

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE LORENA

ANA LAURA DA MATTA

Processo de produção de agulhas cirúrgicas: Estudo comparativo entre diferentes
ligas através da propriedade de dobramento

Lorena
2022

ANA LAURA DA MATTA

Processo de produção de agulhas cirúrgicas: Estudo comparativo entre diferentes ligas através da propriedade de dobramento

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado à Escola de Engenharia
de Lorena da Universidade de São
Paulo como requisito para conclusão
da graduação em Engenharia de
Materiais.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Maria Ismênia
Sodero Toledo Faria

Lorena
2022

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

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

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema Automatizado
da Escola de Engenharia de Lorena,
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

da Matta, Ana Laura
PROCESSO DE PRODUÇÃO DE AGULHAS CIRÚRGICAS -
ESTUDO COMPARATIVO ENTRE DIFERENTES LIGAS ATRAVÉS DA
PROPRIEDADE DE DOBRAMENTO / Ana Laura da Matta;
orientadora Maria Ismênia Soderro Toledo Faria. -
Lorena, 2022.
50 p.

Monografia apresentada como requisito parcial
para a conclusão de Graduação do Curso de Engenharia
de Materiais - Escola de Engenharia de Lorena da
Universidade de São Paulo. 2022

1. Agulha cirúrgica. 2. Aço inoxidável. 3.
Tratamento térmico. 4. Dobramento. 5. Ductilidade.
I. Título. II. Soderro Toledo Faria, Maria Ismênia,
orient.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais, Emir e Silvana, e ao irmão gêmeo, João Pedro, pelo apoio e amor incondicionais ao longo de todos esses anos longe de casa.

Aos meus familiares e amigos que, mesmo distantes fisicamente, se fizeram presentes em tantos momentos.

Ao corpo docente e funcionários da EEL-USP por toda dedicação no ato de lecionar. Em especial à querida professora e orientadora Maria Ismênia por acreditar no meu trabalho e me motivar a seguir em frente.

Aos colegas de sala por todo conhecimento e momentos compartilhados.

Aos amigos do Diretório Acadêmico 29 de Maio por lutarem ao meu lado por uma faculdade melhor para todos os alunos.

À todas as companheiras de república pelos ensinamentos diários e grande amizade construída.

À todos aqueles que, de alguma forma, se tornaram família em Lorena e que carregam para a vida.

Àqueles que contribuíram para o desenvolvimento e entrega deste trabalho.

EPÍGRAFE

*“A sabedoria do humilde levantará
sua cabeça e o fará sentar-se no
meio dos grandes”.*

MATTA, A. L. **Processo de produção de agulhas cirúrgicas: Estudo comparativo entre diferentes ligas através da propriedade de dobramento.** 2022 50p. Trabalho de conclusão de curso (Graduação em Engenharia de Materiais) – Escola de Engenharia de Lorena, Universidade de São Paulo, Lorena, 2022.

RESUMO

As agulhas cirúrgicas utilizadas nas suturas são importantes instrumentos para fechamento de feridas. O avanço no desenvolvimento de novas ligas para tal aplicação vem crescendo com o intuito de aprimorar as propriedades mecânicas e performance da agulha. A resistência à flexão é um fator essencial e exigido por norma para seleção desses materiais. Neste contexto, o presente trabalho teve como principal objetivo a avaliação da influência da composição da liga e formato da agulha na propriedade de ductilidade através da comparação e análise dos resultados do ensaio de dobramento. As agulhas foram produzidas e uma parcela representativa do processo foi coletada para execução do teste de dobramento. Os resultados foram tratados e categorizados para possibilitar a correlação dos dados. A primeira variável analisada foi a composição da liga em que verificou-se um resultado superior naquela com adição de elementos de liga, como Níquel e Titânio. Os diferentes parâmetros da geometria da agulha foram avaliados separadamente: diâmetro, curvatura e comprimento. À medida que cada parâmetro foi estudado, os demais permaneceram constantes dentro do mesmo grupo para que não houvesse interferências. Observou-se que o diâmetro e a curvatura apresentam efeito progressivo sobre o resultado de dobramento, contudo o comprimento não mostrou influência direta sobre essa propriedade.

Palavras Chave: agulha cirúrgica, aço inoxidável, tratamento térmico, dobramento, ductilidade.

MATTA, A.L. **Surgical needle production process: Comparative study between different alloys through bending property.** 2022 50p. Trabalho de conclusão de curso (Graduação em Engenharia de Materiais) – Escola de Engenharia de Lorena, Universidade de São Paulo, Lorena, 2022.

ABSTRACT

Surgical needles used in sutures are important instruments for wound closure. The advance in the development of new alloys for such application has been increasing aiming mechanical properties and performance improvement for needles. The resistance to bending is an essential factor and required by normin the selection of these materials. In this context, the present work had as its main objective the evaluation of alloy composition and needle shape influence on ductility property through the comparison and analysis of bending test results. Needles were produced and a representative portion of the process was collected to perform the bending test. The results were treated and categorized to enable correlation of the data. The first variable analyzed was the alloy composition, which showed a superior result in those with alloying elements addition such as Nickel and Titanium. The different parameters of needle geometry were evaluated separately: diameter, curvature and length. As each parameter was studied, the others remained constant within the same group so that there would be no interference. It was observed that the diameter and curvature have a progressive effect on bending result, however length did not show a direct influence on this property.

Keywords: surgical needle, stainless steel , heat treatment, bending, ductility.

Lista de Figuras

Figura 1 - Sutura Monofilamentar e Multifilamentar	16
Figura 2 - Sutura cirúrgica.....	16
Figura 3 - Anatomia da Agulha Cirúrgica	17
Figura 4 - Geometrias e Formatos de Agulhas Cirúrgicas	18
Figura 5 - Fluxograma de processo de fabricação de agulhas cirúrgicas	19
Figura 6 - Equipamento para ensaio de dobramento	21
Figura 7 - Diagrama pseudobinário do sistema Fe-C-Cr.....	23
Figura 8 - Microestrutura Aço 420 “as is”	24
Figura 9 - Micrografia AISI 420 temperado e austenitizado nas temperaturas (a) 950 °C, (b) 1000 °C, (c) 1050 °C e (d) 1100 °C.....	25
Figura 10 - Microestrutura de aço inoxidável martensítico temperado.....	27
Figura 11 - Microestrutura eletrônica de varredura após austenitização do aço AISI 420	28
Figura 12 - Influência da temperatura de austenitização da dureza do aço AISI 420	29
Figura 13 - Curva de revenimento do aço AISI 420	30
Figura 14 - Microestrutura após revenimento a 520 °C.....	30
Figura 15 - Esquema de tratamento térmico de envelhecimento.....	31
Figura 16 - Fluxograma de processo de fabricação de agulhas cirúrgicas	32
Figura 17 - Procedimento de teste	33
Figura 18 – Histogramas Grupo 1-5.....	38
Figura 19 – Influência da Composição da Liga	39
Figura 20 - Influência do Diâmetro no Grupo α	40
Figura 21 - Influência do Diâmetro no Grupo β	41
Figura 22 - Influência do Diâmetro no Grupo γ	41
Figura 23 - Influência Curvatura Grupo X	42
Figura 24 - Influência Curvatura Grupo Y	43
Figura 25 - Influência Comprimento Grupo I	44
Figura 26 - Influência Comprimento Grupo II	44

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Composição química típica para o aço AISI 420 médio carbono (%m Fe).....	23
Tabela 2 – Amostras coletadas da Liga A e Liga B para a avaliação da influência da composição da liga	34
Tabela 3 - Amostras coletadas da Liga B para avaliação da influência do diâmetro	35
Tabela 4 - Amostras coletadas da Liga B para avaliação da influência da curvatura	35
Tabela 5 - Amostras coletadas da Liga B para avaliação da influência do comprimento	35

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
2. Objetivo geral.....	14
2.1. Objetivos específicos	14
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	15
3.1. Suturas Cirúrgicas.....	15
3.2. Agulhas cirúrgicas	16
3.2.1. Processo de Fabricação das Agulhas	19
3.2.2. Ensaio de dobramento para agulhas.....	21
3.3. Aço inoxidável	22
3.3.1. Aço 420.....	22
3.3.2. Aços inoxidáveis com adição de elementos de liga	25
3.4. Tratamentos térmicos	26
3.4.1. Têmpera do aço inoxidável martensítico	27
3.4.2. Revenimento.....	29
3.4.3. Envelhecimento.....	31
4. MATERIAIS E MÉTODOS	32
4.1. Fabricação das Agulhas.....	32
4.2. Ensaio de Dobramento.....	33
4.3. Levantamento e Tratamento dos dados	34
4.3.1. Análise Estatística.....	36
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	37

6. CONCLUSÕES	45
----------------------------	-----------

TRABALHOS FUTUROS.....	46
-------------------------------	-----------

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	47
---	-----------

1. INTRODUÇÃO

Os dispositivos médicos para fechamento de feridas têm desempenhado um papel crítico na sobrevivência humana desde o início da história. Desde então, foi desenvolvida uma ampla variedade de tipos de sutura para aplicações cirúrgicas, cada um apresentando suas vantagens de acordo com o tipo de tecido a ser suturado e o tempo de cicatrização esperado. Uma sutura ideal deve apresentar manuseio e manipulação confortáveis, causar mínima reação no tecido, ter resistência à tração adequada e ser facilmente esterilizável para impedir crescimento microbiano. Atualmente, os cirurgiões podem escolher entre um grande número de materiais de suturas com diferentes propriedades físicas, biológicas e mecânicas que atendam sua preferência (CHU CC, 1996; MAJUMDAR, 2016).

As suturas, quando agulhadas, tem o fio encastado na base da agulha. As agulhas cirúrgicas são fabricadas numa variedade de tamanhos, formas e tipos. Elas são feitas de aço inoxidável de alta qualidade e devem ser finas, fortes e rígidas para resistir à flexão e capazes de conduzir o fio de sutura, com o mínimo de lesão ao tecido. A agulha deve ser suficientemente rígida para evitar a dobra, mas flexível para se dobrar antes de quebrar. A escolha do comprimento, largura e curvatura da agulha depende do tamanho e profundidade da área a ser suturada (GARCIA, 2008; CICHOKI, 2010).

Atualmente muitos tipos de liga são utilizadas na produção de agulhas cirúrgicas, como aços inoxidáveis martensíticos e austeníticos. A demanda para melhoria contínua da performance das agulhas cirúrgicas faz com que novas ligas sejam desenvolvidas. As propriedades apresentadas para cada liga variam de acordo com a composição química e processamento térmico aplicado. Devem apresentar características aceitáveis no que diz respeito à resistência à corrosão, resistência e ductilidade (MAJUMDAR, 2016; ABIDIN, 1989).

A ductilidade é um importante aspecto para seleção de agulhas cirúrgicas e um dos métodos de avaliação desta propriedade é através do ensaio de dobramento, este que consiste na aferição da quantidade de deformação que a agulha pode sofrer sem quebrar. Uma boa resistência à flexão garante segurança e boa performance para o médico durante a cirurgia.

Com a necessidade cada vez mais imediata da seleção da combinação ideal de propriedades das agulhas cirúrgicas, se faz importante a avaliação e compreensão das variáveis que podem afetar a performance do material cirúrgico. Desse modo, o estudo busca correlacionar as particularidades da agulha, composição química e geometria, com o resultado do ensaio de dobramento que se traduz na ductilidade da agulha.

2. Objetivo geral

Este trabalho tem como objetivo analisar a característica de dobramento de agulhas cirúrgicas fabricadas com dois diferentes tipos de aço após tratamento térmico que deve ser realizado na linha para a obtenção deste produto. A análise tem como objetivo avaliar a influência da composição da liga e seu processamento térmico e das características geométricas da agulha na propriedade de dobramento e na aplicabilidade das agulhas.

2.1. Objetivos específicos

- Avaliação e comparação do desempenho de agulhas cirúrgicas fabricadas com 2 diferentes ligas de aço, Liga A e Liga B, através da análise da propriedade de dobramento pós tratamento térmico.
- Avaliação da influência das características geométricas das agulhas cirúrgicas na propriedade de dobramento.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1. Suturas Cirúrgicas

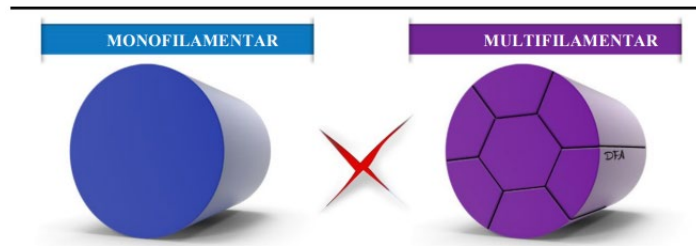
As suturas cirúrgicas são os biomateriais mais antigos e mais utilizados para fechamento de feridas, dividindo essa categoria com os grampeadores e adesivos teciduais. Trata-se de uma técnica utilizada há, pelo menos, 4000 anos (CHU CC, 1996).

