

UNESP
FACULDADE DE ENGENHARIA DO CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

GUARATINGUETÁ/SP/BRASIL

2010

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ENGENHARIA DE GUARATINGUETÁ

INSTRUMENTO CORTADOR E REMOVEDOR DE MATERIAL
ENDODÔNTICO: DESENVOLVIMENTO E APLICABILIDADE

CRISTIANE ANDRADE GOMES

GUARATINGUETÁ – SP

2010

CRISTIANE ANDRADE GOMES

**INSTRUMENTO CORTADOR E REMOVEDOR DE MATERIAL
ENDODÔNTICO: DESENVOLVIMENTO E APLICABILIDADE**

Defesa de tese apresentada à
Faculdade de Engenharia de
Guaratinguetá, Universidade Estadual
Paulista, para a obtenção do título de
Doutor em Engenharia Mecânica.
Área: Projetos e Materiais
Subárea: Engenharia Semiológica

Orientador: Prof. Dr. *Luiz Fernando Costa Nascimento*

Co-Orientador: Prof. Dr^a. *Ana Paula Rosifini Alves Claro*

Guaratinguetá/SP
2010

DADOS CURRICULARES

CRISTIANE ANDRADE GOMES

NASCIMENTO	01/03/1976
FILIAÇÃO	Ana Carmen de Andrade Luiz Martinho Gomes
1994 /1998	Curso de Graduação em Odontologia - UNITAU/SP
1999/2001	Pós-graduação (especialização) em Anatomia Clínica das Disfunções Cérvico - crânio - mandibulares - Instituto de Ciências Biomédicas (ICB) - USP
2002/2005	Curso de Pós-Graduação Stricto-sensu em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá - Universidade Estadual Paulista (UNESP) - SP
2004/2007	Professora da Disciplina de Anatomia Humana do curso de Enfermagem e Fonoaudiologia da FATEA (Faculdades Integradas Teresa D'avila)/ Lorena - SP Professora da Disciplina de Ortodontia do curso de Fonoaudiologia da FATEA/Lorena - SP

DEDICATÓRIA

À minha filha Sofia, que me ensinou o que é a verdadeira superação e o verdadeiro amor.

Ao meu marido Hugo, pelo companheirismo e cumplicidade durante a minha caminhada.

Aos meus pais Ana Carmen e Luiz Martinho, por me educarem e por me incentivarem em meus projetos.

Ao Luiz Guilherme, Isabela e Gabriela, pelo privilégio de tê-los como irmãos.

Ao meu padrasto, Antonio José Itabaiana por acreditar na minha capacidade e me considerar como filha.

AGRADECIMENTOS

À minha família que sempre me incentiva em meus sonhos e projetos.

À minha filha Sofia, pela sua existência, pelo seu amor e carinho; e ao meu marido Hugo, pela paciência e companheirismo nos momentos mais difíceis.

Ao Departamento de Engenharia Mecânica e de Materiais da UNESP – FEG, pelo apoio e incentivo; especialmente ao *Prof. Dr. Luiz Fernando Costa Nascimento*, pela orientação, amizade e atenção durante todos esses anos de trabalho e a *Prof. Dr^a. Ana Paula Rosifini Alves Claro*, pela co-orientação.

Ao *Prof. Dr. Carlos Antonio Reis Pereira Baptista*, da EEL/USP pela atenção e auxílio para que esse trabalho obtivesse êxito.

À *Prof. Dr^a. Maria Odila Hilário Cioffi* pelo incentivo no desenvolvimento desse trabalho.

Ao *Prof. Dr. Valdir Guimarães* pelos esclarecimentos prestados a esse trabalho.

Ao Departamento de Engenharia de Materiais da EEL/USP, pela gentileza em ceder o laboratório de ensaios mecânicos para realização dos ensaios de fadiga, em especial ao técnico Luis Francisco de Paiva Reis pelo empenho e dedicação na realização dos ensaios.

Aos professores que aceitaram o convite para participar da banca de qualificação e arguição desta tese.

Aos demais professores e técnicos do laboratório da FEG/UNESP, em especial aos técnicos Odir Vieira da Silva, Manuel Francisco dos Santos Filho; pela colaboração e apoio ao desenvolvimento das diversas etapas deste trabalho.

À desenhista gráfica e amiga da FEG/UNESP, Lúcia Helena de Paula Coelho, pela atenção e auxílio prestados.

