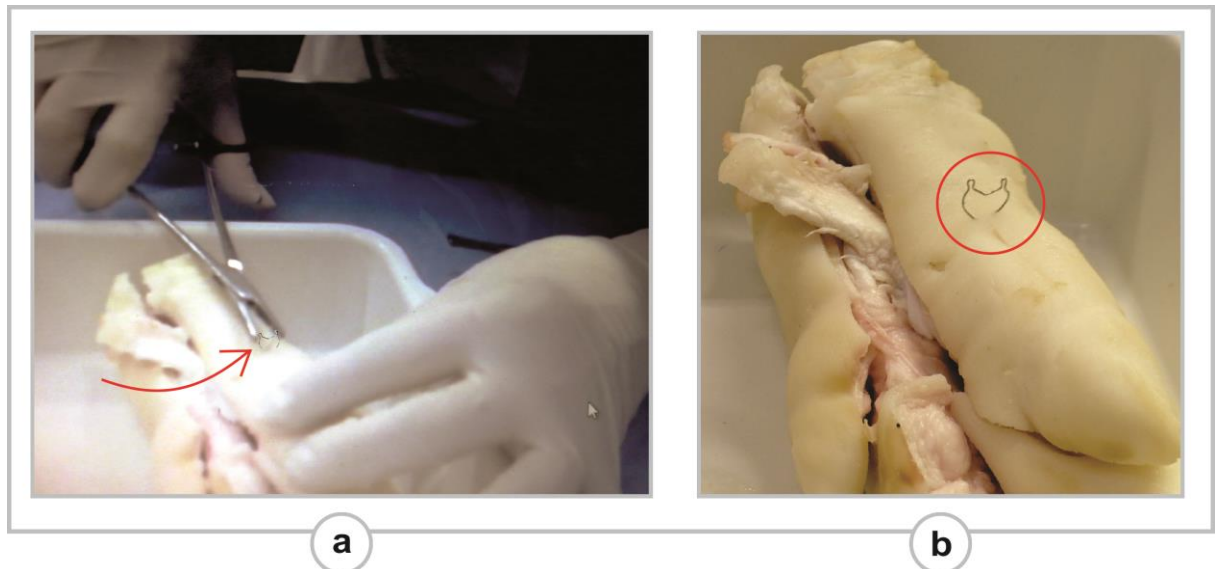
Outra aplicação do modelo foi verificar eficiência do sistema em relação a sua forma e mecânica quando utilizado na sutura. Como o material também deve apresentar propriedades específicas no desempenho mecânico, juntamente com a forma, o modelo foi fabricado de aço inoxidável AISI 316L (em escala 1:2) e aço inoxidável AISI 420 (em escala 1:10).

Os testes com os modelos físicos de aço inoxidável AISI 316L (sem e com tratamento térmico) e aço inoxidável AISI 420 (após tratamento térmico) foram aplicados em peles de animais como porco e frango, já que essas são similares à estrutura da pele humana, sendo a do porco um tecido mais espesso e a do frango mais fino. Assim, os testes foram divididos em 3 etapas resultando em observações importantes para o aperfeiçoamento do grampo de sutura, seja quanto à forma, mecanismo ou da escolha do próprio material, conforme descrito a seguir.

4.3.6.1 Modelo físico - aço inoxidável AISI 316L sem tratamento térmico

O grampo foi manipulado por meio do porta-agulha Hegar, Figura 14 (a), com pouca força nas estruturas de pega. Após aberto, o grampo foi fixado na pele de porco, mais especificamente em um corte na pata do porco. Como o instrumento porta agulha é manuseado com as pontas dos dedos, essa técnica é classificada como manejo fino. A seguir o teste ilustrado na Figura 89.

Figura 89 - Teste realizado com modelo físico de aço inoxidável AISI 316L na pele de porco, grampo manipulado com porta-agulha (a) e grampo saindo da pele, não aproximando as bordas do ferimento (b).

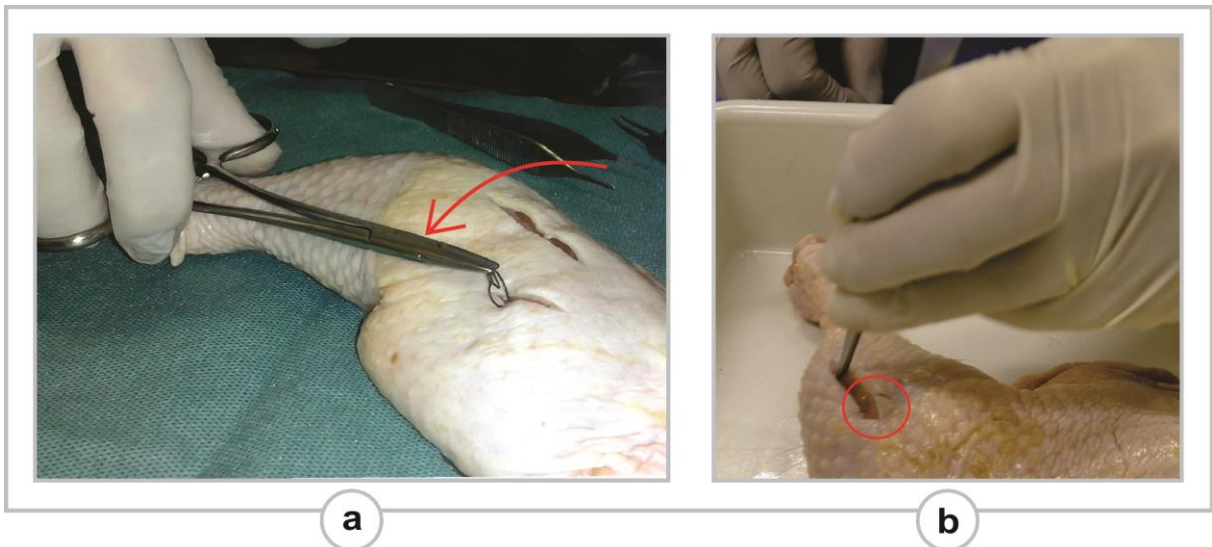


Fonte: Registro do autor

Conforme se observa na Figura 89 (a), o grampo foi manipulado com instrumento porta-agulha, entretanto, apresentou dificuldades visto que o grampo, mais especificamente o subsistema de pega, não encaixou perfeitamente no instrumento utilizado. Na Figura 89 (b), observa-se que o grampo após ser transfixado na pele imediatamente sai dos tecidos, não aproximando as bordas do ferimento. Observa-se que o aço inoxidável AISI 316L deformado não consegue manter unidas as bordas da incisão. Por outro lado, para o grampo de sutura funcionar com o aço inoxidável AISI 316L o ideal seria possuir um instrumento que aplicasse força antes do sistema sair dos tecidos, ou seja, logo após ser transfixado na pele, deformando-o e prendendo-o nas camadas teciduais.

O mesmo teste com grampo foi realizado na pele de frango, mais especificadamente na sobrecoxa, conforme pode ser visualizada na Figura 90.

Figura 90 - Teste realizado com modelo físico de aço inoxidável AISI 316L na pele de frango, grampo manipulado com porta-agulha (a) e grampo saindo da pele, não aproximando as bordas do ferimento (b).



Fonte: Registro do autor

Na Figura 90 (a), o grampo também foi manipulado com instrumento porta-agulha, apresentando as mesmas dificuldades do teste anterior. Na Figura 90 (b), foi identificado, idem na pele porco, que o grampo após ser transfixado na pele do frango, em seguida, escorrega não conseguindo aproximar as bordas do ferimento. Entretanto, o grampo de aço inoxidável AISI 316L escorregou, saindo das camadas da pele, muito mais rápido quando aplicado na pele de frango do que na pele de porco. Tal situação pode ter acontecido devido à espessura da pele do frango ser mais fina, facilitando o sistema sair dos tecidos mais rápido. Assim, conclui-se, levando em consideração também o teste em pele de porco, que o tipo de material não possui características mecânicas adequadas para essa finalidade. É importante destacar que o aço inoxidável 316L sem tratamento térmico também apresentou dificuldade na sua abertura, características que talvez possa ser resolvida com o tratamento alívio de tensões no material.