O fio cirúrgico é utilizado para ligaduras e contenções de tecidos e vasos através de nós e suturas cirúrgicas. Entre suas principais características, as suturas devem apresentar: boa resistência à tração – que deve corresponder à necessidade clínica; elasticidade e flexibilidade – o material deve ter a capacidade de se adequar e se conformar durante o processo de sutura; biocompatibilidade – o material não deve apresentar reações inflamatórias ao tecido; e capacidade de deslizar nos tecidos com pouco atrito (MEDEIROS, AM, 2016).

A complexidade no processo de cicatrização de feridas e a variedade de tipos de tecidos exige diferentes materiais de fechamento. A escolha do fio cirúrgico é baseada principalmente no tipo de ferida e nas preferências dos cirurgiões. Hoje, os cirurgiões podem escolher entre um grande número de materiais de sutura com propriedades químicas, físicas, mecânicas e biológicas diferentes e desejáveis. O linho, por exemplo, é utilizado como fio cirúrgico há mais de 4.000 anos e desde então novos estudos e tecnologias expandiram o uso de novos materiais como essa funcionalidade, como nylon, polipropileno, poliéster, entre outros (ZOGBI L, 2021; Chu CC, 1996).

Os fios de sutura podem ser de origem natural ou sintética, absorvíveis ou não, e em relação à sua estrutura podem ser monofilamentares ou multifilamentares (Figura 1). As fibras de sutura sintética tendem a ter propriedades mais uniformes e previsíveis, induzem menos respostas inflamatórias e de corpo estranho do tecido circundante quando comparadas à sutura natural. Quanto à configuração, por sua vez, os fios podem ser monofilamentos, associados a menor risco infeccioso e menor traumatismo tecidual, ou multifilamentos, com maior força tênsil, mais flexíveis e mais fáceis de manusear (Byrne, M., 2019; Chellamani, K.P, 2012).

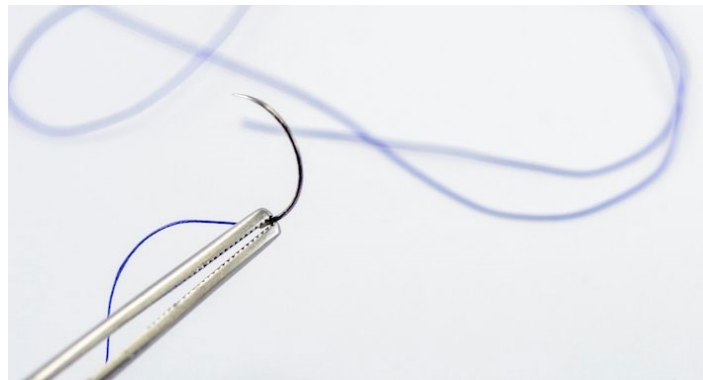
Figura 1 - Sutura Monofilamentar e Multifilamentar



Fonte: ZOGBI L, 2021.

As suturas cirúrgicas, ainda, podem ser agulhadas, como mostra a Figura 2, ou não-agulhadas. Quando agulhada, o fio é encastado na base da agulha, a fim de ser introduzido na ferida.

Figura 2 - Sutura cirúrgica



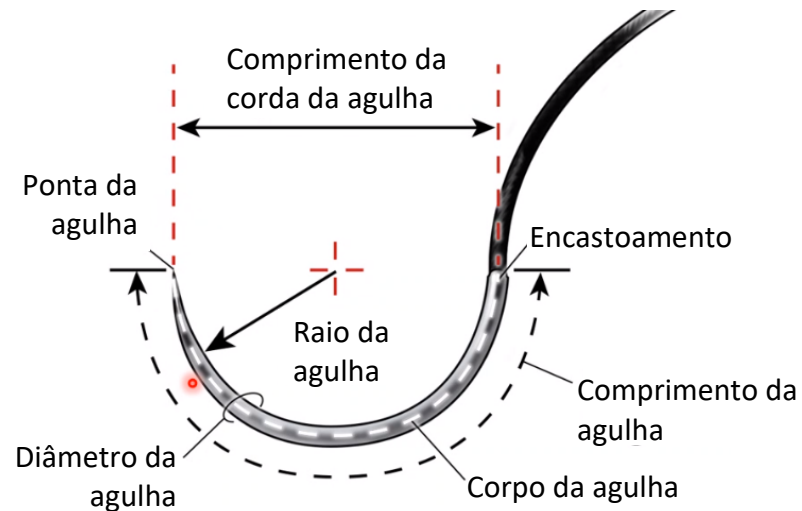
Fonte: Medical Plastics News, 2022.

3.2. Agulhas cirúrgicas

A agulha cirúrgica é projetada para penetrar o tecido conduzindo o fio cirúrgico para o local adequado. Cada tipo de agulha tem características adequadas para cada tipo de tecido e cirurgia de modo a evitar traumas significativos ao paciente (GARCIA, M., 2008).

A anatomia da agulha, com suas principais partes, é apresentada na Figura 3. O corpo da agulha é a região em que se define o formato da agulha e onde deve-se pinçar o porta-agulhas como instrumento auxiliar durante a cirurgia. A região apontada como “swage” é onde o fio de sutura será fixado, seja por um furo ou por um canal. Esse processo de fixação é chamado de encastamento. A ponta é a região que perfura o tecido (Tosseto, M., 2005).

Figura 3 - Anatomia da Agulha Cirúrgica

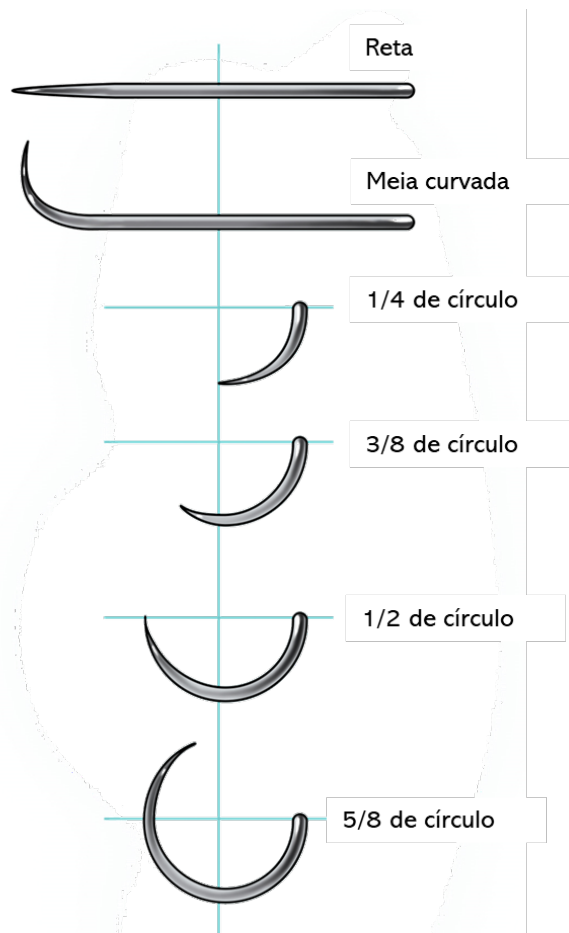


Fonte: Adaptado de The Neurosurgical Atlas, 2022.

Existem vários tamanhos e geometrias de agulhas. A geometria das agulhas semicirculares é determinada pelas medidas: raio da agulha, que é a distância do centro do círculo até a agulha; comprimento da corda da agulha, distância linear do ponto de encastamento até a ponta da agulha; diâmetro da agulha; e o comprimento da agulha que é o comprimento do arco da agulha. A secção transversal da ponta da agulha também pode ser classificada em triangulares, prismáticas ou cilíndricas. A Figura 4 apresenta tipos de geometria e curvatura de uma agulha refletindo em sua aplicabilidade. A escolha do formato da agulha normalmente é conduzida pela complexidade de acesso do tecido a ser suturado. Normalmente para tecidos de difícil acesso uma maior curvatura é requerida. As retas são utilizadas em tecidos de fácil acesso em que a manipulação é facilitada, podendo ser utilizadas sem porta-agulhas, como cirurgia abdominal. As agulhas curvadas são muito utilizadas devido sua facilidade de manuseio e sua rotação previsível para saída do tecido. É possível prever o local em que a ponta da agulha emergirá, permitindo que esta seja facilmente recolhida após a passagem pelo tecido. As agulhas 1/4 de círculo, devido à sua pequena curvatura, são usadas em procedimentos oftalmológicos e microcirurgias; as 3/8 de círculo, por exemplo, são comumente utilizadas em cirurgias superficiais, como na derme e músculo; as 1/2 de círculo são bastante empregadas em locais confinados, como em cirúrgicas em tecido subcutâneo, peritônio e músculos; enquanto as 5/8, por sua vez, são utilizadas em cirurgias pélvicas e urogenitais em que o resgate é facilitado devido

ao seu design (ABIDIN, 1989; BARROS, M., 2011; MOY, RL., 1991).

Figura 4 - Geometrias e Formatos de Agulhas Cirúrgicas



Fonte: Adaptado de The Neurosurgical Atlas, 2022.

As agulhas cirúrgicas devem apresentar um excelente poder de penetração nos tecidos a fim de conduzir o fio através do tecido com um trauma mínimo. Além da liga de aço, outros fatores interferem no desempenho de uma agulha: geometria (tipo de curvatura, forma do corpo e perfil da ponta) que está intimamente associada à aplicação, diâmetro do arame, o tratamento térmico aplicado. Ademais, a agulha deve apresentar estabilidade quando presa ao porta-agulhas, ser rígida e resistente para resistir à flexão ao penetrar no tecido, mas flexível o suficiente para não romper ao dobrar, anticorrosivas a fim de evitar o contágio por corpos estranhos e microrganismos, e esterilizável (MAJUMDAR, 2016; GARCIA, M., 2008).

A seleção de agulhas cirúrgicas curvadas é baseada em parâmetros como ductilidade e resistência ao dobramento. Agulhas susceptíveis à flexão refletirão

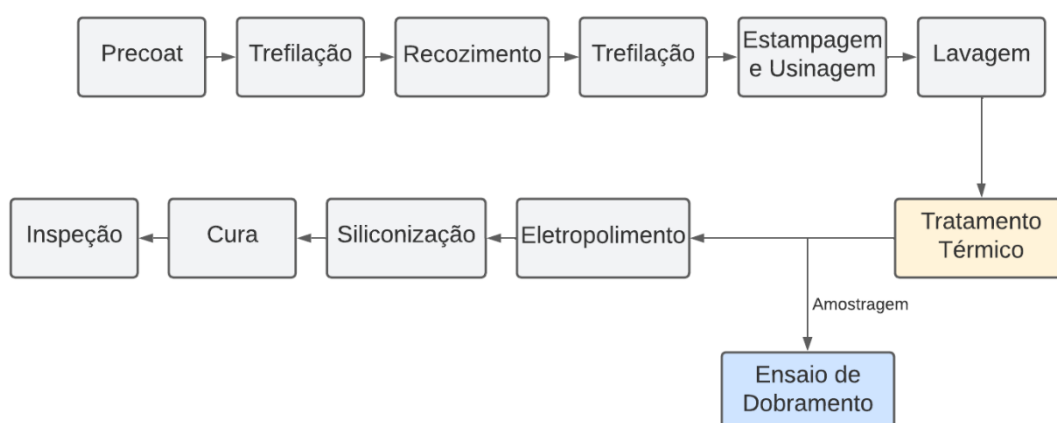
em uma trajetória descontrolada no tecido podendo causar trauma. Já agulhas com boa resistência permitem que o cirurgião as manipule com maior precisão, provocando trauma mínimo no tecido.

Para alcançar as propriedades mecânicas desejadas, a microestrutura e composição química do aço são avaliadas e selecionadas a fim de se garantir a efetividade e sucesso durante a aplicação.

3.2.1. Processo de Fabricação das Agulhas

O processo de fabricação de agulhas cirúrgicas, de forma geral, consiste nas etapas apresentadas no fluxograma da Figura 5, conforme procedimento interno.

Figura 5 - Fluxograma de processo de fabricação de agulhas cirúrgicas



Fonte: Autor.

A bobina de arame enrolado passa por um processo de *precoat* que consiste num banho de lubrificante para se evitar o superaquecimento do material durante a redução da seção transversal pelo processo de trefilação.

A trefilação, por sua vez, é realizada em etapas intercaladas ao processo de recozimento, uma vez que ocorre aumento da dureza do aço, a fim de reduzir as tensões geradas pela deformação. O processo varia de acordo com as dimensões finais da agulha, isto é, a quantidade de etapas de trefilação depende do diâmetro estabelecido: quanto menor o diâmetro requerido para dada aplicação, mais etapas de trefilação serão necessárias.