Aos funcionários da Seção de Pós-Graduação da FEG/UNESP, Regina Célia Galvão Faria Alves, Maria Cristina Silva de Oliva, Sidney Eustáquio Ramos Rabelo, Adriano Martins de Almeida e Elisa Mara de Carvalho Nunes pela dedicação e empenho no atendimento.

Às bibliotecárias, em especial a amiga Ana Maria Ramos Antunes e, aos demais funcionários da biblioteca da FEG, o meu muito obrigada.

Aos professores, amigos e funcionários da FATEA/Lorena, que sempre me acompanharam nessa trajetória e me incentivaram.

À minhas amigas de infância: Uricka, Flávia, Paulinha, Érika e as amigas da Fatea, Cristiane Malvezzi e a Maria Odete; pela amizade e pelas palavras de conforto.

À Luciana dos Passos, por anos de trabalho em conjunto e pela sua dedicação.

À direção da FATEA (Faculdades Integradas Teresa D'Ávila) de Lorena, em especial a Prof. Dr^a. Ir. Olga de Sá e Ir. Raquel de Godoy Retz, que permitiram o meu afastamento das atividades como docente para conclusão desta tese.

À secretária geral e amiga Maria Aparecida de Souza Boncristiano, pela confiança e por me ajudar a realizar o sonho de ser docente.

À CAPES pela bolsa concedida para realização deste trabalho.

À FINEP pela verba destinada a este projeto, através do Programa de Subvenção Econômica (PRIME).

E finalmente, a todos que direta ou indiretamente contribuíram para que esse trabalho fosse realizado.

Este trabalho contou com o apoio das seguintes entidades:

CAPES – Através do Programa de Demanda Social: PDS.

FINEP – Através do Programa PRIME.

Àqueles que acreditam em seus sonhos, e buscam o conhecimento para o desenvolvimento da ciência e da tecnologia.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

Resumo

Abstract

1	INTRODUÇÃO	25
2	REVISÃO DA LITERATURA	29
2.1	A ENDODONTIA E OS CONES DE GUTA PERCHA	29
2.2	CONTROLE DE INFECÇÃO E ESTERILIZAÇÃO EM ENDODONTIA	32
2.3	AÇO INOXIDÁVEL	35
2.4	CLASSIFICAÇÃO DOS AÇOS INOXIDÁVEIS	40
2.4.1	Aço Inoxidável Martensítico	41
2.4.2	Aço Inoxidável Ferrítico	41
2.4.3	Aço Inoxidável Austenítico.....	42
2.4.4	Composição Química dos Aços Inoxidável Austenítico.....	44
2.4.5	Composição Química dos Aços Inoxidável Martensítico	46
2.4.6	Composição Química dos Aços Inoxidável Ferrítico	47
2.4.7	Propriedades Mecânicas dos Aços Inoxidáveis Austeníticos	48
2.4.8	Propriedades Mecânicas dos Aços Inoxidáveis Martensíticos	49
2.4.9	Propriedades Mecânicas dos Aços Inoxidáveis Ferríticos	50
2.5	TITÂNIO E SUAS LIGAS	50
2.6	INFLUÊNCIA DOS PROCESSOS DE ESTERILIZAÇÃO NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS INSTRUMENTOS DE Ti	53
2.7	FADIGA	55
2.7.1	Crítério de Projeto Baseado na Tensão	57
2.7.2	Mecanismo de falha por fadiga	59

2.8	TRAÇÃO	61
2.9	MICROSCOPIA ÓTICA	65
3	OBJETIVOS	66
4	MATERIAIS E MÉTODOS	67
4.1	ENSAIOS MECÂNICOS	70
4.1.1	Ensaio de Fadiga.....	70
4.1.2	Ensaio de Tração	71
4.2	MICROSCOPIA ÓTICA	73
4.3	DESENVOLVIMENTO DO INSTRUMENTO CORTADOR E REMOVEDOR DE MATERIAL ENDODÔNTICO (CONE DE GUTA PERCHA)	74
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	75
5.1	ENSAIOS DE FADIGA	75
5.2	ENSAIOS DE TRAÇÃO	79
5.3	AVALIAÇÃO DA MICROESTRUTURA	81
5.4	FUNCIONAMENTO DO INSTRUMENTO (ENDO CUT)	83
5.4.1	Componentes do instrumento.....	83
5.4.2	Custo do Endo Cut	86
6	CONCLUSÕES	88
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	89
	ANEXOS	98