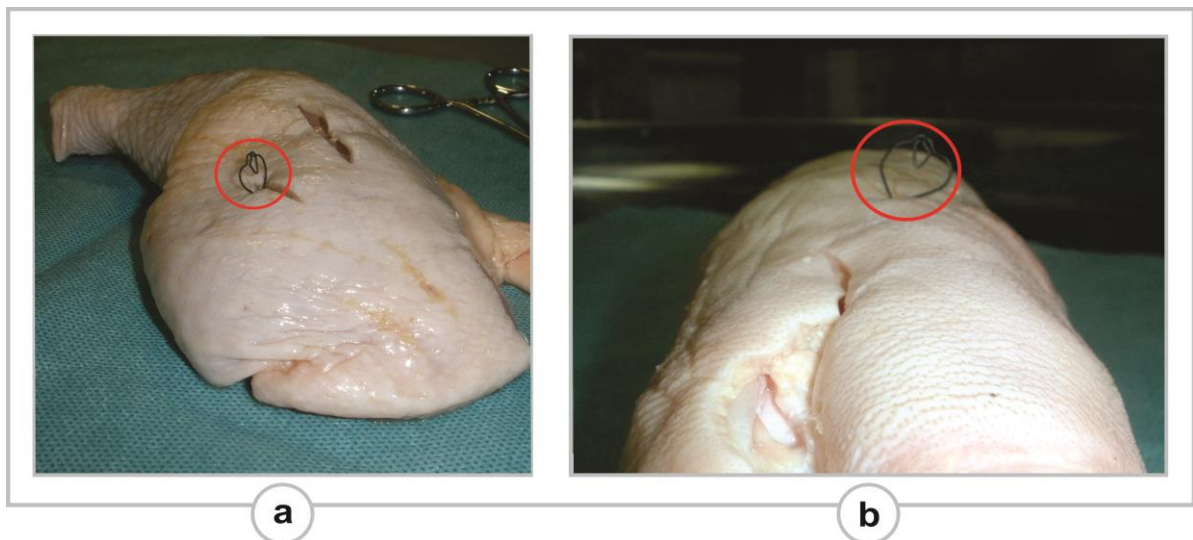
4.3.6.2 Modelo físico - aço inoxidável AISI 316L com tratamento térmico

O desempenho do modelo físico do grampo de aço inoxidável AISI 316L, após tratamento térmico, também foi testado nas peles de porco e frango. O

tratamento térmico visou aliviar as tensões do material ocasionadas pelo processo de fabricação por dobramento a frio.

Enfatiza-se que os testes dos grampos com e sem tratamento térmico, em ambas as peles de porco e frango, apresentaram deficiência como deformação na estrutura da pega durante a manipulação, não retornando à sua forma original e dificultando a aproximação das bordas do ferimento (Figura 91). Entretanto, o grampo após ser tratado termicamente tornou-se macio, facilitando sua abertura para penetrar na pele e aproximar as bordas da incisão.

Figura 91: Grampo deformado após manipulação e fixação (a) em pele de frango e (b) em pele de porco.



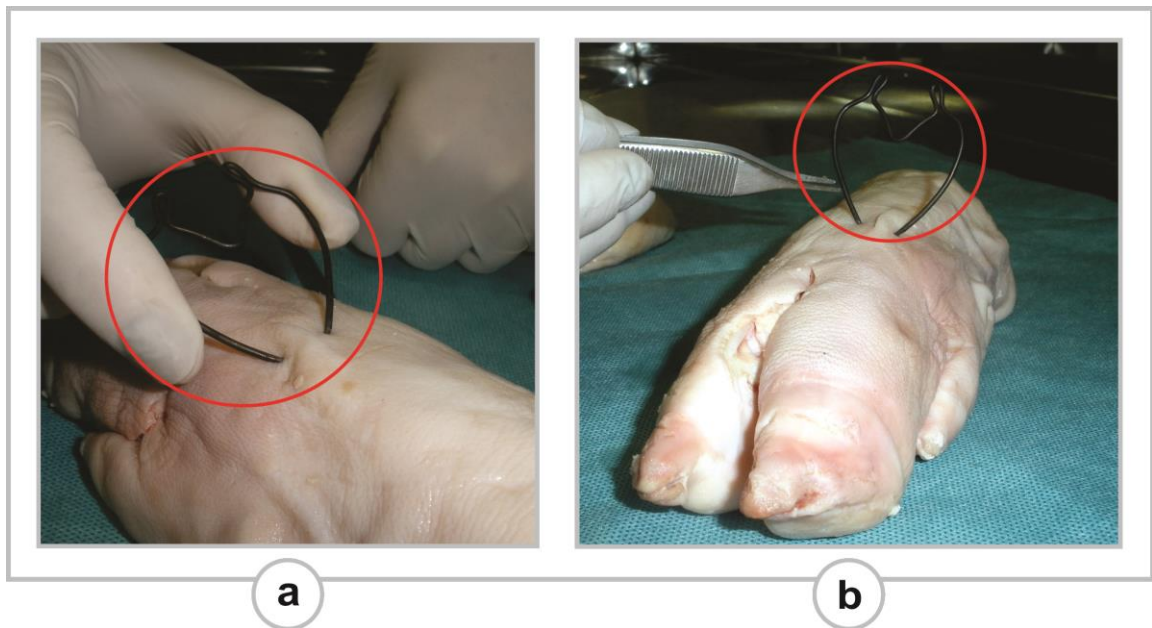
Fonte: Registro do autor

Observa-se que a geometria triangular nas pontas dos grampos atendeu os objetivos esperados, pois foi capaz de perfurar a pele de frango. A angulação da estrutura de aproximação bem como angulação entre as estruturas de pega executaram com êxito suas funções. A estrutura de pega também permitiu boa manipulação seja pela forma e tamanho do subsistema 1. No entanto, o tratamento térmico realizado resultou num decréscimo da resistência mecânica e aumento da ductilidade do material, não atendendo aos requisitos do projeto.

4.3.6.3 Modelo Físico - aço inoxidável AISI 420 com tratamento térmico

O grampo de aço inoxidável AISI 420 foi manipulado com a ponta dos dedos, pois o grampo apresentava uma escala de 1:10, conforme Figura 92 (a). A manipulação foi realizada com pouca força nas estruturas de pega, logo após a abertura, o grampo foi fixado em um corte superficial na pata do porco, Figura 92 (b).

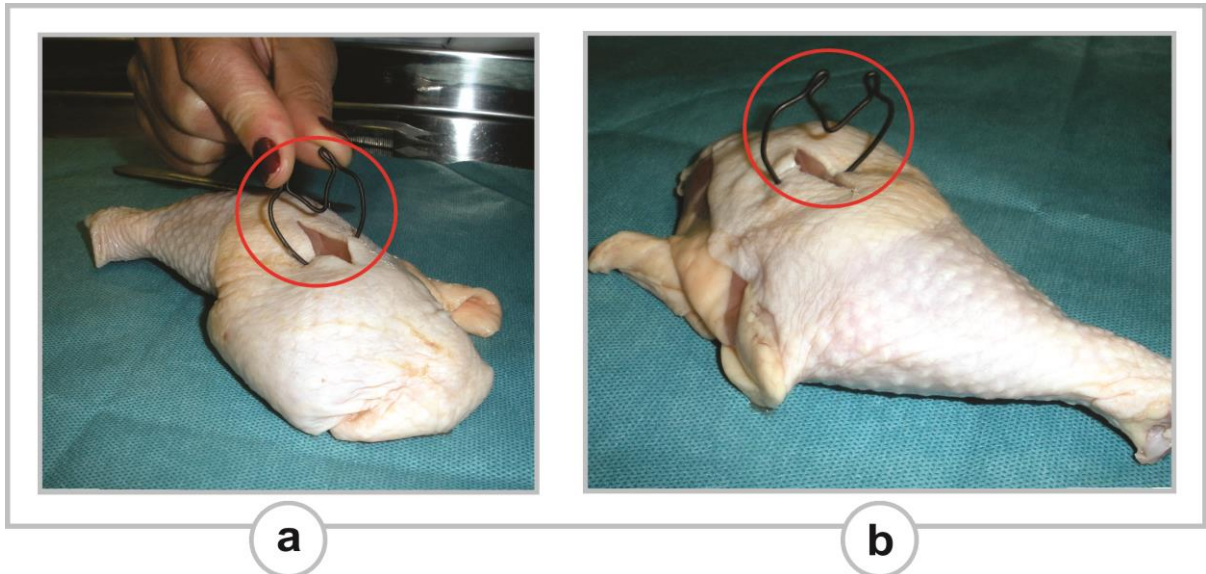
Figura 92 - Teste realizado com modelo do grampo em escala 1:10, grampo manipulado com as pontas dos dedos (a) e grampo fixo na pele do porco aproximando os tecidos (b),



Fonte: Registro do autor

Conforme a Figura 92 (a), o manuseio do grampo de aço inoxidável AISI 420 (na escala de 1:10) após tratamento térmico (alívio de tensões, têmpera e revenido) facilitou a manipulação para abertura do grampo e fixação na pele. Constatou-se aumento da deformação elástica do material, boa resiliência e ductilidade, possibilitando que o grampo abrisse quando solicitado manualmente e em seguida retornasse a sua forma original. Também resultou em boa transfixação na pele aproximando as bordas do ferimento, conforme Figura 92 (b). Com o modelo de aço inoxidável AISI 420 (1:10) também foi realizado teste na pele de frango, conforme a Figura 100.

Figura 93 - Teste realizado com modelo do grampo (escala 1:10) na pele de frango, grampo manipulado com as pontas dos dedos (a) e grampo fixo na pele do porco aproximando os tecidos (b).