O processo de *Needles Make*, ou seja, de produção de agulhas, inicia-se com

a estampagem e usinagem do arame em que ocorre o desgaste da ponta da agulha, para configuração de sua extremidade, e o corte em frações menores, chamadas *blanks*. A etapa de furação mecânica ocorre por brocas e posteriormente é feito o achatamento e definição do corpo por prensas para facilitar o manuseio do porta agulhas pelo médico. A etapa de curvatura, definida pela aplicação da agulha, é então realizada, e em seguida passa para a lavagem para remoção de impurezas provenientes do processo.

O tratamento térmico aplicado depende da liga de aço, podendo ser envelhecimento ou têmpera e revenimento. Ele é definido conforme as características físicas e aplicação da agulha: tempo de patamar, curva de aquecimento, temperatura de início do ciclo. Os ciclos térmicos são categorizados de acordo com a temperatura a que as agulhas serão submetidas. Dentro de uma mesma categoria, existem múltiplos tipos de agulhas, variando-se o diâmetro, curvatura, entre outras características, que permitem que sejam expostas ao mesmo ciclo térmico.

Algumas agulhas são segregadas do lote para execução do teste de dobramento antes do eletropolimento, a fim de se examinar a efetividade do tratamento térmico.

No eletropolimento, após tratamento térmico, as agulhas são submersas em um tanque de ácido em que a passagem da corrente através do banho resulta na remoção do metal das superfícies externas das partes metálicas, especialmente das regiões pontiagudas ou irregulares, garantindo melhor acabamento superficial.

As agulhas são lavadas em solução neutralizante e vão para a estação de siliconização que visa a redução do atrito entre a agulha e o tecido, de forma a diminuir a força/resistência de penetração no tecido necessária para a passagem da agulha, evitando-se o dobramento ou quebra e menor dano ao tecido. Elas são mergulhadas em um tanque contendo o silicone e passam pelo processo de cura para secagem.

Por fim, é realizada a inspeção final do material que será utilizado para produção de suturas cirúrgicas agulhadas.

3.2.2. Ensaio de dobramento para agulhas

A resistência ao dobramento trata-se de um importante fator para seleção de agulhas cirúrgicas. A ductilidade de agulhas pode ser avaliada através do ensaio de dobramento. O ensaio se trata de uma simulação para checar os limites de ductilidade do material, que é uma medida da quantidade de deformação que um material pode suportar sem quebrar. A ductilidade da agulha cirúrgica é um importante parâmetro de desempenho porque é uma indicação da resistência da agulha à quebra (ABIDIN, 1989; McClelland 1990).

A medição de resistência à flexão, ou dobramento, de agulhas cirúrgicas é realizada por um equipamento de rigidez, como o da Figura 6, que consiste em um dispositivo para fixação da agulha, um parafuso de acionamento, uma placa fixa e uma balança de carga. A ponta da agulha repousa contra a placa que é ligada a um peso. A determinação desse peso é baseada no diâmetro de cada agulha. Ao girar o dispositivo de fixação, a ponta da agulha em contato com a placa faz com que ela gire em torno de sua base. O peso resiste à rotação e cria uma força de flexão mensurável na ponta da agulha. À medida que o grampo é girado, uma maior força de flexão é aplicada na ponta da agulha. O instrumento indica por um ponteiro a carga necessária para dobrar uma agulha curva à 90°. O material sofre uma deformação plástica por flexão e caso não seja atingido o ângulo de dobramento especificado ou o material sofra trincas ou fissuras, o teste é invalidado (ABIDIN, 1989).

Figura 6 - Equipamento para ensaio de dobramento



Fonte: Direct Industry.

O ensaio é de suma importância a fim de atestar a segurança, efetividade e satisfação do médico durante a cirurgia.

3.3. Aço inoxidável

Aços inoxidáveis são ligas a base de ferro com baixo teor de carbono e diferenciam-se dos aços comuns devido ao seu melhor desempenho e comportamento em meios corrosivos. Essa característica se deve ao fenômeno de passivação que leva à formação de uma fina camada protetora na superfície do material quando na presença de oxidantes, principalmente oxigênio (PANOSSIAN, 1993).

Para os aços da linha AISI 400, família martensítica, o cromo é o elemento primordial para ocorrência desse fenômeno, conferindo ao aço proteção em meios oxidantes. Adicionando-se, ainda, níquel, tem-se uma liga da linha AISI 300, que se caracteriza pela estrutura austenítica (CARBÓ, 2008, GOMES, 2000).

A busca por novas tecnologias e por melhor desempenho fez com que novos estudos relativos às ligas metálicas com aplicações cirúrgicas surgissem. A combinação entre composição química e processamento da liga para obter melhorias trouxe ganhos significativos acerca de resistência mecânica e aplicabilidade destes componentes (CICHOCKI, F., 2010).

3.3.1. Aço 420

O AISI 420, Liga A analisada, é um membro da família de aços inoxidáveis martensíticos que apresenta boa resistência mecânica e atua substituindo aços comuns em muitas aplicações industriais, podendo ser comercializado em versões de baixo carbono, abaixo de 0,15%, e médio carbono, máximo 0,5% do elemento. A composição química típica para uma aço AISI 420 médio carbono é apresentada na Tabela 1. Possui elevada resistência mecânica, alta temperabilidade e ótima resistência ao desgaste, o que faz com que seja amplamente empregado em instrumentos odontológicos e cirúrgicos, como as agulhas (P. M. UNTERWISER, 1983). A Figura 7 mostra o diagrama pseudobinário do sistema Fe-C-Cr para composição fixa de 13% de cromo, demonstrando as principais transformações de fase da liga. No estado sólido, uma das particularidades mais relevantes é a

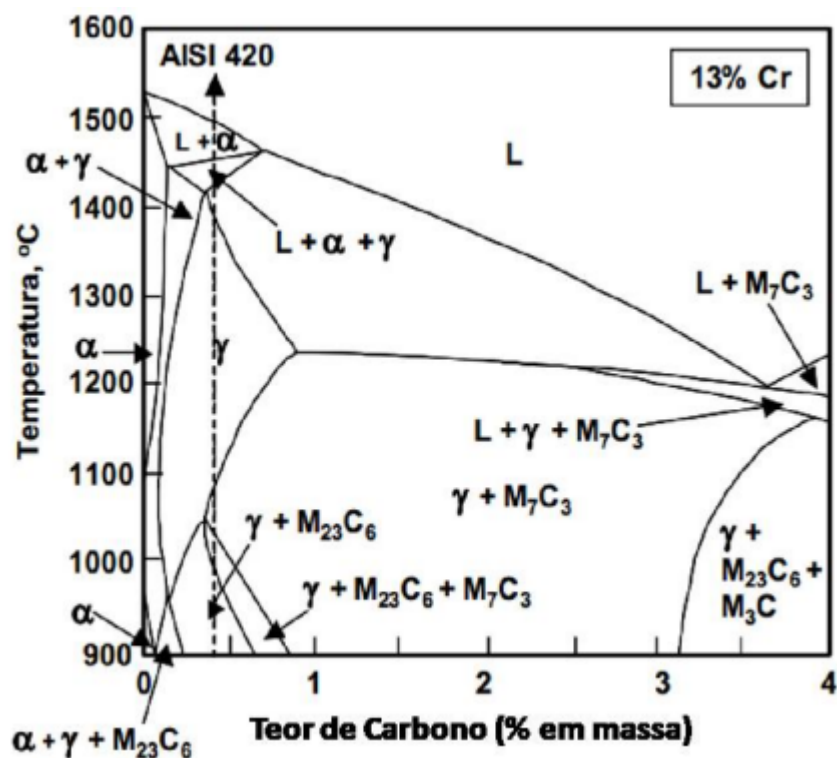
presença do campo monofásico de estabilidade da austenita, um campo bifásico de austenita com o carboneto tipo $M_{23}C_6$ e trifásico de austenita, com carbonetos $M_{23}C_6$ e M_7C_3 , em uma ampla faixa de temperatura, possibilitando a têmpera do aço em uma ampla faixa de temperatura (ALCANTARA, 2021; PINEDO, 2005).

Tabela 1 - Composição química típica para o aço AISI 420 médio carbono (%m Fe)

C	Cr	Mn	Si	Mo	Ni	P	S
0,5 máx	12,0-14,0	1,0 máx	1,0 máx	1,0 máx	1,0 máx	0,04 máx	0,03 máx

Fonte: Interlloy Pty Ltd, Data Sheet for 420 Martensitic Stainless Steel Bar

Figura 7 - Diagrama pseudobinário do sistema Fe-C-Cr



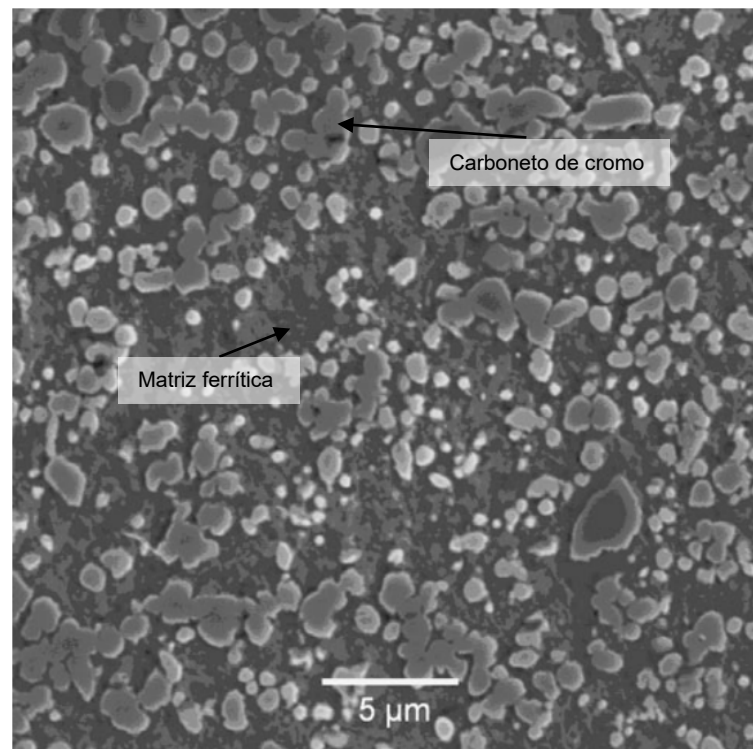
Fonte: ALCANTARA, 2021.

Os aços inoxidáveis martensíticos, como o 420, tornam-se resistentes à corrosão após o processo de têmpera, em que o carbono presente na composição forma a estrutura martensítica evitando-se a precipitação de carbonetos de cromo nos contornos de grãos (CARBÓ, 2008).

A microestrutura do aço 420 direto da fabricação é composta por matriz ferrítica com carbonetos de cromo dispersos (FALCÃO, 2011), como mostra a

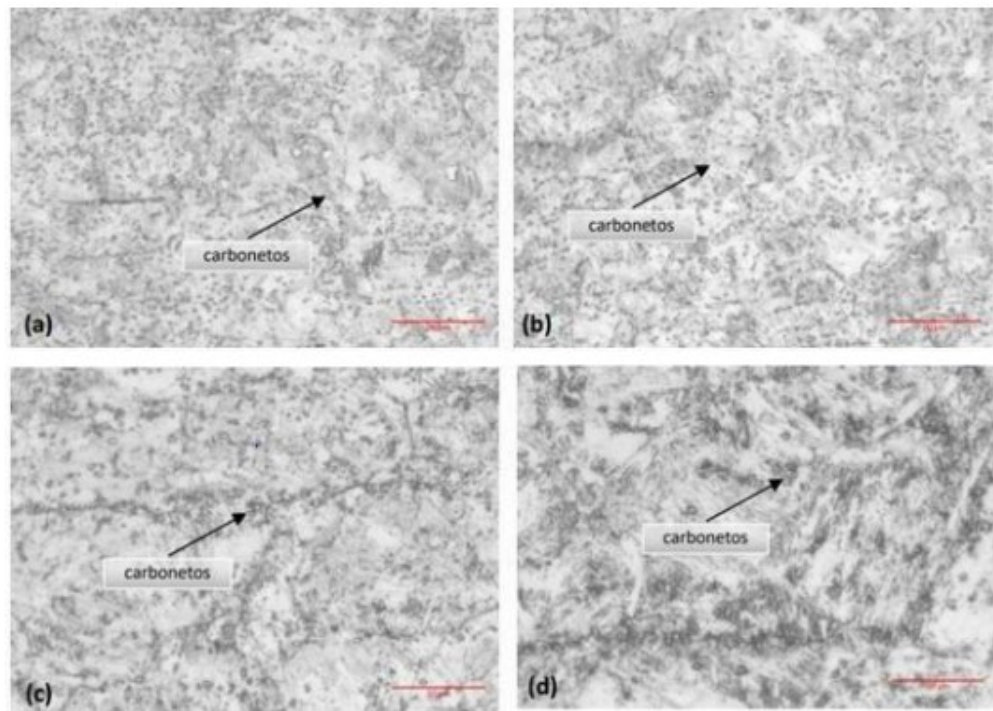
Figura 8. Para se obter uma matriz martensítica com maior dureza, o material é submetido à têmpera. Dependendo do tempo e da temperatura de austenitização, a quantidade de carbonetos na matriz varia: quanto maior a temperatura, maior o tamanho de grão da austenita e maior a dissolução de carbonetos de cromo, resultando em uma estrutura martensítica mais refinada, como exemplificado na Figura 9 (LIMA, 2019). A microestrutura final do AISI 420 depende do tratamento térmico que o aço recebe e geralmente é constituída de martensita, carbonetos não dissolvidos e/ou precipitados e austenita retida (BARLOW, 2011).