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1	– Estrutura dentária e os tecidos periapicais	29
FIGURA 2.2	– Cones de guta percha	31
FIGURA 2.3	– Cones de guta percha e o cimento obturador, após a obturação do canal dentário	31
FIGURA 2.4	– Efeito do teor crescente de Cr na resistência a corrosão atmosférica de ligas de Fe-Cr (CALLISTER, 2002)	37
FIGURA 2.5	– Comportamento ativo de um metal em soluções ácidas oxidantes (NEWMAN, 2001)	37
FIGURA 2.6	– Comportamento passivo de um metal em soluções ácidas oxidantes (TEBECHERANI, 2009; NEWMAN, 2001)	38
FIGURA 2.7	– Microestrutura típica de um aço inoxidável Martensítico (SILVA; MER, 2001)	41
FIGURA 2.8	– Microestrutura típica de um aço inoxidável Ferrítico (SILVA; MER, 2001)	42
FIGURA 2.9	– Microestrutura típica de um aço inoxidável Austenítico (SILVA; MER, 2001)	44
FIGURA 2.10	– Influência da temperatura na resistência mecânica dos materiais (SILVA JUNIOR, 2008)	51
FIGURA 2.11	– Influência dos elementos de liga no diagrama de equilíbrio das ligas de titânio (DYE, 2007)	52
FIGURA 2.12	– Exemplo de carregamento cíclico (DOWLING, 2007; FROST, 1999)	59
FIGURA 2.13	– Estágios I e II de propagação da trinca (SOUZA, 1999)	61
FIGURA 2.14	– Curva tensão versus deformação típica	62
FIGURA 2.15	– Diagrama Stress (Tensão) versus Strain (Deformação)	63
FIGURA 2.16	– Curva Tensão X Deformação	63
FIGURA 2.17	– Curva tensão X deformação a partir do ponto E	64

FIGURA 4.1	–	Corpo de prova cilíndrico confeccionado para os ensaios de fadiga.....	67
FIGURA 4.2	–	Autoclave Cristófoli utilizada para os ciclos de esterilização ...	68
FIGURA 4.3	–	Corpo de prova cilíndrico confeccionado para os ensaios de tração.....	70
FIGURA 4.4	–	Equipamento utilizado para os ensaios de fadiga axial MTS 810	71
FIGURA 4.5	–	Equipamento INSTRON 8801 utilizado nos ensaios de tração.....	72
FIGURA 4.6	–	Corpo de prova posicionado no equipamento para ensaio de tração	72
FIGURA 4.7	–	Microscópio Nikon Epiphot 200, LAImat	73
FIGURA 5.1	–	Curva S-N de fadiga do aço inoxidável 304 L antes do ciclo de esterilização.....	77
FIGURA 5.2	–	Curva S-N de fadiga do aço inoxidável 304 L depois da autoclavagem	77
FIGURA 5.3	–	Curva S-N de fadiga do Ti Grau 2 antes dos ciclos de esterilização	78
FIGURA 5.4	–	Curva S-N de fadiga do Ti Grau 2 depois da autoclavagem	78
FIGURA 5.5	–	Aço inoxidável 304 L antes dos ciclos de esterilização. Ataque com ácido oxálico, aumento de 100 X	81
FIGURA 5.6	–	Aço inoxidável 304 L depois dos ciclos de esterilização. Os pontos escuros são impurezas. Ataque com ácido oxálico, aumento de 100 X	82
FIGURA 5.7	–	Corpo do instrumento Endo Cut	83
FIGURA 5.8	–	Ponteiras confeccionadas em aço inoxidável 304 L.....	83
FIGURA 5.9	–	Endo Cut posicionado no suporte	84
FIGURA 5.10	–	Baterias posicionadas em suporte para serem recarregadas	84

FIGURA 5.11	–	Componente auxiliar em aço inoxidável para troca e remoção das ponteiros	84
FIGURA 5.12	–	Equipamento pronto para uso, com ponteira em posição	85
FIGURA 5.13	–	Endo Cut com a ponteira a uma temperatura de aproximadamente 80° C	86
FIGURA 5.14	–	Pesquisa de mercado realizada no Vale do Paraíba-SP	86
FIGURA 5.15	–	80% dos dentistas pesquisados comprariam um novo equipamento para remoção dos excessos de cone de guta percha.....	87
FIGURA 5.16	–	Valores, em reais, que os dentistas pagariam pela nova tecnologia.....	87