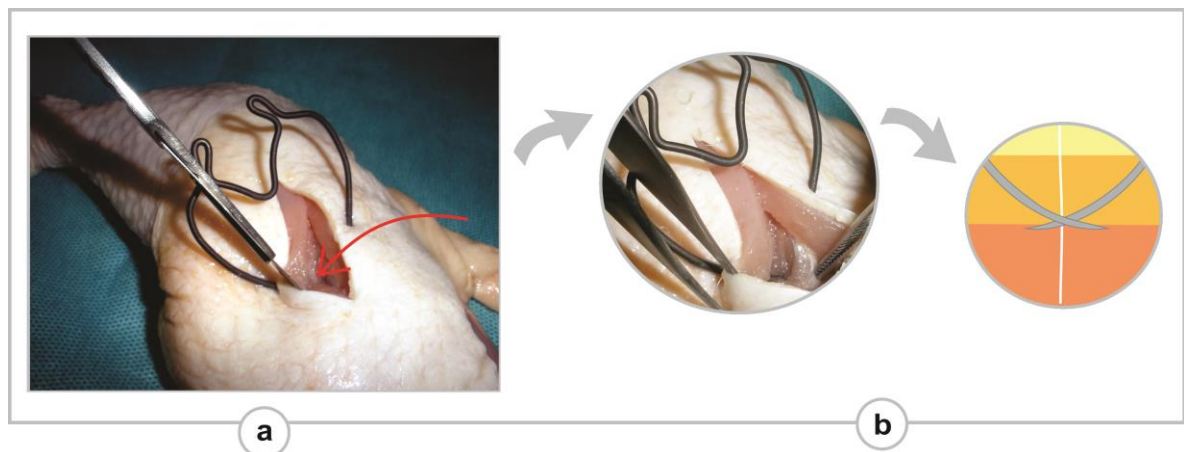


Fonte: Registro do autor

Os resultados do teste com grampo de aço inoxidável AISI 420 na pele do frango foram semelhantes ao teste com pele de porco (Figura 92), pois o grampo permitiu fácil manipulação na sua abertura (Figura 93), bem como fácil penetração e aproximação da pele.

É importante salientar que em ambas as peles foram possíveis visualizar cruzamento do grampo no interior da camada da pele, conforme esquematizado na Figura 94.

Figura 94 - Identificação do cruzamento do grampo no interior da pele do frango (a), aumento na visualização do cruzamento do grampo no interior das camadas da pele (b)



Fonte: Registro do autor

Através da Figura 94 (b), observa-se que o cruzamento no interior da camada derme facilitará o fechamento da ferida, pois conforme Kersner e Eaglstein (1993) e Singer e Claerk (1999) a cicatrização inicia da camada mais interna (hipoderme) a mais externa (epiderme) da pele, através de três fases (inflamatória, proliferativa e remodelagem). Contudo, essa característica reafirma que a forma da estrutura de aproximação do grampo baseada em $3/8$ do círculo, coforme Hering et al. (1993) e Magalhães (1989), já empregadas em agulhas (consideradas agulhas com formato semicurvós) está condizente com a função que deve desempenhar na sutura, além do tipo de material empregado e tratamento térmico ajudarem no desempenho.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS E PROPOSIÇÕES

A pesquisa permitiu investigar de forma detalhada a formiga *Atta laevigata*, quanto a sua morfologia, mecânica (mecanismo de mordida) e medidas da cabeça e da mandíbula para o desenvolvimento do grampo de sutura.

A investigação do sistema natural que compreende a cabeça e mandíbula da formiga *Atta laevigata*, permitiu a adaptação e ampliação da metodologia biônica proposta inicialmente por Kindlein Jr. e Guanabara (2005). Os métodos de caracterização adicionalmente utilizados foram a digitalização 3D e a microtomografia.

A digitalização 3D permitiu identificar a forma e verificar as medidas do sistema natural, contribuindo para o conceito inicial do grampo de sutura. Já a microtomografia possibilitou a identificação da estrutura interna – fibras musculares e o apodeme na cabeça da formiga, compreendendo o movimento de abertura e fechamento da mandíbula. A microtomografia também auxiliou na seleção de materiais para o grampo cirúrgico. Esses devem apresentar propriedades mecânicas como resistência mecânica, ductilidade e resiliência.

A verificação das medidas da *Atta laevigata* através da tecnologia 3D, permitiu estabelecer as dimensões do grampo de sutura em função das camadas da pele. Das exemplares estudadas, a largura mínima e máxima da cabeça da formiga *Atta laevigata*, varia entre 3,0 e 6,3 mm, com média aritmética de 4,1 mm. Os comprimentos da mandíbula direita e esquerda ficaram entre 0,5 e 1,0 mm, sendo a média aritmética de 0,8 mm. Já os ângulos da cabeça variaram entre 80° a 130°, assumindo uma média aritmética de 102° e desvio padrão de 13°. Essas medidas foram parâmetros para projeto conceitual do grampo que consistiu nas seguintes medidas: largura total igual 5 mm e altura igual a 6,5 mm.

Os aços inoxidáveis – AISI 316L (austenítico) e o AISI 420 (martensítico), ambos já utilizados na área médica, foram termicamente tratados. Contudo, somente o aço inoxidável AISI 420, através de tratamentos térmicos específicos, mostrou resultados satisfatórios. Ou seja, atendeu aos requisitos necessários para manipulação e aproximação das bordas do ferimento quando os grampos de AISI 420 foram aplicados em peles de porco e frango.

O grampo desenvolvido foi dividido em 3 subsistemas (estrutura de pega, estrutura de aproximação e tampa). O material definido para estrutura de pega é o

aço inoxidável AISI 420, para a estrutura de aproximação será utilizado material bioabsorvível e para a tampa será empregado o silicone. Enfatiza-se que todos esses materiais já são utilizados na área médica.

A angulação equivalente a 100 °C entre a estrutura de pega é suficiente para o modelo físico nos testes com as peles de frango e porco, com tratamento térmico do aço AISI 420, facilitou a abertura do grampo.

Outro aspecto relevante, verificado nos testes em peles de porco e frango, foi a capacidade do grampo ao ser aplicado na pele cruzar-se no interior da camada derme. Essa característica confirma a eficiência da forma de 3/8 de círculo aplicada na estrutura de aproximação do grampo de sutura desenvolvido. Ainda, a forma geométrica triangular nas pontas do subsistema de aproximação foi imprescindível para a rápida penetração nas camadas da pele – derme e epiderme de porco e frango, tornando a sutura mais rápida e eficiente.

Mediante os resultados alcançados, pôde-se verificar que a forma do modelo físico do grampo atendeu aos objetivos esperados quanto à facilidade de aplicação na pele, pois tanto a forma como a medida definida para a estrutura de pega permitiu boa manipulação para abertura do sistema.

Assim, conceitualmente o grampo deverá atender aos requisitos de projeto. Ou seja, o subsistema 2, de aproximação, com material bioabsorvível, deverá facilitar a saída do grampo (parte metálica - subsistema 1) da pele permitindo que o sistema caia por conta própria, não necessitando de um instrumento específico, além de ser análogo ao mecanismo de sutura com formiga.

A partir dos testes realizados no grampo de sutura de aço inoxidável AISI 420 em peles de porco e frango, identificou-se a necessidade de um instrumento próprio para sua melhor aplicação e manipulação na pele.

As proposições para a continuidade da pesquisa são as seguintes:

- Definir biomateriais para o sistema de aproximação do grampo de sutura a partir da *Atta laevigata*.
- Definir e testar o sistema de encaixe do grampo de sutura.
- Simular e avaliar o grampo de sutura com mais detalhes através do software Abaqus, evitando erros para fabricação.
- Fabricar o grampo de sutura com base na mandíbula da formiga *Atta laevigata* (com estrutura de pega, estrutura de aproximação e tampa) no tamanho real.

- Definir em quais partes do corpo humano o grampo de sutura poderá ser aplicado.
- Levantar e aplicar cores, estampas e texturas na tampa do grampo de sutura, principalmente se for para crianças.
- Efetuar ensaios para verificação das propriedades mecânicas do grampo de sutura.
 - Desenvolver um instrumento específico para melhor desempenho quanto à manipulação do grampo de sutura.
 - Testar o grampo de sutura, no tamanho real, em diferentes tipos de peles.