Figura 8 - Microestrutura Aço 420 “as is”



Fonte: BARLOW, 2011.

Figura 9 - Micrografia AISI 420 temperado e austenitizado nas temperaturas (a) 950 °C, (b) 1000 °C, (c) 1050 °C e (d) 1100 °C



Fonte: ALCANTARA, 2021.

Sua composição química e alta temperabilidade facilitam a formação da fase martensítica, que distribuída homogeneamente na microestrutura confere dureza ao material (DIETER, 1988), que aliada à boa resistência à corrosão, garantida pela presença do elemento Cr em solução sólida, faz dos aços inoxidáveis martensíticos materiais com boas propriedades mecânicas.

3.3.2. Aços inoxidáveis com adição de elementos de liga

A introdução de elementos de liga nos aços leva a modificações na microestrutura e, conseqüentemente, em suas propriedades: altera a estabilidade de fases, desloca as curvas de transformação sob resfriamento contínuo, formam novas fases (BAIN, 1966). A adição de elementos de liga pode, por exemplo, conduzir a formação de novos carbonetos, que conferem alta dureza, aumentando a resistência ao desgaste do material (PRABHUDEV, 1988).

Além do cromo, que aumenta resistência à corrosão dos aços inoxidáveis, e do carbono, que tem forte influência na temperabilidade (CHIAVERINI, 2008),

outros elementos de liga também podem estar presentes e influenciar suas propriedades mecânicas. O manganês, por sua vez, aumenta a temperabilidade, reduzindo a temperatura de transição austenita-ferrita, melhorando a resistência mecânica à tração e a tenacidade; o silício aumenta a fluidez do aço e sua temperabilidade, além da resistência à oxidação à elevada temperatura; e o molibdênio, além de melhorar a temperabilidade e resistência a corrosão, aumenta a resistência à fluência e à tração, a dureza.

Ligas de níquel-titânio têm despertado interesse devido suas propriedades mecânicas e sua compatibilidade em termos de bioatividade. O uso do titânio oferece alta relação resistência-peso, devido sua baixa densidade, alta resistência a temperaturas elevadas, alta tenacidade, resistência à corrosão e fluência, além de biocompatibilidade, garantindo melhoria das propriedades e na usinabilidade da liga, além de excelente empregabilidade em aplicações biomédicas. O níquel confere elevada propriedade mecânica e química à altas temperaturas, alta resistência à corrosão bem como boa ductilidade (Ulutan, 2011).

À medida que as demandas por um melhor desempenho da agulha surgem, novas ligas com novos elementos são projetadas. A liga B, neste trabalho estudada, será tratada por esta nomenclatura por se tratar de uma patente industrial. Trata-se de uma liga com teores de níquel, cromo, molibdênio, titânio, além de pequenas quantidades de outros elementos. A combinação de sua composição química junto ao seu processamento térmico garante resultados favoráveis no que se refere à elevada resistência (CICHOKI, F., 2010).

É um tipo de aço martensítico de baixo carbono altamente ligados com elementos como níquel, molibdênio, cobalto, titânio e alumínio, nos quais o endurecimento é atingido por meio de um tratamento térmico de envelhecimento em que ocorre a precipitação de compostos intermetálicos, conferindo resistência mecânica ultra alta aliada à uma boa tenacidade, além de excelente usinabilidade (CASALINO, G., 2014; PADIAL, A., 2002).

3.4. Tratamentos térmicos

Tratamento térmico pode ser definido como um conjunto de operações de aquecimento e resfriamento, sob condições controladas, com o objetivo de alterar as propriedades mecânicas do aço ou conferir características específicas (COSTA

E SILVA, 1988). Aços submetidos a tratamentos térmicos têm sua microestrutura alterada, a qual está diretamente relacionada às propriedades mecânicas do material.

Aços inoxidáveis martensíticos, como o AISI 420, são submetidos a tratamentos térmicos a fim de se obter boas propriedades mecânicas para que possam ser trabalhados mecanicamente (CHIAVERINI, 2008). Usualmente, os tratamentos aplicados são têmpera e revenimento (ASM HANDBOOK, 2008).

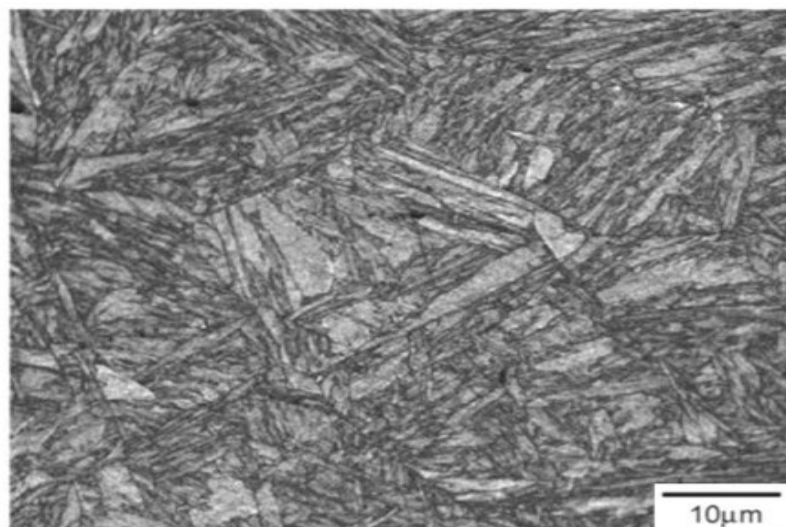
O envelhecimento, por sua vez, é um processo em que o metal é levado a uma temperatura elevada e mantido por um período de tempo específico (LIMA, N., 2012).

3.4.1. Têmpera do aço inoxidável martensítico

Segundo Chiaverini (1988), o tratamento de têmpera consiste no aquecimento do material dentro do campo austenítico seguido de um resfriamento rápido abaixo da temperatura M_s para obtenção da fase martensita.

A têmpera para aço inoxidável martensítico geralmente ocorre em temperaturas entre 950 °C e 1200 °C, acima da temperatura inicial da transformação austenítica Ac_3 (GALINARI, 2005). A Figura 10 mostra uma microestrutura do aço inoxidável martensítico temperado.

Figura 10 - Microestrutura de aço inoxidável martensítico temperado

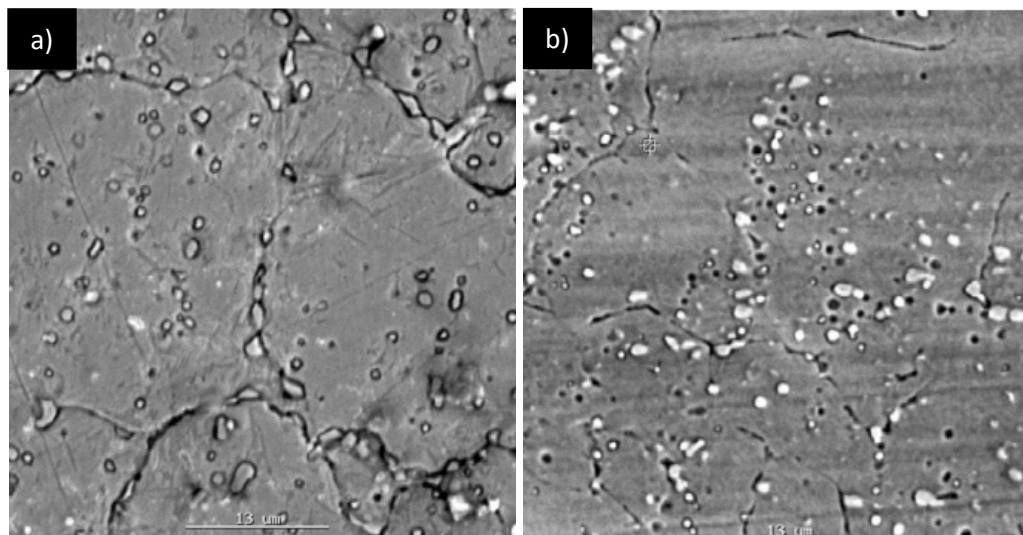


Fonte: KITAHARA, 2006.

Em sua condição martensítica, isto é, pós-têmpera, o aço é duro e quebradiço, podendo conter austenita retida. A dissolução dos carbonetos no aço AISI 420 aumenta com a elevação da temperatura de austenitização, aumentando o teor de liga da austenita e, conseqüentemente, a probabilidade de austenita retida após têmpera devido à diminuição da faixa de transformação martensítica. A

Figura 11 mostra a comparação de microestruturas do aço 420 em diferentes temperaturas de austenitização, em que observa-se uma maior concentração de austenita retida após têmpera em temperatura mais elevada (b).

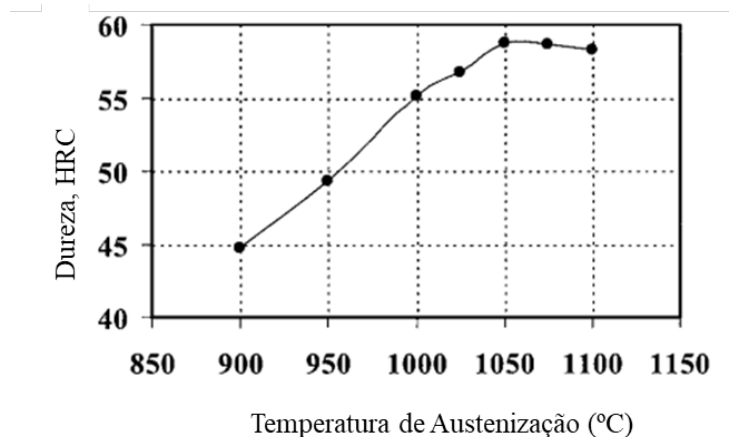
Figura 11 - Microestrutura eletrônica de varredura após austenitização do aço AISI 420



Fonte: BARLOW, 2012. a) Após austenitização à 1100 °C por 15 minutos. b) Após austenitização à 1130 °C por 15 minutos.

A Figura 12 mostra o efeito da temperatura de austenitização na dureza do aço. Entre 900 °C e 1050 °C verifica-se um aumento da dureza decorrente, principalmente, da dissolução de carbonetos de cromo, aumentando o grau de saturação da martensita pelo carbono que causa distorção na estrutura cristalina, elevando a dureza (C.J SCHEUER, 2014, KRAUSS, 1997). A partir de 1050 °C observa-se uma queda na dureza devido à fração de austenita retida formada a partir dessa temperatura (HONEYCOMBE, 1973).

Figura 12 - Influência da temperatura de austenitização da dureza do aço AISI 420



Fonte: PINEDO, 2005.

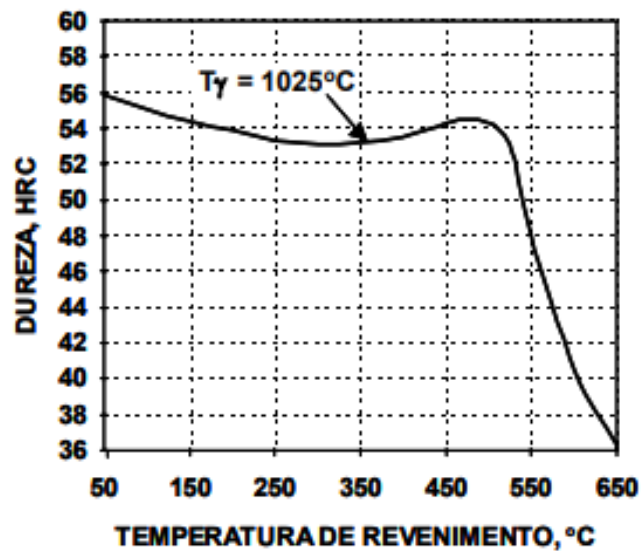
Para redução do estresse residual e da fragilidade e consequente aumento da ductilidade e tenacidade, o material é submetido ao revenimento em seguida (BARLOW, 2012).