LISTA DE TABELAS

TABELA 1.1	– Comparação entre algumas propriedades das ligas NiTi de composição aproximadamente equiatômica e do aço inoxidável (HILT, 1999).....	27
TABELA 2.1	– Vantagens e desvantagens da esterilização com vapor úmido (autoclave) e calor seco (estufa) (SAMARANAYAKE et al., 1993).....	35
TABELA 2.2	– Microestrutura dos diferentes tipos de aço inoxidável (ABNT, 1990).....	40
TABELA 2.3	– Composição química, % máxima dos aços inoxidáveis austeníticos (ABNT, 1990).....	44
TABELA 2.4	– Composição química, % máxima dos aços inoxidáveis martensíticos (ABNT, 1990).....	46
TABELA 2.5	– Composição química, % máxima dos aços inoxidáveis ferríticos (ABNT, 1990).....	47
TABELA 2.6	– Propriedades mecânicas do aço inoxidável austenítico (ABNT, 1990).....	48
TABELA 2.7	– Propriedades mecânicas do aço inoxidável martensítico (ABNT, 1990).....	49
TABELA 2.8	– Propriedades mecânicas do aço inoxidável ferrítico (ABNT, 1990).....	50
TABELA 4.1	– Composição química, em %, do aço inoxidável 304 L (conforme fornecido pelo fabricante).....	69
TABELA 4.2	– Composição química, em %, do Ti Grau 2 (conforme fornecido pelo fabricante).....	69
TABELA 4.3	– Características mecânicas do aço inox 304 L (conforme fornecido pelo fabricante).....	69
TABELA 4.4	– Características mecânicas do Ti Grau 2 (conforme fornecido pelo fabricante).....	69

TABELA 5.1 – Resultados dos ensaios de fadiga axial do aço 304 L para tensão em MPa, antes (A) e depois (D) dos 15 ciclos de esterilização em autoclave	75
TABELA 5.2 – Resultados dos ensaios de fadiga axial do Ti Grau 2 para tensão em MPa, antes (A) e depois (D) dos ciclos de esterilização em autoclave	76
TABELA 5.3 – Resultados dos ensaios de tração para o aço inox 304 L no estado conforme fornecido, antes de autoclavado (A)	79
TABELA 5.4 – Resultados dos ensaios de tração para o aço inox 304 L, depois dos ciclos de esterilização (D)	80

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT = Associação Brasileira de Normas Técnicas
ADA = American Dental Association
AISI = American Iron and Steel Institute
ASM = American Society for Metals
ASTM = American Society for Testing and Materials
CAPES = Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CDC = Center of Disease Control
CCC = Cúbica de Corpo Centrado
CFC = Cúbica de Face Centrada
CNC = Controle numérico computadorizado
EDS = Espectroscopia de energia de raios –X
EEL = Escola de Engenharia de Lorena
FEG = Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
FINEP = Financiadora de Estudos e Projetos
HC = Hexagonal compacta
INPI = Instituto Nacional de Propriedade Intelectual
ISO = International Organization of Standardization
L = Low
LED = Diodo Emissor de Luz
LRF = Limite de Resistência a Fadiga
LRT = Limite de Resistência a Tração
MEV = Microscopia Eletrônica de Varredura
MO = Microscopia Ótica
NCF = Número de ciclos até a fratura
NiTi = Níquel-titânio
PI = Patente de Invenção
S-N = tensão versus número de ciclos
TCC = Tetragonal de Corpo Centrado

Ti c.p. = Titânio comercialmente puro

TS = Tensile strenght

UNESP = Universidade Estadual Paulista

UNITAU = Universidade de Taubaté

USP = Universidade de São Paulo

LISTA DE SÍMBOLOS

cm = centímetros

° C = graus Celsius

E = Módulo de elasticidade

GPa = Giga Pascal

g/cm^3 = gramas por centímetro cúbico

Hz = Hertz

mm = milímetros

MPa = Mega Pascal

N = Newton

% = porcentagem

R = razão de carga

seg = segundos

V = volts

α = alfa

β = beta

σ = tensão

σ_{\max} = Tensão máxima

σ_{\min} = Tensão mínima

Δ_{σ} = Intervalo de tensão

σ_m = Tensão média

σ_a = Amplitude de tensão

σ_e = Tensão de escoamento

σ_r = Limite de resistência a tração

GOMES, C. A. Instrumento Cortador e Removedor de Material Endodôntico: Desenvolvimento e Aplicabilidade. 2010. 106f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2010.