REFERÊNCIAS

- ABNT. (2008). NBR NM ISO 6507 - *Materiais Metálicos: Ensaio de Dureza Vickers*. Associação Brasileira de Normas Técnicas. Rio de Janeiro: ABNT.
- ABAQUS (2013) 'ABAQUS 6.13 ONLINE DOCUMENTATION', Dassault Systèmes, Providence, RI, USA. Disponível em: < <http://50.16.176.52/v6.13/index.html>> Acesso em 10 jun 2014.
- AHMED, M.H.; BYRNE, J.A; KEYES, T.E; AHMED, W.; ELHISSI, A.; JACKSON, M.J.; AHMED, E. Characteristics and applications of titanium oxide as a biomaterial for medical implants. In book: *The design and manufacture of medical devices*, Edition: First, Chapter: One, Publisher: Wood Head Cambridge, UK, p.1-57, 2012.
- ANDERSON, D. *Wound Management in small animal practice*. In *Practice*, v.18, n.3, p.115-129, 1996.
- AMY GREESON. Disponível em < <http://www.healingseekers.com/about-amy-greeseon/>> Acesso em : 18 de outubro de 2014.
- APEAM. Aço inox: especificações técnicas. Disponível em <<http://www.aperam.com/brazil/port/arquivos/TT-0012-11-EspecificacoesTecnicas.pdf>> Acesso em : 14 de agosto de 2014.
- ASHBY, Mike; JOHNSON, Kara. *Materials and Design: the art and science of material selection in product design*. 2ª ed. Amsterdam: Elsevier Butterworth Heinemann, 2009.
- ASM HandBook. *Stainless Steels for Design Engineers*. USA: ASM International, 2008.
- ASM HandBook. *Materials Selection and Design*. USA: ASM International, v.20, p.1878, 1997.
- ASM HANDBOOK. *Metallography and Microstructures*. Ohio: ASM International, 2004. 1184p.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ERGONOMIA-ABERGO. *A Ergonomia de Atividades Especiais*. v. 3, n. 1, dez., 2007.
- AMANTE, E. *Influência de alguns fatores microclimáticos sobre a formiga saúva Atta laevigata (F. Smith, 1858), Atta sexdens rubropilosa (Forel, 1908), Atta bisphaerica (Forel, 1908) e Atta capiguara (Gonçalves, 1944) (Hymenoptera, Formicidae), em formigueiros localizados no estado de São Paulo*. Tese (Doutorado em Agronomia) – Escola Superior de Agronomia “Luiz de Queiroz”, Piracicaba, 1972.
- AMMIRATI, C., T. *Advances in wound closure material*. In: James WD, editor, *Advances in dermatology*, 18. St. Louis (MO): Mosby; 2002.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR 13904 - *Fios para sutura cirúrgica*. Rio de Janeiro, 2003.

BACCARO, Fabrício Beggiato. *Chave para as principais subfamílias e gêneros de formigas (Hymenoptera: Formicidae)*. Instituto Nacional de Pesquisa da Amazônia, Programa de Pesquisa em Biodiversidades, Manaus, AM, 2006.

BAXTER, Mike. *Projeto de produto: Guia prático para o desenvolvimento de novos produtos*. 2ª ed., São Paulo: Edgard Blucher, 2003.

BAXTER, Mike. *Projeto de produto: Guia prático para o desenvolvimento de novos produtos*. 2ª Ed., São Paulo: Edgard Blucher, 2011.

BACK, N.; OGLIARI, A.; DIAS, A.; SILVA, J. C. *Projeto integrado de produtos: planejamento, concepção e modelagem*. Barueri: Malone, 2008.

BENYUS, J. M. *Biomimética: Inovação Inspirada pela Natureza*. 3ª ed. São Paulo, Brasil: Cultrix, 2007.

B'ERARD, F.; GANDON, J. Postoperative wound infections: the influence of ultraviolet irradiation on the operation room and of various other factors. *Ann Surg*, 1964.

BORGMEIER, T. *Estudos sobre Atta (Hym. Formicidae)*. Memórias do instituto Oswaldo Cruz, v. 48, 1950.

BOYER, Leona. *A student guide to wound closure for medical students*. Health Sciences Building, University of Saskatchewan, 2012.

CACCIAFFESTA, P.; HALLAM, K.R.; WATKINSON, A., C.; ALLEM, G., C.; MILES, M., J. et al. *Visualisation of human plasma fibrinogen adsorbed on titanium implant surfaces with different roughness*. *Surface Science*, 491, p. 405-20, 2001.

CÂNDIDO, Luis Henrique Alves; KINDLEIN, Wilson Junior. *Uma visão da situação atual dos elementos de junção e das possíveis ações de melhorias no projeto, visando o design para desmontagem*. Congresso UserDesign – Lisboa/ Portugal, março de 2003.

CALOI, T. M; MANGANELLO- SOUZA, L. C. *Uso do cianoacrilato no fechamento cutâneo das queiloplastias primárias*. *Rev. Soc. Bras. Cir. Plast.*, v. 23, n.1, jan./fev./mar., 2005.

CALLISTER JR, William D; RETHWISCH, David G. *Ciência e engenharia de materiais: uma introdução*. Rio de Janeiro: LTC, 2012.

CARBINOX: O Brasil passa por aqui. Disponível em <<http://www.carbinox.com.br/catalogo1/default.html>> Acesso em: 25 de julho de 2014.

CHIAVERINI, V. Aços e ferros fundidos. 7 ed. São Paulo: Associação Brasileira de Metalurgia e Materiais - ABM, 599 p, 2005.

CHIAVERINI, Vicente. *Tratamentos Térmicos das ligas ferrosas*. 2 ed. São Paulo: ABM, 1987.

CHIAVERINI, Vicente. *Aços e Ferros fundidos: características gerais, tratamentos térmicos, principais tipos*. 7 ed. São Paulo: ABM, 1996.

CHUA, C.K.; LEONG, K.F.; LIM, C.S. *Rapid prototyping: Principles and Applications*, 2 ed. Singapore: World Scientific Publishing Co. Ltd., 2004.

COLPAERT, H. *Metalografia dos produtos siderúrgicos comuns*. 4 ed. São Paulo: Blücher, 672p, 2008.

COUTINHO, C. B. *Materiais metálicos para engenharia*. Belo Horizonte: FCO, 405p, 1992.

COHEN, I., K; DIEGELMANN, R., F.; YAGER, D.,R.; WORNUM, I., L., I., I., I.; GRAHAM, M; CROSSLAND, M., C. Wound care and wound healing . In: Schwartz SI, editor Principles of Surgery. 7ª ed. New York: McGrawHill, p. 263-95, 1999.

SILVA, A. L. V. C.; MEI, P. R. *Aços e ligas especiais*. 3 ed. São Paulo: Edgard Blücher, 648p., 2010.

DAPPER, Silvia Trein Heimfarth. *Contribuição ao design de Fôrmas para concreto pré-moldado com aplicação de textura bionspirada*. Dissertação (mestrado) Universidade Federal do Rio Grande do Sul, UFRGS, Programa de Pós- Graduação em Design e Tecnologia. Porto Alegre, RS, 2013.

D'ASSUMPÇÃO; Evaldo, A. *Cola de Cianocrilato de baixo custo em cirurgia plástica*. Rev. Soc. Bras. Cir. Plást., v.23, n.1, p. 22-25, jan./mar., 2008.

DAVIS, J.R. *Stainless Steel - ASM Specialty Handbook*. 2.ed., ASM International. EUA. p. iii , 1996.

DAVIS, J. R. *Overview of materials and their use in medical device*. Handbook of Materials for Medical Devices. ASM International, 2003.

DETANICO, Flora Bittencourt. *Sistematização de Princípio de Solução da Natureza para Aplicação no Processo Criativo do Projeto de Produtos*. Dissertação (mestrado) Universidade Federal do Rio Grande do Sul, UFRGS, Programa de Pós- Graduação em Design e Tecnologia. Porto Alegre, RS, 2011.

DELLA, Lucia T.M.C. *As formigas cortadeiras*. 19ª ed. Viçosa, 1993.

DIMAS., R. R. *La bioinspiración al alcance de las nuevas tecnologías*. Tese de Posgrado em Diseño Industrial Universidade Autónoma de México, 2009.

DUARTE, Alexandre Miranda; SANTOS, Elizabeth Gomes. *Suturas mecânicas*. Col. Bras. Cir., v. 29, n. 5, sept./oct. 2002.

DURAND-CHARRE, M. *Microstructure of steels and cast irons*. Berlin: Springer, 417p, 2004.

DYSON, M. *Advances in wound healing physiology: the comparative perspective*. *Veterinary Dermatology*, v. 8, n. 4, p. 227-233, 1997. Disponível em: <<http://onlinelibrary.wiley.com>>. Acesso em: 18 maio. 2014.

EDGERTON, M. *The Art of Surgical Technique*. Baltimore, Williams & Wilkins, 1988.

ETHICON ENDO - SURGERY GUIA DE PRODUTOS. *Johnson Johnson Medical*, Estados Unidos, 2012.

ETHICON PRODUCT CATALOG. *Johnson Johnson Medical*. 6ª ed, maio, Estados Unidos, 2014.

ETHICON WOUND CLOSURE MANUAL. *Johnson & Johnson Co*. Estados Unidos, 2009.

ETHICON KNOT TYING MANUAL. *Johnson & Johnson Co*. Estados Unidos, 2005.

FARMACOPÉIA BRASILEIRA. 4ª ed. São Paulo: Atheneu, 1988.

FORTI, L. C.; BOARETTO, M. A. C. *Formigas Cortadeiras: Biologia, Ecologia, Danos e Controle Botucatu*. Universidade Estadual Paulista, p. 61, 1997.