3.4.2. Revenimento

O tratamento de revenimento consiste no aquecimento do material em temperaturas abaixo da zona de austenitização (A_{c1}) para promover o alívio das tensões induzidas pelo processo de têmpera, adequar o nível de dureza e melhorar a tenacidade às condições de aplicação (COSTA E SILVA, 1988; ALCANTARA, 2021). Para aços inoxidáveis martensíticos, essa temperatura varia de 150 °C a 375 °C. Temperaturas entre 375 °C e 650 °C devem ser evitadas pois podem resultar em precipitação de carbonetos ricos em cromo, diminuindo a resistência à corrosão (PANOSSIAN, 1993).

A Figura 13 apresenta o efeito da temperatura de revenimento sobre a dureza. Na faixa de 500 °C atinge-se o pico de dureza ocasionado pelo endurecimento secundário decorrente de uma precipitação fina e uniforme de carbonetos. Após essa temperatura, observa-se uma queda acentuada da dureza causada pela transformação e coalescimento do carboneto (HONEYCOMBE, 1973).

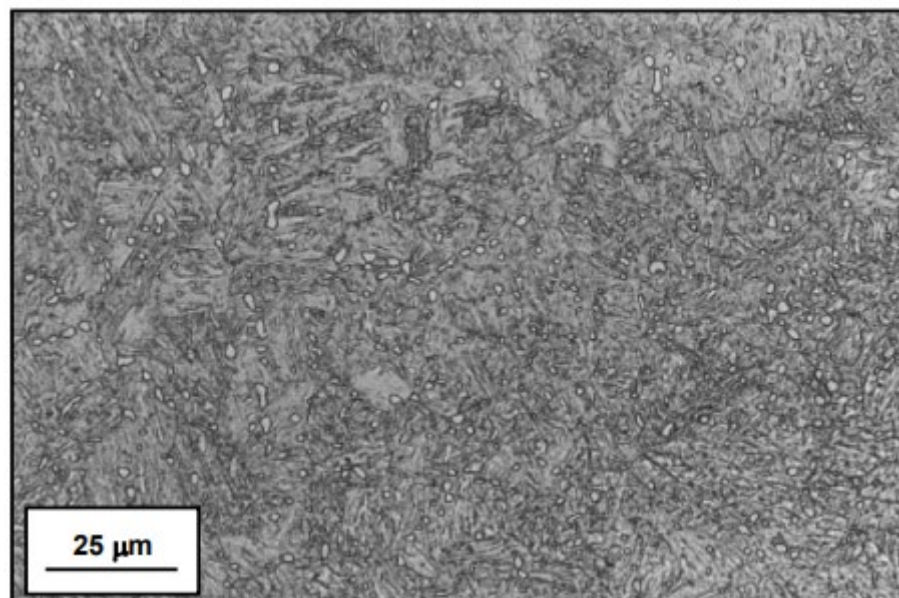
Figura 13 - Curva de revenimento do aço AISI 420



Fonte: PINEDO, 2005.

Após o revenimento, a microestrutura é composta de martensita revenida e carbonetos secundário como mostra a Figura 14.

Figura 14 - Microestrutura após revenimento a 520 °C

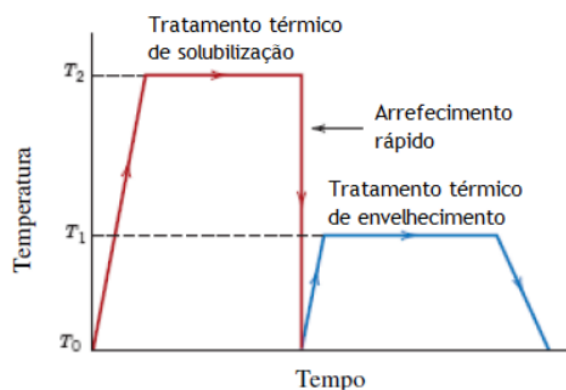


Fonte: PINEDO, 2005.

3.4.3. Envelhecimento

O tratamento térmico de envelhecimento consiste em processos cujo objetivo é promover o endurecimento por precipitação. A solubilização da liga é a primeira etapa desse processo, que é realizada acima da temperatura final do campo de transformação martensita para austenita (representada por T_2 na Figura 15) por tempo suficiente a fim de garantir homogeneização da liga, obtendo igual concentração dos elementos de liga em solução sólida. Posteriormente, é resfriada rapidamente à temperatura ambiente, representado por T_0 , para obtenção da estrutura martensítica, criando uma solução sólida supersaturada. O envelhecimento é o último passo do tratamento térmico, em que a peça é aquecida até a temperatura T_1 para que a difusão seja capaz de promover a nucleação dos precipitados, obtendo uma distribuição densa e uniforme que atribuem à liga uma maior resistência mecânica e dureza. A intensidade dessas propriedades está diretamente relacionada com a temperatura e tempo de envelhecimento, que são parâmetros críticos para que se obtenha a microestrutura desejada (SJÖLANDER, 2010; LIMA, N., 2012; PADIAL, A., 2002).

Figura 15 - Esquema de tratamento térmico de envelhecimento.



Fonte: LIMA, 2012.

O ganho de propriedades mecânicas se dá pela formação dos precipitados que ocorre, normalmente, nas discordâncias e contornos das ripas de martensita, produzindo uma fina e uniforme distribuição de partículas coerentes, bloqueando a propagação de defeitos, o que torna o material mais resistente e duro mecanicamente (CALLISTER; RETHWISCH, 2012; LIMA, N. 2012).

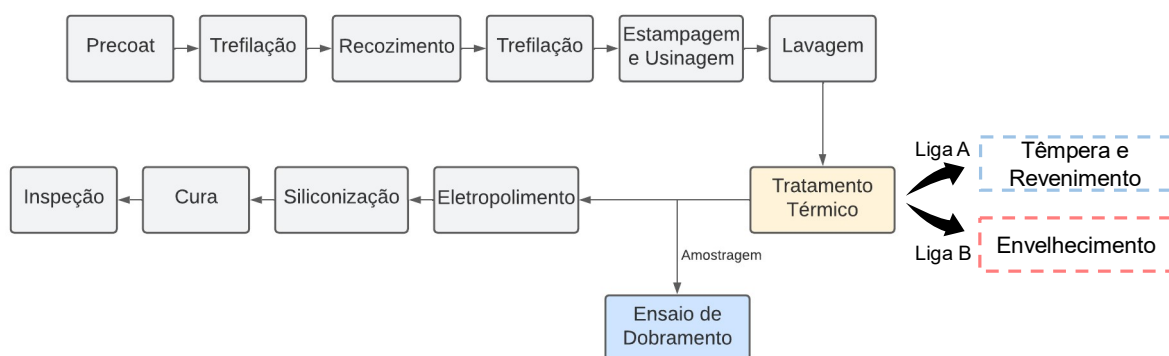
4. MATERIAIS E MÉTODOS

O trabalho seguiu a metodologia de estudo experimental com base nos resultados obtidos a partir da amostragem coletada durante o processo.

4.1. Fabricação das Agulhas

As agulhas foram produzidas conforme está mostrado no fluxograma da Figura 16, previamente explicado.

Figura 16 - Fluxograma de processo de fabricação de agulhas cirúrgicas



Fonte: Autor.

Para as amostras da Liga A, a temperatura do ciclo de têmpera variou de acordo com cada categoria de agulha. As temperaturas mínima e máxima ao longo desse processo são definidas, principalmente, conforme a bitola: para agulhas com diâmetros maiores, a temperatura aplicada é superior à de bitolas menores. O revenimento é realizado num tempo não superior a 1 hora para todas as categorias de agulhas da Liga A e o resfriamento é feito à temperatura ambiente. Para as amostras da Liga B, o tratamento aplicado é o de envelhecimento, durante tempo e temperatura iguais para todas as bitolas e geometrias deste tipo de liga..

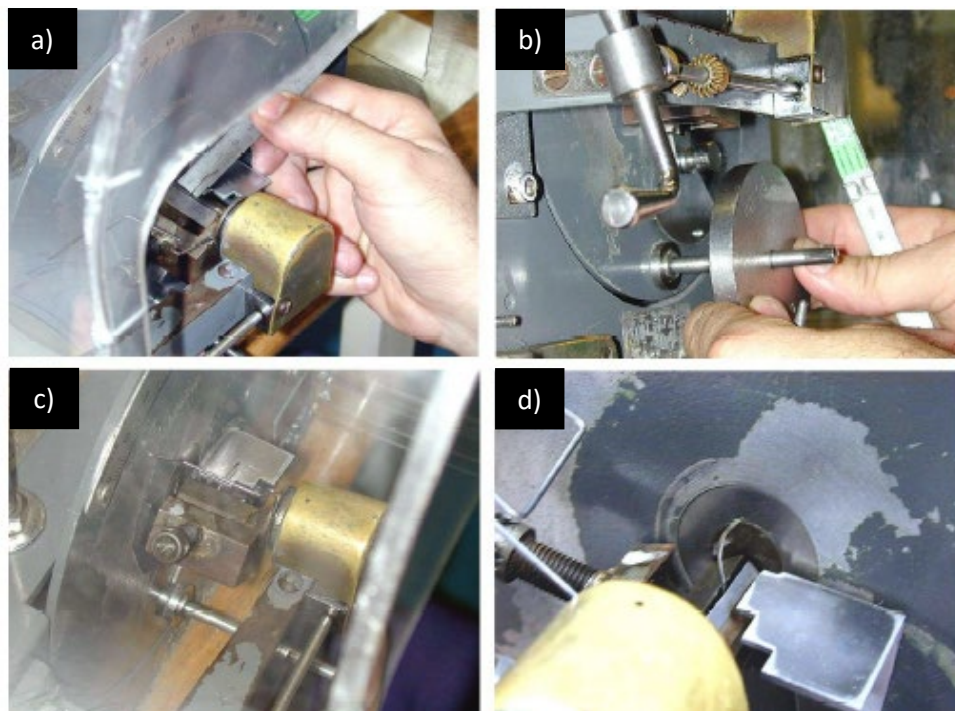
Após os respectivos tratamentos térmicos aplicados, foram amostradas 10 agulhas de cada lote para realização do teste de dobramento para aferição da efetividade do tratamento térmico e avaliação da ductilidade através do resultado do ensaio.

4.2. Ensaio de Dobramento

O teste de dobramento, segundo procedimento interno, foi realizado em um equipamento Tinius-Olsen, após a etapa de tratamento térmico, de forma a avaliar a capacidade de flexão da agulha. Trata-se de um ensaio mecânico que certifica a qualidade do material e a efetividade do tratamento aplicado.

Durante o ensaio, a agulha é fixada em um grampo de fixação e posicionada de forma que a medida de corda, para a curvatura em questão, esteja em conformidade ao estabelecido por procedimento. A amostra é colocada sob uma carga constante da tensão e é dobrada a um ângulo de 90° no sentido contrário de sua curvatura, criando uma força de flexão mensurável e a leitura do equipamento é a porcentagem (%) do momento aplicado para realização da dobra, como mostra a Figura 17. O valor obtido é tratado para tirar a influência do comprimento no momento e padronizar a análise. Posteriormente é comparado às tolerâncias especificadas de cada material a fim de se compreender se o tratamento térmico foi efetivo.

Figura 17 - Procedimento de teste



Fonte: Rodrigues, 2008. a) Agulha fixada no suporte e mede-se a comprimento da corda. b) Definição da carga aplicada para o ensaio de acordo com o diâmetro da agulha. c) Execução do ensaio de dobramento. d) Agulha pós ensaio deformada plasticamente.

4.3. Levantamento e Tratamento dos dados

Foram amostradas 10 agulhas de cada um dos lotes selecionados, quantidade atualmente utilizada e que é representativa do processo.

Os dados foram dispostos em uma planilha e avaliados através do software Minitab. Os valores dos dados coletados não foram divulgados por se tratarem de informações sensíveis à empresa.

A fim de se compreender a influência da liga na propriedade de dobramento, primeiramente, as agulhas foram divididas em grupos conforme

Tabela 2 abaixo.

Tabela 2 – Amostras coletadas da Liga A e Liga B para a avaliação da influência da composição da liga

GRUPO	LIGA	TRATAMENTO TÉRMICO	CURVATURA	DIÂMETRO (mils)
1	Liga A	Têmpera e Revenimento	1/2 C	22
	Liga B	Envelhecimento	1/2 C	22
2	Liga A	Têmpera e Revenimento	1/2 C	24
	Liga B	Envelhecimento	1/2 C	24
3	Liga A	Têmpera e Revenimento	3/8 C	22
	Liga B	Envelhecimento	3/8 C	22
4	Liga A	Têmpera e Revenimento	3/8 C	24
	Liga B	Envelhecimento	3/8 C	24
5	Liga A	Têmpera e Revenimento	3/8 C	33
	Liga B	Envelhecimento	3/8 C	33

Fonte: Autor.