RESUMO

A proposta do presente estudo foi a de desenvolver e viabilizar a elaboração de um instrumento endodôntico para facilitar e minimizar os riscos causados pela técnica utilizada pelos dentistas durante a finalização do tratamento do canal radicular (endodôntico). Analisando o procedimento utilizado atualmente para o corte e a remoção do excesso de material endodôntico, os chamados cones de guta percha, julga-se apropriado o desenvolvimento de um instrumento inovador para executar esta tarefa. Esta necessidade se deve ao fato de não existir no mercado odontológico um instrumento específico para tal finalidade. Atualmente, os dentistas utilizam uma espátula metálica em aço inoxidável aquecida em chama para o corte do excesso do cone endodôntico, sendo que esta espátula (os chamados condensadores Paiva) atinge temperaturas elevadas, aproximadamente 230° C, podendo causar trauma na cavidade oral. O presente trabalho se propõe ainda a avaliar a efetividade das ponteiros metálicas do instrumento, quanto ao seu uso e ciclos de esterilização em autoclave. Os materiais utilizados para confecção das ponteiros e utilizados para os ensaios mecânicos serão: o aço inoxidável 304 L e o titânio Grau 2. Para que o excesso de guta percha seja removido do canal radicular será necessária a confecção de diferentes diâmetros de ponteiros em titânio ou aço inoxidável 304 L, que serão conectadas a extremidade do instrumento elétrico e posteriormente aquecidas. Ensaio mecânicos de fadiga axial foram realizados em 16 corpos de prova: 8 em titânio e 8 em aço inoxidável 304 L, segundo norma ASTM E8. A metade da amostra foi submetida a quinze ciclos de esterilização em autoclave. Pode-se observar que o aço inoxidável 304 L apresentou resistência à fadiga superior ao do Titânio Grau 2. Após os ensaios de fadiga, definiu-se que o material utilizado para a confecção das ponteiros seria o aço inoxidável 304 L, por apresentar um bom comportamento diante das solicitações

mecânicas e por ter um custo acessível. A partir disso, ensaios de tração em 16 corpos de prova cilíndricos em aço inoxidável 304 L foram realizados. A metade da amostra foi submetida a vinte (20) ciclos de esterilização em autoclave, antes dos ensaios de tração. O número de ciclos de esterilização em autoclave foi aumentado de quinze para vinte para observar o comportamento mecânico do aço inoxidável 304 L diante de um aumento no número de autoclavagens. Os ensaios de tração mostraram que não houve diferença significativa no comportamento mecânico do aço inoxidável diante dos ciclos de esterilização. A microscopia ótica revelou que a estrutura cristalina do aço inoxidável 304 L, foi a austenítica mesmo após a autoclavagem, isto porque a temperatura de esterilização é de aproximadamente 121° C, considerada baixa para haver mudança na estrutura cristalina do metal. O instrumento patenteado pelo INPI, com o nome de Endo Cut, mostrou-se eficaz durante o corte e remoção dos excessos de cones de guta percha pelas ponteiros confeccionadas em aço inoxidável 304 L.

PALAVRAS-CHAVE: endodontia, esterilização, titânio, aço inoxidável 304 L, fadiga, tração

GOMES, C. A. Cutter Tool and Endodontic Materials Remover: Development and Applicability. 2010. 106f. Thesis (Doctor in Mechanical Engineering) College of Engineering – Guaratinguetá Campus, State University of São Paulo, Guaratinguetá, 2010.

ABSTRACT

The aim of the present study was to develop the preparation of an endodontic instrument to facilitate and minimize the risks caused by the technique used by dentists during the root canal treatment completion (endodontic). Analyzing the current procedure for cutting and removal of excess endodontic material (gutta-percha), it is deemed appropriate the development of an innovative tool. The necessity is due to the fact that there is no specific instrument in dentistry for such purpose. Currently, dentists use a heated stainless steel spatula for cutting the excess part of the endodontic cone and this spatula reaches high temperatures (around 230 ° C) that may cause oral cavity trauma. Given the above, this work aims to develop an electric instrument for cutting and removing the excess of gutta-percha after root canal treatment thereby optimizing the technique and minimizing the risks to the patient. This study also evaluates the effectiveness of the instrument metal tip on its use and sterilization cycles by autoclaving. The materials used for the manufacturing of the metal tips and mechanical tests are: 304 L stainless steel and Grade 2 titanium. The manufacturing of different diameters metal tips either of titanium or stainless steel (which are attached to the end of the electrical apparatus and then heated.) is required for the removal of the excess of gutta-percha from the root canal. Axial fatigue mechanical tests were performed which verified the materials fatigue behavior specimens were manufactured for the axial fatigue tests, originating 16 specimens: 8 in titanium and 8 in 304 L stainless steel, according to ASTM E8. Half of the samples were subjected to 15 cycles of autoclave sterilization. It was observed that 304 L stainless steel showed fatigue resistance superior to that of Grade 2 Titanium. The results showed that even after the heat treatment from the autoclaving process there was an increase in the fatigue