GALERA, Paula Diniz. *Apostila de Técnica Cirúrgica*. Universidade Federal de Brasília, Faculdade de Agronomia e Medicina Veterinária, ago. 2005.

GEERLIS, Marion. *Skin Layer Mechanics*. Technische Universiteit Eindhoven, Holanda, 2009.

GIL, Antônio Carlos. *Como elaborar projetos de pesquisa*. 4ª ed., São Paulo: Atlas, 2002.

GOFFI, Fábio S. *Técnica Cirúrgica: bases anatômicas, fisiopatológicas e técnicas cirúrgicas*. 4ª ed. São Paulo: Atheneu, 2004.

GORNI, A. ,A. *Introdução à prototipagem rápida e seus processos*. *Revista Plástico Industrial*, p.230-239, 2001.

GONÇALVES, C.R. *Distribuição, biologia e ecologia das saúvas*. Divulgação Agronômica, 1960.

GROSS, K. *Bioceramics: An Overview Including Calcium Phosphates, Hydroxyapatite, Alumina, Zirconia and Pyrolytic Carbon*, AZoM, 2002.

HANDBOOK. Properties and selection. 10th ed. Ohio, ASM International, v.2 p. 62-66, 1990.

HARPER, Charles, A. *Handbook of plastics, elastomers and composites*. 4th, New York: McGraw-Hill, 2002.

HEAT TREATER'S GUIDE: Practices and Procedures for Irons and Steels, 2nd Edition, ASM International, Ohio: Material Park, 1995.

HEDLUND, C. S. *Cirurgia do Sistema Tegumentar*. In: FOSSUM, T. W. *Cirurgia de pequenos animais*. 2 ed. São Paulo: Roca, 2005.

HEINZELMANN, M.; SCOTT, M.; LAM, T. *Factores predisposing to bacterial invasion and infection*. *Am J Surg*. 183: 179-90, 2002.

HENCH, L. L.; WILSON, J.; *Introduction to Bioceramics*. Vol.1, Word Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 1993, p. 1-15.

HERING, Flávio; GABOR, Silvio; ROSENBERG, David. *Bases técnicas e teóricas de fios e suturas*. São Paulo: Roca, 1993.

HERK, A. V. *Chemistry and technology of emulsion polymerization*. 1st ed. Blackwell Publishing, Reino Unido, 2005.

HOCHBERG, Julio; MEYER, Kathleen M.; MARION, Michael D. *Suture Choice and Other Methods of Skin Closure*. Department of Surgery, Marshfield Clinic. Elsevier Inc, 2009.

HOCHBERG, J.; MURRAY, G., F. *Principles of operative surgery*. In: Sabiston DC, editor. *Textbook of surgery*. 15th edition. Philadelphia: WB Saunders; 1992.

HOWELL J. M; BRESNAHAN, K. A, STAIR, T. O, DHINDSA, H. S, EDWARDS, B. A. *Comparison of effects of sutures and cyanoacrylate tissue adhesive on bacterial counts in contaminated lacerations*. *Antimicrob Agents Chemother*, v. 39, n. 2, p. 559-560, fev., 1995.

IIDA, Itiro. *Ergonomia: projeto e produção*. 2ª ed. São Paulo: Edgard Blucher, 2005.

IMRHAN, S. N.; JENKINS, G. D. *Flexion-extension hand torque strengths: applications in maintenance tasks*. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 23, p.359-371, 1999.

INFO ESCOLA NAVEGANDO E APRENDENDO. Disponível em <<http://www.infoescola.com/quimica/funcao-ester/>> Acesso em 18 de nov. 2013.

INPI. Universidade Federal do Amazonas e Instituto Nacional de Pesquisa da Amazonia (Manaus, AM). *Grampo Metálico*. Brasil patente BR n. MU 9002473-7, 2011.

INPI. Instituto Nacional de Pesquisa da Amazônia (Manaus, AM). *Grampo bioabsorvível*. Brasil patente BR n. MU9102934-1, 2012.

JAPIASSU, Hilton. *Interdisciplinaridade e patologia do saber*. Rio de Janeiro: Imago Editora, 1976.

JØRGENSEN, M.; NORRMAN K.; KREBS F., C. *Stability/ degradation of polymer solar cells*. *Solar Energy Materials & Solar Cells* v. 92, p. 686-714, 2008.

JÜRGEN, Paul; WULFILA, Gronenberg. *Optimizing force and velocity: mandible muscle fibre attachments in ants*. The Journal of Experimental Biology. Germany, n. 202, p.797–808, march, 1999.

KAWACHI, E.,Y.; BERTRAN, C., A., dos REIS R. R.; ALVES, L.*Biocerâmicas: tendências e perspectivas de uma área interdisciplinar*. Química Nova n.23, v.4, 2000.

KINDLEIN JÚNIOR, W., & GUANABARA, A. S. *Methodology for product design based on the study of bionics*. Materials & Design, v. 26, n. 2, p.149-155, 2005.

KISNERS R., S.; EAGLSTEIN, W., H. *The Wound Healing Process*. Dermatol Clinics, 199; 11: 629-40.

KOSKO, P. I. *Upper lid blepharoplasty: skin closure achieved with butyl-2-cyanoacrylate*. Ophthalmic Surg, v.12, n. 6, p. 424-5, 1981.

KRAUSS, George. *Steels: processing, structure and performance*. ASM International .Ohio, USA, 1ª ed., 2005.

LdSM. *CD Biônica*. Porto Alegre: Laboratório de Design e Seleção de Materiais, 2005.

LARSON, Ron; FARBER, Betsy. *Estatística Aplicada*. Pearson Prentice Hall, 4 ed, 2010.

LEONARDI, P, C; ZILBERSTEIN B.; JACOB, C., E.; YAGI, O; CECCONELLO I. *Nós e Suturas em Vídeo-Cirurgia: Orientações Práticas e Técnicas*. ABCD, Arq Bras Cir Dig , v.23, n.3, 2010.

LESKO, Jim. *Design industrial: materiais e processos de fabricação*. 1ª ed. São Paulo: Edgard Blucher, 2004.

LIMA, Marco Antonio Magalhães. *Introdução aos materiais e processos para designers*. Nova ed. rev. Rio de Janeiro, RJ: Ciência Moderna, 2006.

LIPTAK, J. M. *An Overview of the tropical management of wounds*. Australian Veterinary Journal, v.75, p. 408-413, 1997. Disponível em: < <http://animalcancersurgeon.com>> Acesso em: 20 maio 2013.

LOBACH, Bernd. *Design industrial: Base para configuração dos produtos industriais*. 1ª ed. São Paulo: Blucher, 2001.

LOPES, W. *Estudo do encruamento dos aços AISI 304 e AISI 409 com uso da técnica de cisalhamento planar simples*. Belo Horizonte: Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, 2009. 186p. (Tese, Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Minas).

LUIS, Rey. *Dicionário de Termos Técnico de Medicina e Saúde*. 2ª ed. Guanabara Koogan, 2003.

LUTOSA, S., A; MATOS, D.; ATALLAH, A., N; CASTRO, A., A. *Stapled versus handsewn methods for colorectal anastomosis surgery: a systematic review of randomized controlled trials*. Cochrane Database Syst Rev, n. 3, 2001.

MAGALHÃES, Hélio Pereira de. *Técnica cirúrgica e cirurgia experimental*. São Paulo: Sarvier, 1989.

MARICONI, F.A.M. *As Saúvas*. São Paulo: Agronômica Ceres, 1970.

MARGOLIN e MARGOLIN, Victor; Sylvia. *Um "modelo social" de design: questões de prática e pesquisa*. Revista Design em Foco, julho-dezembro, ano/vol. I, numero 001. Universidade do Estado da Bahia, Salvador, Brasil pp. 43-48. 2004.

MARTINS, Marcus Vinicius Dantas de Campos; SKINOVSKY, James; CHIBATA, Maurício. *Comparação da pressão de ruptura da linha de sutura com grampeamento simples, como sobressutura e com reforço biológico: estudo experimental*. ABCD Arq. Bras. Cir. Dig., v. 26, n. 2, p. 80-83, jan. 2013.

MAKENZIE, D. *The history of sutures*. Med. His., 1973.

MARQUES, Ruy Garcia. *Técnica Operatória e Cirurgia Experimental*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

MCCARTHY, J., G. *Introduction to plastic surgery*. In McCarthy JG (ed): Plastic Surgery. Philadelphia, W.B. Saunders, 1990, pp 48–54.

McDonald, J.H. *Handbook of Biological Statistics*. Sparky House Publishing, Baltimore, Maryland, (2nd ed.), 2009.

MEYER, R., D; ANTONINI,C., J. *A review of sutures materials, part II*. In: *Compendium of CME in dentistry*. Jamesburg Dental Learning Systems Co.; 1989.

MEEKER, M., H.; ROTHROC, J., Alexander. *Cuidados de Enfermagem ao Paciente Cirúrgico*. 10ª Edição, Editora Guanabara Koogan SA, Rio de Janeiro, 1997.