Após a análise da influência da liga, foram avaliadas as características físicas da agulha com a intenção de correlacioná-las com os resultados de dobramento coletados. Foram selecionadas, de acordo com a base de dados disponível para análise, variações de diâmetro, comprimento e curvatura da Liga B e o estudo foi realizado conforme as Tabela 3, Tabela 4 e Tabela 5 abaixo.

Tabela 3 - Amostras coletadas da Liga B para avaliação da influência do diâmetro

GRUPO	LIGA	COMPRIMENTO (mm)	CURVATURA	DIÂMETRO (mils)
Grupo α	Liga B	26	1/2 C	24
				26
				29
Grupo β	Liga B	16	1/2 C	14
				18
				28
Grupo γ	Liga B	26	3/8 C	24
				26

Fonte: Autor.

Tabela 4 - Amostras coletadas da Liga B para avaliação da influência da curvatura

GRUPO	LIGA	DIÂMETRO (mils)	COMPRIMENTO (mm)	CURVATURA
Grupo X	Liga B	24	26	1/2 C
				3/8 C
				5/8 C
Grupo Y	Liga B	18	13	1/2 C
				3/8 C

Fonte: Autor.

Tabela 5 - Amostras coletadas da Liga B para avaliação da influência do comprimento

GRUPO	LIGA	CURVATURA	DIÂMETRO (mils)	COMPRIMENTO (mm)
Grupo I	Liga B	1/2 C	18	8
				13
				16
				17
Grupo II	Liga B	3/8 C	18	11
				13
				16
				22

Fonte: Autor.

4.3.1. Análise Estatística

A estatística é um conjunto de técnicas que permite, de forma sistemática, organizar, descrever, analisar e interpretar dados oriundos de estudos ou experimentos, realizados em qualquer área do conhecimento.

A partir dos resultados obtidos nos testes de dobramento, uma análise estatística foi executada para avaliar os efeitos das características químicas e geométricas da agulha na propriedade de dobramento.

Para isso, verificou-se a distribuição dos dados coletados, comparando-os com a função densidade, a fim de determinar se o conjunto avaliado é modelado por uma distribuição normal e avaliar o desvio padrão.

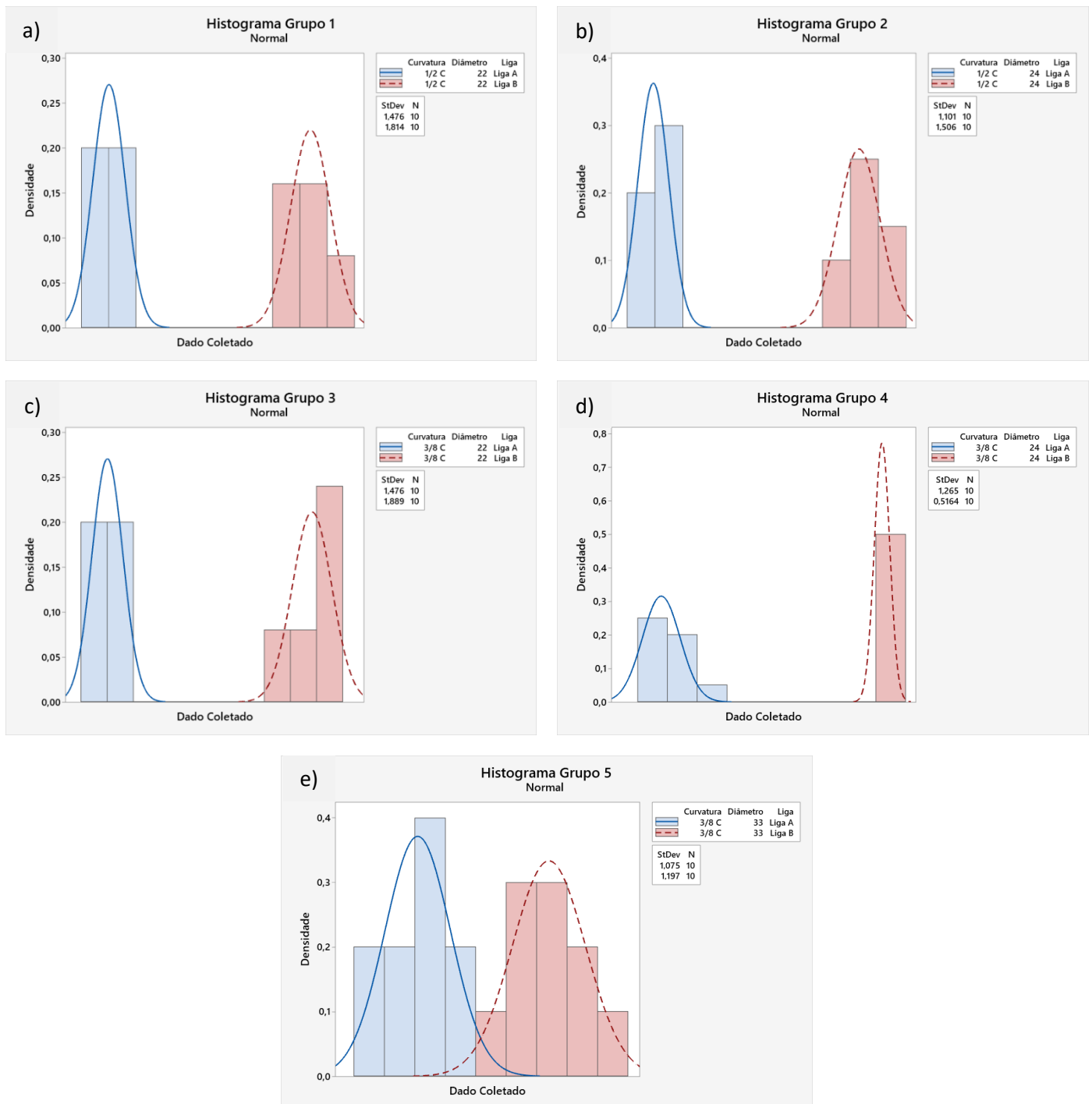
Em seguida, com o objetivo de analisar a influência de cada característica no resultado de dobramento, foram construídos gráficos do tipo *box plot* para estudar as medidas estatísticas do conjunto de dados e a distribuição dentro de cada grupo avaliado.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para todas as amostras testadas, os dados coletados, que representam os resultados de dobramento obtidos, se mantiveram dentro da especificação para cada tipo de material avaliado e tiveram seu resultado aprovado durante a inspeção.

Primeiramente, do ponto de vista estatístico através da análise dos histogramas da Figura 18, observa-se que a capacidade de distribuição dos dados tem uma tendência normal para os cinco grupos avaliados da Tabela 2. Esse tipo de análise é importante, pois é uma maneira de se prever e estabelecer a probabilidade de um valor ocorrer dentro de um determinado intervalo desta distribuição, garantindo controle e confiabilidade do processo. Para avaliações mais acuradas de normalidade e desvio padrão, sugere-se um maior tamanho amostral. Contudo, por se tratar de uma amostragem padrão para o processo fabril, utilizou-se tal quantidade de $N=10$ para aferição da normalidade.

Figura 18 – Histogramas Grupo 1-5

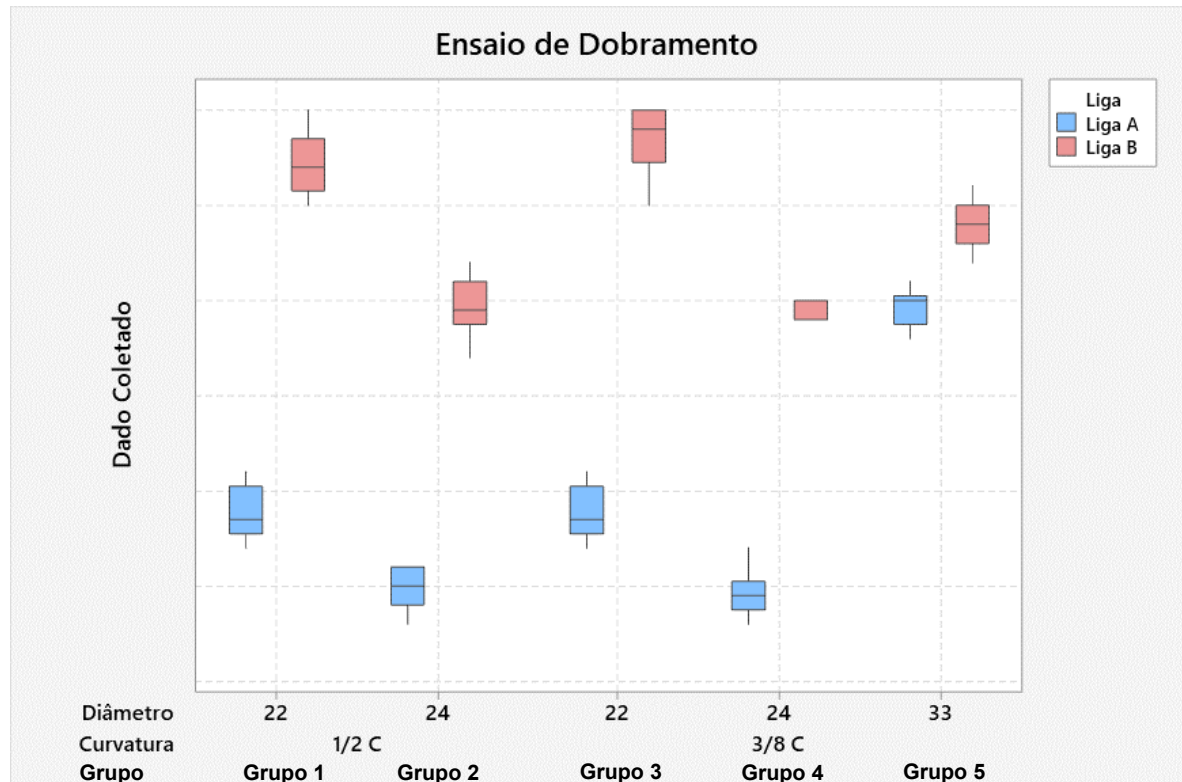


Fonte: Autor.

Através do *box plot* da Figura 19, constatou-se que a Liga B apresentou superioridade de resultado em relação à Liga A em todos os grupos avaliados. Para o Grupo 1, a Liga B teve valor aproximadamente 30% maior em relação às médias da Liga A; para o 2, 27%; para o 3, 32%; para o 4, 25%; e, por fim, para o 5, 5%. A análise através desse tipo de gráfico é interessante pois, além de possibilitar a

comparação gráfica de diferentes conjuntos, fornece importantes informações referente à média e distribuição dos dados, certificando a precisão e acuracidade do processo e resultados.

Figura 19 – Influência da Composição da Liga



Fonte: Autor.

Os resultados expressam que o desenvolvimento da Liga B cumpriu com o objetivo de fornecer excelentes propriedades mecânicas, neste caso, ductilidade do material, quando comparadas ao aço comercial AISI 420. Uma possível explicação para este comportamento, tomando como base a literatura, é que o tratamento de envelhecimento associado à composição química da Liga B promovem a precipitação e nucleação de compostos intermetálicos, como NiTi, oferecendo uma alta resistência mecânica enquanto mantém elevada ductilidade e resistência à corrosão. Além disso, a resistência ao dobramento está relacionada à sua tenacidade à fratura que deriva do baixo teor de carbono associado a esses elementos (KIM, 1999; DURUL, 2011). Dessa forma, conferem ao material resistência ao dobramento superior àquela observada na Liga A, esta, que, devido ao teor elevado de carbono que produz distorções na rede cristalina quando

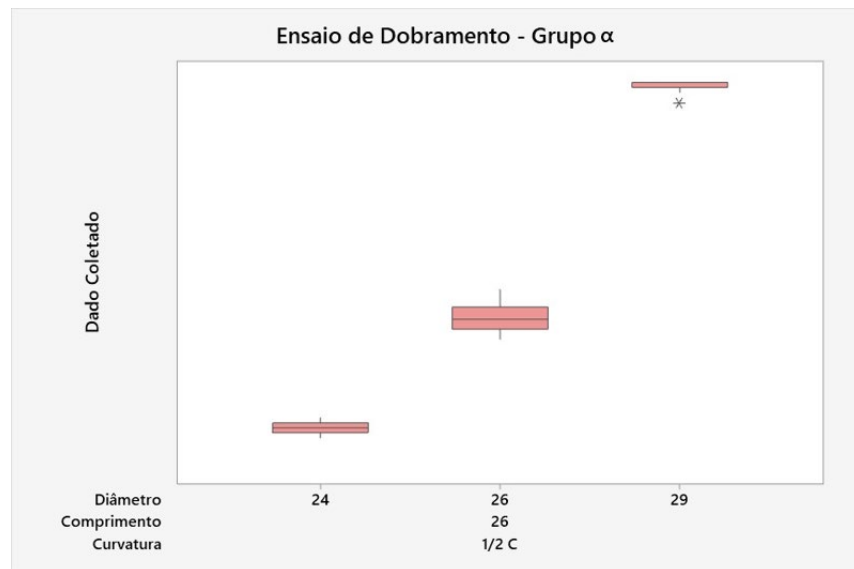
dissolvido na martensita, apresenta uma baixa tenacidade pós-têmpera. Por este motivo, o revenimento é demandado a fim de tirar o carbono da solução sólida, melhorando parcialmente a tenacidade (ALCANTARA, 2021; BARLOW, 2012).