resistance of the specimens although this increase was not significant. After the fatigue tests it was decided that the tips material to be used would be the 304 L stainless steel due to its good performance under mechanical stress and its affordable cost. Apart from this, tensile tests in 16 (sixteen) cylindrical specimens of the 304 L stainless steel were performed. Half of the samples were subjected to twenty (20) cycles of autoclaving before the tensile tests. The number of autoclaving cycles was increased from fifteen (15) to twenty (20) to observe the mechanical behavior of the 304 L stainless steel before an increase in the autoclaving process. The tensile tests showed no significant difference in the stainless steel mechanical behavior before sterilization cycles. Optical microscopy revealed that the crystalline structure of the 304 L steel was austenitic even after autoclaving, this is due to the sterilization temperature (around 121 ° C) which is considered low for any change in the crystal lattice. The instrument patented by the INPI under the name Endo Cut manufactured with 304 L stainless steel tips proved effective during the cutting and removal of excess gutta-percha.

KEYWORDS: endodontics, sterilization, titanium, 304 L stainless steel, fatigue, tensile test.

1 INTRODUÇÃO

Ao nos reportarmos à literatura, observa-se uma variabilidade de técnicas descritas, bem como de instrumentos que, ao longo do tempo, sofreram modificações com o intuito de permitir um melhor desempenho em determinada fase do tratamento endodôntico (ou tratamento de canais dentários).

Desde então, iniciou-se a busca pelos conhecimentos endodônticos sob os aspectos microbiológicos, anatômicos e biológicos. Como demonstra Souza e Bramante (1999), confirmando a presença de microorganismos no interior do canal radicular e relacionando-a com a etiologia das doenças pulpares e periapicais, o que possibilitou outra ótica ao tratamento endodôntico. Leonardo et al. (1982), elucida a complexidade da estrutura dental, fornecendo detalhes anatômicos da câmara pulpar e do canal radicular. E ressalta a necessidade de respeito aos tecidos periapicais durante o tratamento do canal radicular, quando procedimentos técnicos são realizados.

O preparo químico-cirúrgico através dos seus objetivos, limpeza e modelagem do canal radicular, estão intimamente ligados à questão da desinfecção e sanificação do sistema do canal radicular. Para isso, são utilizadas substâncias químicas auxiliares para o preparo das paredes dentinárias, transformando o canal anatômico em novo contorno, o canal cirúrgico. Este procedimento confere ao canal radicular um volume diferente, porém acompanhando a forma e a posição originais, proporcionando técnicas facilitadoras para a acomodação do material obturador, os cones de guta percha e o cimento obturador (SMITH, 2002).

A guta percha na forma de cones constitui elemento responsável por grande parte da obturação do canal radicular, sendo um dos materiais odontológicos mais bem aceitos pelos tecidos vivos, não interferindo no processo de reparação que se processa após a obturação. A guta percha é classificada como um produto sólido não reabsorvível e com características plásticas que favorecem sua condensação nos canais dentários durante a obturação (SILVA; SANTOS, 2002; SILVA et al., 2007).

Conjuntamente aos estudos relacionados às técnicas de preparo dos canais radiculares, a literatura elucida uma série de modificações impostas aos instrumentos com o propósito de facilitar sua cinemática. Podemos citar como exemplo as alterações em sua geometria e no tipo de liga utilizada na fabricação, de modo que as propriedades de corte, flexibilidade, resistência a fratura, dentre outras, fossem asseguradas, propiciando-lhes melhor desempenho (HILT APUD LOPES e SIQUEIRA, 1999).

Os estudos realizados por Grossman (1972) ressaltaram a necessidade dos instrumentos utilizados na terapêutica endodôntica apresentarem características de vital importância, tais como: precisão, resistência à corrosão e à fratura. Devendo estes, serem padronizados e eficientes.