METALS HANDBOOK. *Properties and Selection: Stainless Steels, Tool Materials, and Special- Purpose Metals*, vol. 3, 9th, American Society for Metals, 1980, p 1–185.

MILES, Derek Syril. *Tecnologia dos Polímeros*. São Paulo: Ed da Universidade de São Paulo, 1975.

MONACO, J., A., L. LAWRECE, T. *Acute Wound Healing: na Overview*. Clin Plastic Surg. 2003; 30: 1-12.

MORAES, Anamaria de; MONT'ALVÃO, Claudia. *Ergonomia Conceitos e Aplicações*. 4ª ed., Rio de Janeiro: 2AB, 2005.

MOREDO, K. Armas; PÉREZ, Bárbara A. Armas; PUJAL, Leandro Segura; HERNÁNDEZ, Joaquim Márquez Hernández; MOREDO, Katia Armas. *Materiales de sutura quirúrgico*. AMC. v. 13, n.5, sep-oct. 2009.

MORIYA, Takachi; VICENTE, Yvone A. Morais de Andrade; TAZIMA, Maria de Fátima G. Sorita. *Instrumental Cirúrgico*. In Simpósio: Fundamentos em Clínica Cirúrgica 3ª Parte, Capítulo II, v. 44, n.1, 2011. Ribeirão Preto, 2011, p. 18-32.

MOTA, Pedro. A latitude do Olhar: *Expedição Amazônica*. Revista Perspectiva. Matosinhos - PT, n. 13, p. 6-7, jul. 2008.

MOY, R.; L. WALDMAN B.; HEIN, D.,W. *A review of sutures and suturing techniques*. J Dermatol Surg Oncol 1992.

NADINE, B; SEMER, M. D. *Practical Plastic Surgery for Nonsurgeons*. California: Global Help, 2001, 400 p.

NOVAK, C.J. *Structure and Constitution of Wrought Austenitic Stainless Steels*, in *Handbook of Stainless Steels*, McGraw-Hill, 1977, p 4-1 to 4-78.

OFFODILLE, A., C.; FEINGOLD, D., L; NASAR, A., WHELAN,R., L, ARNELL, T., D. *High incidence of technical errors involving the EEA circular stapler: a single institution experience*. J. Am Coll Surg, v. 210, n. 3, p. 331-5, mar., 2010.

OLIVEIRA, L. H. *Sutura: Corte & costura na sala de cirurgia*. Revista Super Interessante, n. 075, dez., 1993.

PAIVA CASTRO, U.; ZAMITH, A. P. L.; MARICONI, F. A. M. Contribuição para o conhecimento da “saúva de vidro” *Atta laevigata Fred. Smith, 1858*. In XIII REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA PARA PROGRESSO DA CIÊNCIA, v. 18, jul.,1961, Minas Gerais. *Anais*. Minas Gerais, out., 1961, p. 314-325.

PAVLETIC, M. M. *Atlas of small animal reconstructive surgery*. 3 ed. Iowa: Wiley-Blackwell, 2010. 679 p.

PHEASANT, S. *Bodyspace*. London: Taylor & Francis, 1997.

PHEASANT, S.; O'NEILL, D. *Performance in gripping and turning: a study in hand/handle effectiveness*. Applied Ergonomics, v. 6, n. 4, p. 205-208, 1975.

PILLIAR, R. M., “Manufacturing Processes of Metals: The Processing and Properties of Metal Implants”. In: Ducheyne, P., Hastings, G.W., Metal and Ceramic Biomaterials, chapter 4, v. I, Boca Raton, 1984.

PRODANOV, Cleber Cristiano; FREITAS, Ernani Cesar. *Metodologia do trabalho científico: métodos e técnicas da pesquisa e do trabalho acadêmico*. 2ª ed. Novo Hamburgo: Feevale, 2013.

RAMOS, J., & SELL, I. A biônica no projeto de produto. *Produção*, São Paulo v. 4,n. 2, p. 95-108, dez., 1994.

RATNER, B., D; HOFFMAN, A., S; SCHOEN, F., J; LEMONS, J.,E. *Biomaterials science: a multidisciplinary endeavor*. In: Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE, eds. *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine*. Londres: Elsevier Academic Press, 2004. p.1-9.

RAWSHAW, J., A. *Distribution of type III collagem in bovine skin of various ages*. *Connect Tissue Res*, 1986.

R Core Team (2014). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. URL <http://www.R-project.org/>

REDMOND , J.D. *Stainless Steels*, Ed., in *Metals Handbook, Desk Edition*, American Society for Metals, 1985, p 15-1 to 15-21.

REES, T. D.; ASTON, S. J. *Blepharoplasty and facialplasty*. In: Mc Carthy, JG ed. *Plastic Surgery: The face, Part 2, Vol 3*. Philadelphia: WB Saundres, 1990.

REICH H. *New techniques in advanced laparoscopic surgery*. *Baillieres Clin Obstet Gynaecol*,v.3, n.3, sep,1989.

REICH, H.; CLARKE, H. C; SEKEL, L. *A Simple method for Ligating with straight and curved needles in operative laparoscopic*. *Obstet Gynecol*, v.79, n.1, jan,1992.

RIBEIRO, Anita R. e GRAZIANO, Kazuko U. *Os fios de sutura cirúrgica e a enfermeira de centro cirúrgico: critérios de previsão e provisão segundo a natureza das instituições hospitalares*. *Rev. Esc. Enferm: USP* , v. 37, n. 4, p. 61-8, 2003.

ROCHA, M. V. *Curso de estatística*. Rio de Janeiro: IBGE. 248 p.1975.

ROSS, Michael H.; PAWLINA, Wojciech. *Histology: a text and atlas*. Lippincott Philadelphia: Williams & Wilkins, 5ed., 2008.

SARDENBERG, Trajano; MULLER, Sergio Swain; SILVARES, Paulo Roberto de Almeida; MEDONÇA, Adriano Bovo; MORAES, Rafael Riscali de Lima. *Avaliação das propriedades mecânicas e dimensões de fios de sutura utilizados em cirurgias ortopédicas*. *Acta Ortopedica Brasileira*, v. 11, n. 2, abr/jun, 2003.

SALVADOR, Roner José. *Metodologia Biônica em Dobradiça de Móveis*. Dissertação (mestrado) Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Programa de Pós-Graduação em Design e Tecnologia, Porto Alegre, RS, 2003.

SANTO JR, Arnaldo R.; WADA, Maria Lucia F. *Polímeros Biorreabsorvíveis como Substrato para Cultura de Células e Engenharia Tecidual*. *Polímeros: Ciência e Tecnologia*. São Carlos, v. 17, n. 4, p. 308-317, out./ dec., 2007.

SANTO, M. Aurelio; TAKEDA, Flavio Roberto; SALLUM, Rubens A. A. *Staplers in digestivo surgey. Techological advancemente in surgeons own hands*. São Paulo, v. 48, n1, Jan./Mar., 2011.

SAKATA, Maisa M; ALBERTO-RICON, Maria do Carmo; DUEK, Eliana, A.,R. *Estudo da Interação Polímero/Cartilagem/Osso Utilizando Poli (Ácido Lático-co-Ácido Glicólico) e Poli (p-Dioxanona) em Condilo Femural de Coelhos*. *Polímeros: Ciência e Tecnologia*, v. 14, n 3, p. 176-180, 2004.

SAWYER, R., G. PRUET, T., L. *Wound Infections*. Surg Clin North Am, 1994.

SCHLINDWEIN, M.N. *Avaliação das estratégias de forrageamento de Atta sexdens rubropilosa Forel, 1908 (Hymenoptera: Formicidae) com o uso de manipulação espaço-temporal de recursos vegetais*. Tese (Doutorado em Ciências Biológicas), Rio Claro: UNESP, 1996.

SEPHEL, G. C.; WOODWARD, S. C. *Reparação, regeneração e fibrose*. In: RUBIN, E. *Patologia: bases clinicopatológicas da medicina*. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. p. 89-120.

SERAG WEISSNER. *Pocket guide to suture materials Technique & Knots*. Germany, Alemanha, 2006

SHIH, Y. C.; WANG, M. J. J. Evaluating the effects of interface factors in the torque exertion capabilities of operating handwheels. *Applied Ergonomics*, v.28, n. 5, p. 375-382, 1997.

SILVA, Vinicius, S., A.; RODRIGES, Lorena, S.; TESSARO, Tiago, S.; NAKAOKA, Vanessa Y., E. da Silva; KASHIWABARA, Tatiliana G. Bacelar. *Tipos de suturas e nós específicos na operação vídeolaparoscópica: uma revisão de literatura*. *Revista UNINGÁ Review*. Ipatinga - MG, Brasil. Vol.17, n.2, jan/mar 2014.

SILVA, F. P. *O uso da digitalização tridimensional a laser no desenvolvimento e caracterização de texturas aplicadas ao design de produtos*. *Dissertação para obtenção do título de mestre em engenharia*. Dissertação, UFRGS, Departamento de Engenharia de Materiais, Porto Alegre, 2006.