A partir, unicamente, deste gráfico não é possível comprovar, com convicção, o efeito das características físicas da agulha frente ao dobramento. Diante disso, foram avaliados outros códigos de agulhas da Liga B na tentativa de se compreender a influência destas características na capacidade de flexão. O tempo e temperatura aplicados durante o processamento térmico de envelhecimento dessas agulhas é o mesmo.

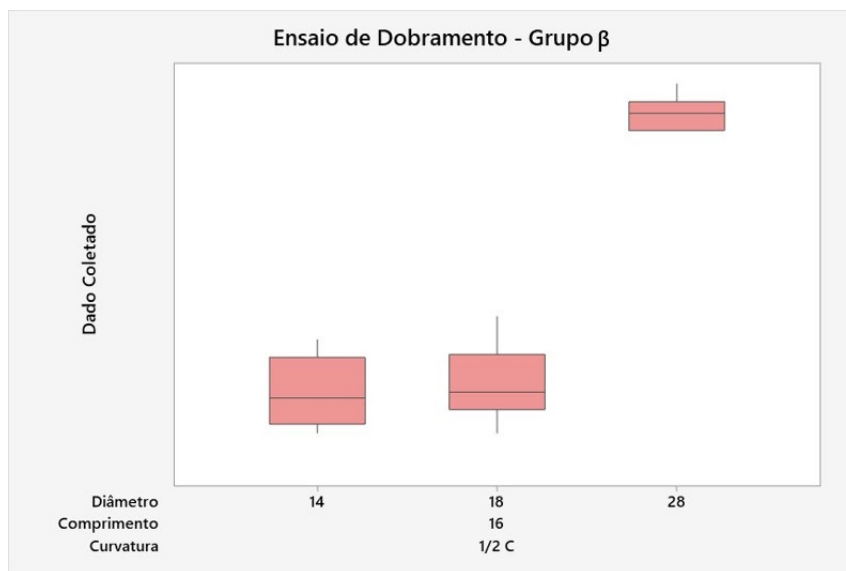
Foi investigada a influência do diâmetro, conforme Mantiveram-se constantes, a cada análise, liga, curvatura e comprimento da agulha, variando-se somente o diâmetro dentro de cada grupo.

Figura 20, Figura 21 e Figura 22. Mantiveram-se constantes, a cada análise, liga, curvatura e comprimento da agulha, variando-se somente o diâmetro dentro de cada grupo.

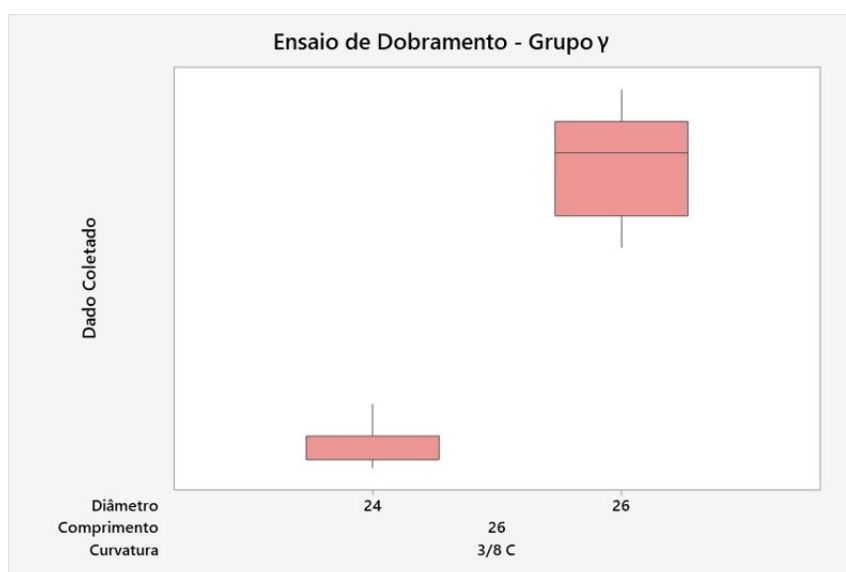
Figura 20 - Influência do Diâmetro no Grupo α



Fonte: Autor.

Figura 21 - Influência do Diâmetro no Grupo β 

Fonte: Autor.

Figura 22 - Influência do Diâmetro no Grupo γ 

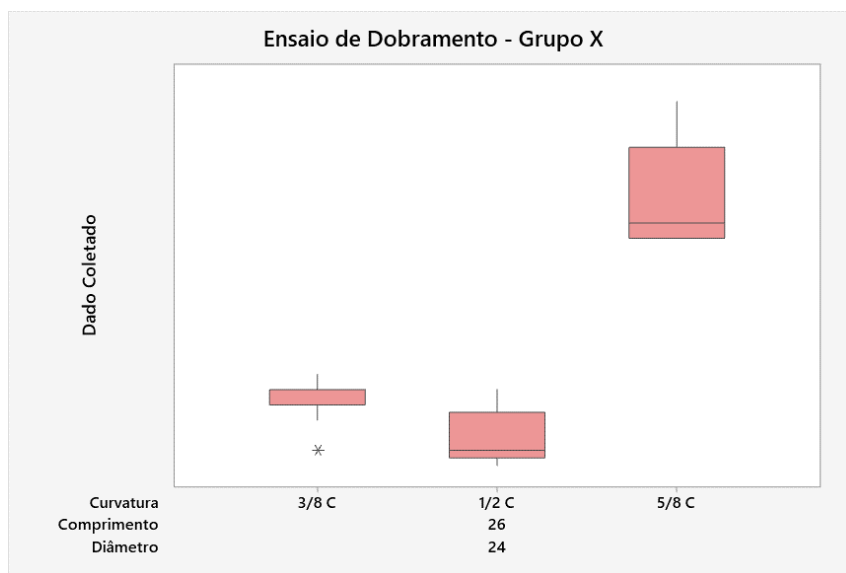
Fonte: Autor.

O aumento da resistência ao dobramento é observado quando do aumento da bitola da agulha para os 3 grupos. Contudo, para diâmetros inferiores, como apresentado no grupo β , não existe discrepância significativa no que tange o resultado de dobramento. Para o grupo α , a amplitude é de 53% referente às médias dos dados coletados para diâmetros iguais a 24 e 29. No grupo β a diferença entre as médias calculadas dos diâmetros extremos, 14 e 28, é de aproximadamente 37%. Para o grupo γ , embora os diâmetros sejam próximos,

observou-se um aumento de 15% para a bitola 26. Esse crescimento pode ser explicado pela maior capacidade do material de se deformar ao apresentar um diâmetro superior, devido à maior quantidade de energia absorvida durante a deformação, refletindo diretamente na ductilidade do material. Assim, a capacidade do material de suportar a flexão é inferior quanto menor o diâmetro da agulha. À vista disso, durante o desenvolvimento de uma nova agulha, deve-se levar em consideração a influência do diâmetro na propriedade mecânica do material.

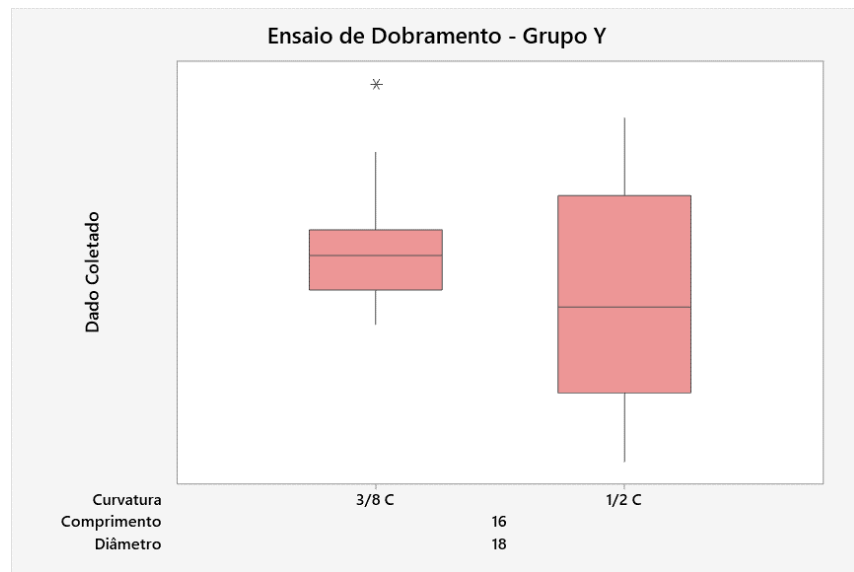
Na segunda análise, a variável avaliada foi a curvatura como mostram os gráficos das Figura 23 - Influência Curvatura Grupo X e Figura 24, com comprimento, liga e diâmetro constantes para cada grupo. É possível observar que para a curvatura 5/8 C avaliada no Grupo X existe uma resistência à flexão consideravelmente superior, próxima de 23%, quando comparada às curvaturas 3/8 C e 1/2 C, que, entre si, não apresentam diferença expressiva, compartilhando o mesmo intervalo de valores. Esse mesmo comportamento é percebido no Grupo Y, para comprimento e diâmetro menores que os avaliados no Grupo X. Pode-se entender, desta maneira, que, com os dados disponibilizados, a curvatura passa a ser um fator influente quanto mais curva é a agulha.

Figura 23 - Influência Curvatura Grupo X



Fonte: Autor.

Figura 24 - Influência Curvatura Grupo Y

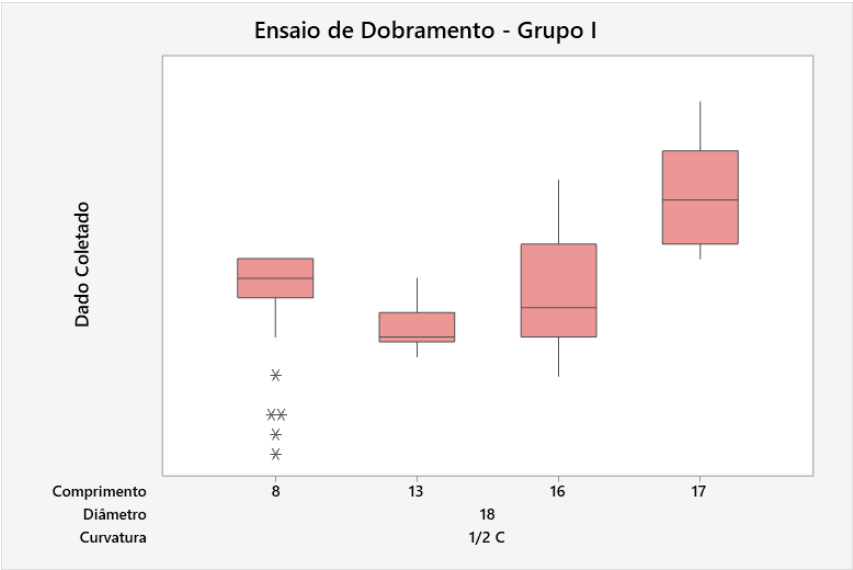


Fonte: Autor.