Sendo assim, os estudos realizados por Schafer (1997) compararam as propriedades físicas e a capacidade de elasticidade do aço inoxidável e de níquel titânio por meio de testes de elasticidade, dobramento, torção, energia acumulada e maleabilidade. Esse estudo concluiu que os instrumentos de níquel titânio apresentam maior elasticidade e tendência a sofrer deformação permanente liberando menos energia acumulada após sofrerem deformações.

O titânio é um material de recente aplicação industrial quando comparado às ligas de aço e de alumínio, com produção em larga escala iniciada na década de 50. Sua densidade é aproximadamente 56% menor que a do aço ABNT 430 (BOYER; WELSCH; COLLINGS, 1994).

Hilt (1999) analisou as propriedades de resistência à fratura, através de testes de torção, em instrumentos de aço inoxidável, limas K (conicidade 02), instrumentos de níquel titânio tipo U de conicidade 02, e instrumentos de níquel-titânio tipo U de conicidade 04, de calibres correspondentes aos números 15, 25 e 35, avaliando o torque máximo, o momento da fratura e a deflexão angular. As limas K não demonstraram diferenças significativas entre as duas medidas de torque, entretanto os instrumentos de níquel titânio revelaram diferenças marcantes neste quesito, o que pode significar segurança clínica, já que o operador será capaz de detectar a

deformação plástica antes da fratura. No que se diz respeito à deflexão angular, os instrumentos de níquel titânio (conicidade 02) mostraram-se superiores aos demais, demonstrando suportarem maiores graus de rotação antes de se fraturarem (Tabela 1.1).

Tabela 1.1 – Comparação entre algumas propriedades das ligas NiTi de composição aproximadamente equiatômica e do aço inoxidável.

PROPRIEDADE	NiTi	Aço inoxidável
Deformação recuperável	8%	0,8%
Biocompatibilidade	Excelente	Boa
Módulo de elasticidade	48 GPa	193 GPa
Densidade	6,45g/cm ³	8,03g/cm ³
Magnetismo	Não	Sim
Limite de resistência	1.240 MPa	760 MPa
Resistividade elétrica	80 a 100 $\mu\Omega\text{cm}$	72 $\mu\Omega\text{cm}$

FONTE – Hilt, 1999

Especificamente neste trabalho foi desenvolvido um instrumento inovador, patenteado com o nome Endo Cut para facilitar a remoção dos excessos de cones de guta percha após obturação do canal radicular. Para a escolha do tipo de material a ser utilizado nas ponteiros que são conectadas a extremidade do Endo Cut, corpos de prova foram avaliados através de ensaios mecânicos de fadiga axial do titânio Grau 2 e do aço inoxidável 304 L.

O aço inoxidável 304 L foi eleito para confecção das ponteiros do instrumento devido a seu comportamento mecânico favorável e custo reduzido. A partir disso, novos ensaios de tração no aço inoxidável 304 L foram realizados para avaliação do comportamento mecânico do material após ciclos de esterilização em autoclave.

A microscopia ótica foi complementar para caracterização do material selecionado, o aço inoxidável 304 L, antes e após os ciclos em autoclave.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 A ENDODONTIA E OS CONES DE GUTA PERCHA

A endodontia é a especialidade da odontologia responsável pelo estudo da polpa dentária e de todo o sistema de canais radiculares e dos tecidos periapicais, bem como das doenças que os afligem. Em casos de alterações por cárie, fraturas dentárias, trauma dentário, trauma ortodôntico, necessidades protéticas e outras patologias endodônticas, o tratamento endodôntico (ou o tratamento de canal) está indicado, visando a manutenção do dente na cavidade oral, e a saúde dos tecidos periapicais (PAIVA; ANTONIAZZI, 1993) A Figura 2.1 mostra uma estrutura dentária típica e os tecidos periapicais.