SMELTZER, S. C.; BARE, B. G. *Brunner & Suddarth: Tratado de enfermagem médico-cirúrgica*. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

SMITH L., T.; HOLBROOK, K., A.; BYERS, P., H. *Structure of the dermal matrix during development and in the adult*. *J. Invest Dermatol*, 1982.

SINGER, A., J; CLARK, R., A., F. *Mechanisms of disease: cutaneous wound healing*. *N Engl J Med*. 1999.

SINGER, A. J., THODE, H. C. Jr. A review of the literature on octylcyanoacrylate tissue adhesive. *Am J Surg*, EUA, v .187, n. 2, p. 238-248, fev., 2004.

SINGER, Adam J., *Lacerations and Acute Wounds, An Evidence-Based Guide*; F.A. Davis Company, 2003.

SOARES, M. A. *Biomimetismo e Ecodesign: Desenvolvimento de uma ferramenta criativa de apoio ao design de produtos sustentáveis*. Lisboa, Portugal: Universidade Nova de Lisboa, 2008.

SOUZA, Sandro C. de; BRIGLIA, Carlos Henrique. *Estudo comparativo entre etilcianocrilato e sutura intradérmica no fechamento de excisões cutâneas*. *Revista Brasileira de Cirurgia Plástica*, São Paulo, v. 26, n. 4, oct./ nov./dec. 2011.

SOUZA, S. C; OLIVEIR, W. L., SOARES, D. F; BRIGLIA C. H, ATHANÁZIO, P. R, CERQUEIRO M. D, et al. *Comparative study of suture and cyanoacrylates in skin closure of rats*. *Acta Cir Bras*, São Paulo, v. 22, n. 4, jul./agost, 2007.

SZARMACH,R.,R; LIVINGSTON J.;RODEHEAVER, G.,T, et al. *An innovative surgical suture and needle evaluation and selection program*. *J Long Term Eff Med Implants*, 2002.

TANJA, M; LJERKA, S. ; PROSPER, M. *Structure and properties of biomedical Co-Cr-Ti alloy's*. *Journal of Alloys and Compounds*, v.407, n. 1-2, p. 294 -298, 2006.

THAMARAISELVI, T., V.; RAJESWARI, S. *Biological Evolution of bioceramic materials. A Review*, *Trends in Biomaterials Artificial Organs*, v. 18, n. 1, p. 9-17, 2004.

TOMB; R. R., LEPOINTTEVIN, J. P; DUREPAIRE, F., GROSSHANS, E. *Ectopic contact dermatitis from ethyl cyanoacrylate instant adhesives*. *Contact Dermatitis*, France, v. 28, n. 4, p. 206-208, abr., 1993.

TOURIUMI, D. M; RASLAN, W. F; FRIDMAN, M.; TARDY; M. E. *Histotoxicity of cyanoacrylate tissue adhesives: a comparative study*. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, Chicago, v. 116, n. 5, p. 546-550, 1990.

TOVAR, Livia Goulart. *Análise Computacional de Propagação de Trinca em Interface de Corpo de Prova Metalocerâmico*. Universidade Federal do Rio de Janeiro, Departamento de Engenharia Mecânica, Rio de Janeiro, 2013.

TROPMAIR, H. *Estudo Zoogeográfico e Ecológico das formigas do gênero Atta (Hymenoptera) com ênfase sobre a Atta laevigata (F. Smith, 1858), no estado de São Paulo*. Tese (Livre-Docência) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras, Rio Claro, 1973.

TURRER C., L; FERREIRA F., P., M. *Biomateriais em cirurgia craniomaxilofacial: princípios básicos e aplicações: revisão de literatura*. *Revta Bras. Cir. Plást*, v.23,n.3, p. 234-239, fev. 2008.

VENUVINOD, P.; MA, W. *Rapid prototyping: Laser-based and other technologies*. Massachusetts: Kluwer Academic Publishers, 2004.

VILLARES METALS. Disponível em <http://www.villaresmetals.com.br/portuguese/1016_PTBR_HTML.htm>. Acesso em: 16 de junho de 2014.

VINCENT, Julian F. V. *Applications - Influence of Biology on Engineering*. *Journal of Bionic Engineering*, Reino Unido, v. 3, n. 3, p. 161-177, 2006.

VINHA, Giovana Gonçalves. *Sistemática molecular de Atta Laevigata (Smith 1858) e Acromiormex balzani (Emery 1890)*. Dissertação (mestrado), Universidade Estadual Paulista “Júlio Mesquita Filho”, Programa de Pós- Graduação em Ciências biológicas biologia celular e molecular. Rio Claro, SP, 2007.

WANG A. A.; MARTIN, C.,H. *Full-thickness skin necrosis of the fingertip after application of superglue*. J Hand Surg Am, EUA, v. 28, n. 4, p. 696-8, 2003.

WILD, Alexander. *Atta Laevigata*. Disponível em <http://www.alexanderwild.com/Ants/Taxonomic-List-of-Ant-Genera/Atta/> Acesso em: 25 de outubro de 2013.

YOUNGHO, Seo; TOMOKI, Hashimoto; YOSHITSUGU, Nuki; BRUCE; H. Hasegawa. *In vivo microCT imaging of rodent cerebral vasculature*. Institute of Physics in Medicine and Biology, v. 53, p. 99-107, 2008.

Zar, Jerrold H. *Biostatistical analysis*. Prentice Hall, USA, 4 ed., (1999).

GLOSSÁRIO

Anastomose - operação cirúrgica que consiste na união de dois vasos sanguíneos.

Aposição - as bordas se encostam, no mesmo plano.

Austenitização - tratamento térmico para efetuar a dissolução do carbono no ferro FCC, formando assim a austenita.

Blefaroplastias - é um tipo de cirurgia plástica que se destina a dar melhor aspecto às pálpebras.

Cirurgia Bariátrica - conhecida também como cirurgia da obesidade e cirurgia de redução do estômago.

Cirurgia Laparoscópica - é uma técnica cirúrgica em que as operações no abdome são realizadas através de pequenas incisões.

Citotoxicidade - é a propriedade nociva de uma substância em relação às células.

Dermatite alérgica - reação alérgica que ocorre na pele, devido o contato com uma substância que causa irritação.

Deiscência: reabertura de uma ferida previamente fechada.

Enxertia de pele - corretamente denominado transplante de pele, é um tipo de enxerto médico no qual se realiza um transplante de pele. Esse procedimento é indicado para fechamento de defeitos impossibilitados de fecharem primariamente, sendo que a pele enxertada deve conter epiderme e derme parcial ou total.

Estenose - é um estreitamento anormal de um vaso sanguíneo, outro órgão ou estrutura tubular do corpo.

Evertidas - maior contato das bordas, que se voltam para fora, formando uma crista evertida.

Fibroblasto - é a célula constituinte do tecido conjuntivo cuja função é sintetizar as fibras estruturais.

Fístulas – qualquer cominuação anormal de uma víscera.

Gastrectomias - é um procedimento cirúrgico que consiste na retirada de parte ou de todo o estômago e que pode ser realizado para tratamento de algumas doenças, desde o tratamento de obesidade, úlceras pépticas de estômago, tumores benignos e câncer de estômago (tumor maligno). Quando é realizada uma gastrectomia parcial, o que restou do estômago é anexado ao intestino delgado. Na necessidade da remoção cirúrgica de todo o estômago (gastrectomia total), o esôfago é ligado diretamente ao intestino delgado.

Herniorrafias ou hernioplastia - é a cirurgia que visa corrigir o defeito na musculatura e/ou aponeurose (capa que reveste os músculos) que permite o aparecimento da hérnia abdominal.

Hidrólise - decomposição de uma molécula pela ação da água sobre um composto com fixação de íons hidrogênio ou de íons hidroxila.

Histotoxicidade - que é tóxico aos tecidos vivos.

Intraluminal - que se situa ou ocorre no lume de um vaso ou de um canal.

Látero Lateral - estende-se de um lado ao outro, tanto da direita para esquerda quanto o inverso, perpendicular ao plano sagital. Esse eixo possibilita os movimentos de flexão e extensão. Ex. Articulação do ombro, do cotovelo etc.

Leucócitos - glóbulos brancos do sangue.

Linfócitos - tipo de leucócito, ou glóbulo branco, presente no sangue, fabricado pela medula óssea vermelha.

Ligações primárias - em geral, cada um dos três tipos de ligação primária (eletrostática, covalente e metálica) origina-se da tendência dos átomos adquirirem suas estruturas eletrônicas estáveis preenchendo completamente a camada eletrônica mais externa .

Ligações secundárias - as forças de ligação surgem a partir de dipolos atômicos ou moleculares. A ligação resulta da atração de Coulomb entre a extremidade positiva de um dipolo e a região negativa de um dipolo adjacente.