A última variável analisada foi o comprimento, conforme

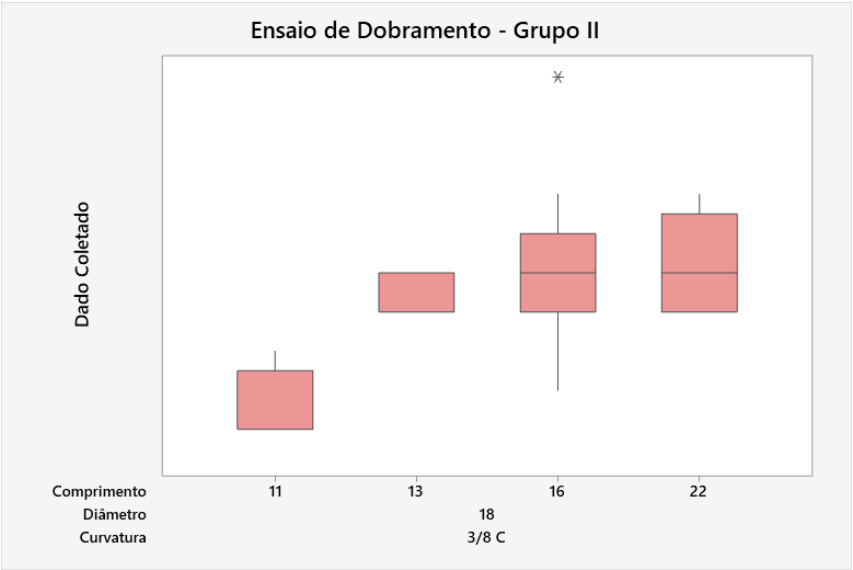
Figura 25 e Figura 26. As variações observadas são sutis a ponto de se atestar quaisquer tipo de influência desta característica no resultado de dobramento medido. Tanto no Grupo I quanto no Grupo II os 4 valores de comprimento comparados compartilham faixas de valores de dobramento, com pouca variação entre os extremos. Desta maneira, torna-se inconclusivo o efeito do comprimento nesta propriedade.

Figura 25 - Influência Comprimento Grupo I



Fonte: Autor.

Figura 26 - Influência Comprimento Grupo II



Fonte: Autor.

6. CONCLUSÕES

Este trabalho investigou a influência da composição química e geometria de agulhas cirúrgicas na propriedade de dobramento, interpretada pela ductilidade do material. Os resultados obtidos levam às seguintes considerações:

- A liga utilizada, bem como o tratamento térmico aplicado, tem efeito significativo na propriedade de dobramento. A Liga B, com adição de elementos de liga, como Titânio e Níquel, apresentou vantagem a respeito do resultado do ensaio. Com base na literatura, tal comportamento pode ser justificado pela possível precipitação de carbonetos, comumente encontrados na microestrutura, que conferem resistência mecânica ao material mantendo sua ductilidade alta.
- A geometria da agulha apontou impactos sobre o resultado de dobramento. A análise de diferentes diâmetros revelou uma tendência de incremento da resistência de dobramento com o aumento da bitola, o que pode ser explicado pela maior capacidade do material de absorver energia durante a deformação. A curvatura mostrou-se mais atuante na dado obtido do ensaio principalmente para agulhas mais curvas, como 5/8 C. O comprimento, por sua vez, não apresentou relação direta e conclusiva nesta propriedade.
- A busca por novas ligas e estudos da melhoria contínua das propriedades de agulhas cirúrgicas é de suma importância: apresentar boa resistência à flexão reflete na segurança do médico e paciente garantindo que possam ser manipuladas sem ocorrências inesperadas de dobramento.

TRABALHOS FUTUROS

Como um potencial sequenciamento do estudo, sugere-se avaliações microestruturais, como Microscopia Ótica e Microscopia Eletrônica de Varredura, além de ensaios como o de dureza, a fim de se avaliar de forma mais completa a influência da composição da liga e seu processamento na ductilidade do material.

Para análises mais precisas referente ao efeito produzido pelas características físicas da agulha, diâmetro, curvatura e comprimento, recomenda-se um novo teste utilizando um maior tamanho amostral, além de maiores variações desses parâmetros para garantir o completo abrangimento das agulhas produzidas com um nível de significância maior.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abidin MR, Towler MA, Nochimson GD, Rodeheaver GT, Thacker JG, Edlich RF. **A new quantitative measurement for surgical needle ductility.** Ann Emerg Med. 1989 Jan;18(1):64-8.

Abidin MR, Towler MA, Rodeheaver GT, Thacker JG, Cantrell RW, Edlich RF. **Biomechanics of curved surgical needle bending.** J Biomed Mater Res. 1989 Apr;23(A1 Suppl):129-43.

Abidin MR, Becker DG, Paley RD, Doctor A, Westwater JJ, McGregor W, Edlich RF. **A new compound curved needle for intradermal suture closure.** J Emerg Med. 1989 Sep-Oct;7(5):441-4.

MOREIRA DE ALCÂNTAR, Cláudio. **Relação estrutura-propriedades-processamento de aços inoxidáveis martensíticos.** Dissertação (Mestrado) - UFMG, Belo Horizonte, 2021.

BAIN, E. C. & PAXTON, H. W. – **Effects of Alloying Elements in Forming Austenite, in Alloying Elements in Steel**, 2a Ed., Ed. ASM, Cap. 4, pp.: 88-122, 1966.

BARLOW, L.D., DU TOIT, M. **Effect of Austenitizing Heat Treatment on the Microstructure and Hardness of Martensitic Stainless Steel AISI 420.** J. of Materi Eng and Perform 21, 1327–1336 (2012).

BARROS, M., GORGAL R., MACHADO A.P., CORREIA A., MONTENEGRO N.- **Princípios Básicos em Cirurgia: Fios de Sutura.** Acta Med Port 2011; 24(S4): 1051-1056.

C.J SCHEUER E ALL. **Effects of Heat Treatment Conditions on Microstructure and mechanical Properties of AISI 420 Steel.** 21° CBECIMAT— Cuiabá, MT, SP, Brazil, 2014.

CARBÓ, H. **Aços Inoxidáveis: aplicações e especificações.** Arcelor Mittal, p. 29, 2008.

CHELLAMANI, K.P., VEERASUBRAMANIAN, D. AND VIGNESH BALAJI. **Barbed bi-directional surgical sutures.** SITRA Res. Rep. SITRA. 56(11): 1-4, 2012.

CHU CC, VON FRAUNHOFER JA, GREISLER HP. **Wound closure biomaterials and devices.** 1st. ed. Boca Raton: CRC Press; 1996.

COSTA E SILVA, André Luiz. **Aços e Ligas Especiais.** 2. ed.: Blucher, 1988.

DIETER, G. E. **Mechanical Metallurgy.** 3. ed. McGraw-Hill Book Co., 1988.

ULUTAN, D., ÖZEL, T. **Machining induced surface integrity in titanium and nickel alloys: A review.** International Journal of Machine Tools and Manufacture. 2011.

FALCÃO, C. A. J.. **Estudo do comportamento da fadiga de baixo ciclo em altas temperaturas do aço inoxidável AISI 420.** 2002. Tese (Doutorado) - USP, São Carlos, 2002.

Cichocki FR Jr, Maurer RE, Bar SN. **Tungsten-rhenium suture needles with improved properties for coronary artery bypass graft surgery.** J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2010 Aug; 493-500.

G. CASALINO, S.L. CAMPANELLI, N. CONTUZZI, A.D. LUDOVICO. **Experimental investigation and statistical optimization of the selective laser melting process of a maraging steel,** Optics & Laser Technology, Volume 65, 2015, Pages 151-158.

GALINARI, C.M., **Estudo Microestrutural de Aço Inoxidáveis Martensíticos com aplicações em Cutelaria Profissional.** UFMG, 2005, Belo Horizonte, MG.

GARCIA, M. V. R., SILVA, M. F. C., RIBEIRO, J. A. J., ARANTES, J. F. R. **Melhoria do Processo Industrial de Fabricação de Agulhas Cirúrgicas Oftálmicas utilizando Metodologia Seis Sigma.** Revista UNIVAP , 2008.

GOMES, GERALDO FRANCISCO. **Estudo da formação de austenita expandida em função da quantidade de íons de nitrogênio implantados nas superfícies de aço inox 304.** São Pedro – SP, 2000.

HONEYCOMBE, R. W. K. – **Structure and Strength of Alloy Steels,** Climax Molybdenum Co Ltd, 36 p., 1973.

Interlloy Pty Ltd, Data Sheet for 420 Martensitic Stainless Steel Bar, available at <http://www.interlloy.com.au/data_sheets/stainless_steel/stainless_pdf/interlloy_420_Martensitic_Stainless_Steel_Bar.pdf>. Acesso em: 19, setembro, 2022.

KIM H, JOHNSON JW. **Corrosion of stainless steel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires.** Angle Orthod. 1999 Feb;69(1):39-44.

KITAHARA, H., UEJI, A., TSUJI, N., MINAMINO, Y., **Crystallographic features of lath martensite in low-carbon steel,** Acta Materialia 54 1279–1288 (2006)

KRAUSS, G. – **Steels: Heat Treatment and Processing Principles,** Ed. ASM International, Fifth printing, 1997.

LASCHKE, E. **The importance of material properties on the bendability of Q/QT steels.** KTH, School of Industrial Engineering and Management (ITM), Materials Science and Engineering, 2012.

LIMA, N.A.G. **Tratamento térmico de envelhecimento da liga de fundição AlSi10Mg(Fe)**, 2012.

LIPPOLD, JOHN C.; DAMIAN, KOTECKI.J.. **Welding Metallurgy and Weldability of Stainless Steels**. Canada. John Wiley & Sons, Inc., Hoboken. 2005.

MAJUMDAR, G. **Reference Module in Materials Science and Materials Engineering** || Production of Surgical Tools and Devices. 2016.

MAJUMDAR, G., CHAKRABORTY, M., Hashmi, M.S.J. **Production of Surgical Tools and Devices**. 2016.

MCCLELLAND WA, TOWLER MA, KAULBACH HC, CANTRELL RW, TRIBBLE CG, MORGAN RF, EDLICH RF. **Biomechanical performance of cardiovascular needles**. Am Surg. 1990.

MEDEIROS, AM; ARAÚJO-FILHO I; CARVALHO, MDF. **Fios de sutura**. UFRN, 2016, Natal, RN.

MIRIAM BYRNE, MD, FRCS (PLAST); AND AL ALY, MD, FACS. **The Surgical Suture**. Aesthetic Surgery Journal 2019, Vol 39(S2) S67–S72

MOY RL, LEE A, ZALKA A. **Commonly used suture materials in skin surgery**. Am Fam Physician. 1991 Dec;44(6):2123-8

P. M. UNTERWISER, H. E. BOYER and J. J. KUBBS, **Heat Treater's Guide: Standard Practices and Procedures for Steel**, ed. (ASM Int., 1983) p. 257

PADIAL, A.G.F. **Caracterização microestrutural do aço maraging de grau 400 de resistência mecânica ultra-elevada**. São Paulo, 2002.

PANOSSIAN, ZEHBOUR. **Corrosão e proteção contra corrosão em equipamentos e estruturas metálicas**. São Paulo: IPT, 1993. 2 v.

PINEDO, C. E., CANDLERLÁRIA, A. F. **Influence of the heat treatment on the corrosion resistance of the martensitic stainless steel type AISI 420**. Mogi das Cruzes, SP, Brazil. Journal of Materials Science Letters 22, 2003, 1151-1153.

PINEDO, C.E., **Tratamento Térmico e Superficial do Aço Inoxidável Martensítico AISI 420**. 2º Encontro da Cadeia de Ferramentas. ABM, 21 a 23 de setembro 2005, São Paulo, pp. 281 – 292.

PRABHUDEV, K. H. **Handbook of heat treatment of steels**, New Delhi, Tata McGraw-Hill, 1988.

RODRIGUES, B.A., CARDOSO, A.A., CHAVES, C.A., UJIHARA, H.M. **Análise do sistema de medição “msa” aplicado no ensaio de dobramento de agulhas cirúrgicas**. Taubaté, Brasil. 2008.

SJÖLANDER, EMMA; SEIFEDDINE, SALEM. **The heat treatment of Al–Si–Cu–**

Mg casting alloys. Journal of Materials Processing Technology. Jönköping, p. 1249-1259. 21 mar. 2010.

Surgical sutures and their clinical evaluation within the MDR. Medical Plastics News, 2021. Disponível em: <<https://www.medicalplasticsnews.com/medical-plastics-industry-insights/surgical-sutures-and-their-clinical-evaluation-within-the-md/>>. Acesso em: 29, setembro, 2022.

Suturing and Closure. The Neurosurgical Atlas, 2022. Disponível em: <<https://www.neurosurgicalatlas.com/volumes/principles-of-cranial-surgery/suturing-and-closure>>. Acesso em: 25, setembro, 2022.

TOSSETO M., SINKA V. **Análise de ferramental de corte para agulhas cirúrgicas oftálmicas.** Revista Univap, 2005.

WOJCIECH CHRZANOWSKI, ENSANYA ALI ABOU NEEL, DAVID ANDREW ARMITAGE, JONATHAN CAMPBELL KNOWLES. **Effect of surface treatment on the bioactivity of nickel–titanium.** UK. 2008.

ZOGBI L., RIGATTIA G., AUDINO D.F. **Sutura cirúrgica.** Vittalle – Revista de Ciências da Saúde v. 33, n. 1 (2021) 29-44.