Macrófagos - são células de grandes dimensões do tecido conjuntivo, ricos em lisossomos, que fagocitam elementos estranhos ao corpo. Intervêm na defesa do organismo contra infecções.

Monócitos - é um leucócito, seja, parte do sistema imunitário do corpo humano, responsável pela fagocitose ou digestão de partículas estranhas no corpo.

Mucoproteínas - proteínas de fase aguda, isto é, a concentração aumenta ou diminui em resposta ao estímulo inflamatório.

Necrose - degeneração de um tecido pela morte das suas células.

Nociceptivos - estímulo de provoca dor.

Perlita – é uma microestrutura do aço eutetóide que é lentamente resfriado através da temperatura eutetóide consistindo em camadas alternadas de ferrita α e cementita (Fe_3C) que se formam simultaneamente durante a transformação.

Pliabilidade - é a facilidade para dar o nó e dobrar o fio.

Polimorfonucleares - são células que possuem vários núcleos, no nosso organismo fagocitam microorganismos invasores.

Procedimento de Hartmann - caracteriza-se pela realização de uma colostomia terminal e o fechamento do coto distal do intestino grosso, geralmente o reto.

Queratinócitos - também conhecidos como ceratinócitos, são células diferenciadas que compõem o tecido epitelial e invaginações da epiderme para a derme, como é o caso das unhas e cabelos, responsáveis pela produção de queratina.

Recristalização - é um método de purificação de compostos orgânicos que são sólidos a temperatura ambiente.

Resistência à tração - consiste em aplicar uma força uniaxial no material, tendendo-o a alongá-lo até o momento de sua fratura.

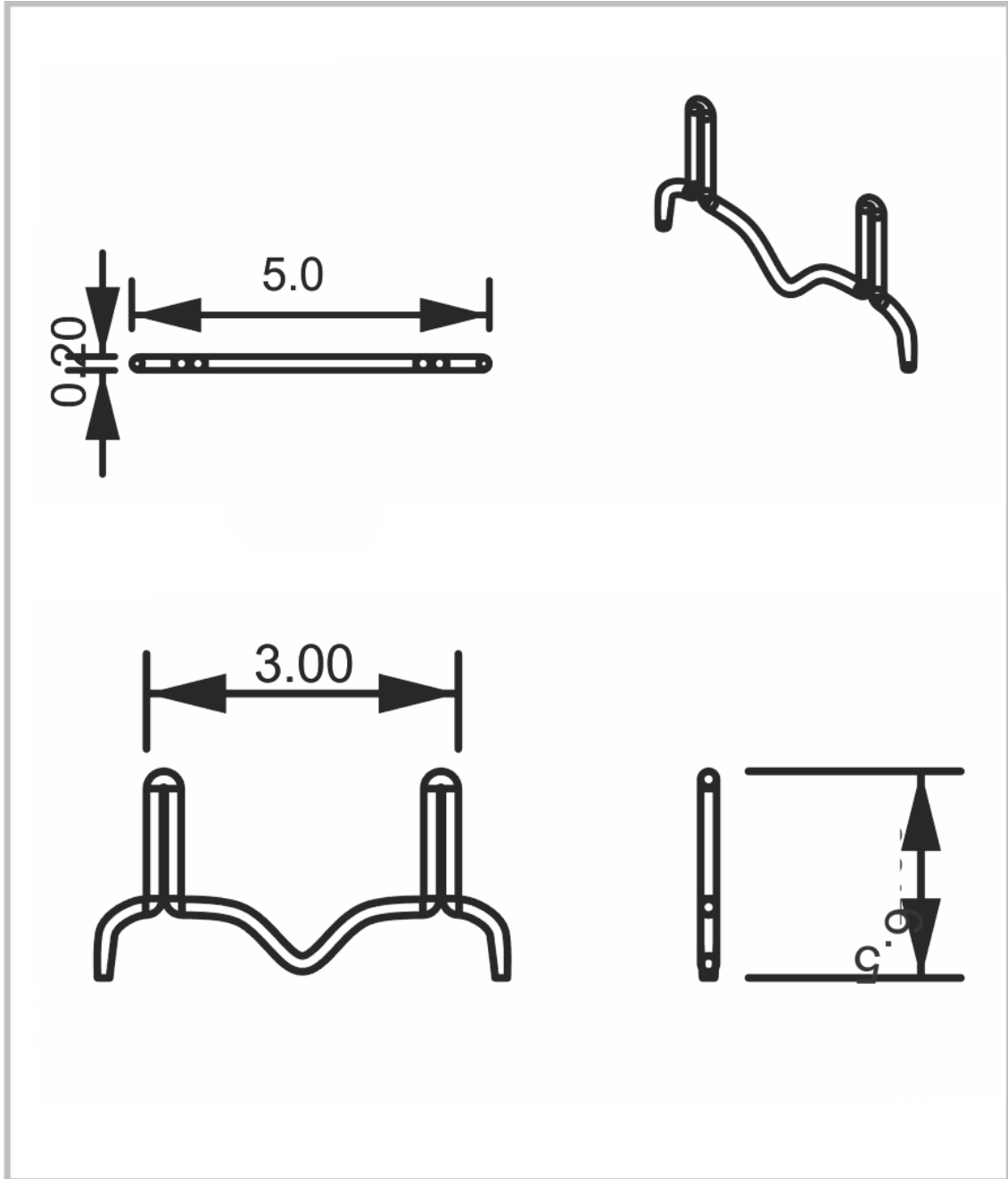
Resistência à ruptura - Tensão nominal desenvolvida em um material na ruptura.

Seroma - é a complicação pós-cirúrgica que consiste no acúmulo excessivo de líquido próximo à cicatriz cirúrgica, causando inflamação.

Tecidos Fibróticos - possui como principal constituinte fibras colágenas, que são caracteristicamente brancas e formadas pela proteína colágena.

Vísceras - qualquer órgão desenvolvido que está alojado nas cavidades torácica e abdominal.

APÊNDICE A – DESENHO TÉCNICO DO GRAMPO DE SUTURA
(SUBSISTEMA 1)



ANEXO 1 - LAUDO TÉCNICO DO AÇO INOXIDÁVEL 316L



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL

Análise Química de Aço Inoxidável.

Empresa: Hospital de Clínicas de Porto Alegre

Solicitante: Eng. Paulo Roberto Stefani Sanches

A tabela abaixo apresenta os valores determinados por via úmida realizados em peças de aço inoxidável.

Tabela - Análise química de amostras de aço inoxidável com % em peso

Peças/Elem	C	Mn	S	Cr	Ni	Mo	Co	V	Cu
Arame	0,031	1,36	0,018	15,72	10,0	2,20	0,13	0,02	0,24
Tubo Capilar	0,019	1,84	0,007	16,54	10,20	2,03	0,16	0,05	0,32
Especif. AISI 316L	0,03	2,00(máx.)	0,03(máx.)	16,00-18,00	10,00-14,00	2,00-3,00			

Pela análise química conclui-se que o aço analisado é um AISI 316L.

MSc. Eng. Alexandre da Silva Rocha

ANEXO 2 - LAUDO TÉCNICO DO AÇO INOXIDÁVEL 420



D&D *Manufactureira Ltda.*

Av. Alberto Jafet, 662 - Jardim Marliana - Diadema - SP - CEP 09951-110
Fone/Fax: (55 11) 4072-4222 / 4067-4222 Site: www.dedcompany.com.br
CNPJ: 02.044.053/0001-30 IE: 288.156.576.113

Email: comercial@dedcompany.com.br

Certificado de Qualidade

Referências D&D

Nº: 004830/1

Cliente: BHIO SUPPLY IND.COM.DE EQUIP.MEDICOS LTD		Data: 23/07/2009
Liga / Similar: INOX 420		OP. Nº: 67465/1
Qtd: 6,4	Pedido do Cliente: EDISON	Produto: INOX AISI 420 RD 1,50 MM
Dimensões: 420BR1,50RET	Tolerância: -0,025+0,0 MM	Nota Fiscal: 004830
Comprimento: 2000 MM	Certificado de Origem Nº: 443193	Corrida Nº: 12324206
Acabamento: RETIFICADO POLIDO	Tratamento Térmico:	Ferrita (%): 0
Tamanho do Grão Conf. ASTM E 112 0		
Composição Química (% em Peso): C-0,360 Cr-13,080 Cu-0,080 Mn-0,380 Mo-0,090 Ni-0,011 Ni-0,360 P-0,039 S-0,014 Si-0,300		
Ensaio de Tração		
Ensaio Nº:	Limite Resist. Long. (MPa): 0 Alongamento (%): 0	Limite Esc. 0,2% Long. (MPa): 0 Redução de Área (%): 0
Dureza: 0	RIR: 026262	
Ensaio de Impacto		
Corpo de Prova		
Número:	Temperatura C:	
Joules (J):	Dimensão (mm):	
Microinclusão Conf. Norma ASTM E 45:		
Observação:		

CERTIFICADO EMITIDO ELETRONICAMENTE, DISPENSA ASSINATURA

Controle de Qualidade