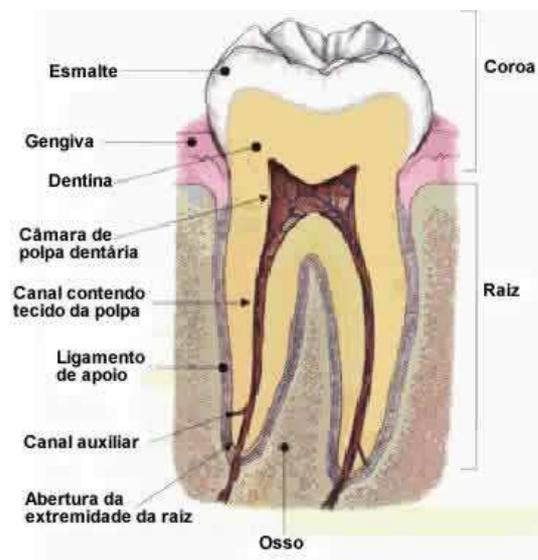


Figura 2.1 – Estrutura dentária e os tecidos periapicais

A etapa da obturação do canal radicular, ou seja, a fase final do tratamento endodôntico, tem como objetivo principal manter o canal radicular livre de microorganismos (LEONARDO et al., 1997).

Os cones de guta-percha, ou simplesmente guta percha como é conhecida na odontologia, são utilizados como material obturador de canais durante os tratamentos endodônticos há mais de 100 anos (CUNNINGEHM et al., 2006). A guta-percha, na realidade, é apenas um dos componentes destes cones. Sua composição, segundo Paiva e Antoniazzi (1993), é: guta percha, óxido de zinco, sulfatos metálicos e resinas. O óxido de zinco e resinas adicionados a guta percha visam melhorar as propriedades de dureza e compressibilidade; o sulfato de bário é utilizado para dar radiopacidade, além de outras resinas que podem alterar as propriedades mecânicas do mesmo, bem como dar coloração (Figura 2.2) (SILVA; SANTOS, 2002).

Apesar da grande variação na sua formulação, algumas generalizações podem ser registradas a partir da literatura. Os componentes adicionados a guta percha, se diferenciam quanto a quantidade, conforme o fabricante. É obtida a partir do látex do Palaquim (gênero de árvores tropicais) cuja seiva se extrai a resina da goma de mascar do chiclete. Usada para obturação do canal radicular dentário, em isolamentos de condutores de eletricidade e principalmente para confecção de bolas de golfe. A guta percha é bem aceita pelos tecidos vivos, conforme atestam inúmeros trabalhos, não interferindo no processo de reparação que se processa após a obturação dentária devido a uma série de propriedades que apresenta, entre as quais, biocompatibilidade, radiopacidade, flexibilidade e estabilidade dimensional (SILVA JUNIOR, 2007).

A guta percha é classificada como produto sólido não reabsorvível e com características plásticas que favorecem sua condensação nos canais radiculares durante sua obturação, sendo inerte aos tecidos periapicais. (LEONARDO et al., 1997).

Berger (1973) demonstrou que os cones de guta percha, por apresentarem superfície lisa e serem constituídos de materiais que não são próprios ao crescimento bacteriano, muitas vezes estão livres de contaminação na embalagem. E Ingle (1989) evidenciou que os cones de guta percha exercem ligeira atividade antibacteriana, o que os tornam benéficos para tal finalidade.



Figura 2.2 – Cones de guta percha

São dois tipos de cones de guta percha mais utilizados: os principais e os acessórios (ou secundários). Os principais têm a sua ponta mais calibrosa de acordo com a série ISO (International Organization of Standardization) de instrumentos, já os secundários possuem calibres variados e são mais rígidos porque possuem maior quantidade de óxido de zinco. Os cones preenchem praticamente todos os requisitos biológicos, não preenchendo, porém alguns físico-químicos tais como adesividade, escoamento, viscosidade e conseqüentemente não atingindo o selamento adequado. Desta forma, os cones de guta percha são utilizados em associação com o cimento obturador para que essas propriedades sejam alcançadas, como ilustra a Figura 2.3 (SILVA; SANTOS, 2002).



Figura 2.3 – Cones de guta percha e o cimento obturador, após a obturação do canal dentário.

2.2 CONTROLE DE INFECÇÃO E ESTERILIZAÇÃO EM ENDODONTIA

A odontologia passou por algumas transformações no que diz respeito à biossegurança contra as doenças infectocontagiosas, devido ao aparecimento da AIDS. A rotina no consultório em relação à proteção do cirurgião-dentista, do auxiliar, paciente e ambiente foram modificadas em vários aspectos (CORRÊA; CHINELLATO, 1994). Dessa forma é de fundamental importância adotar medidas de controle de infecção nos consultórios odontológicos, usando todo o conhecimento sobre as técnicas de esterilização e desinfecção, para garantir a saúde do paciente e do profissional.

A infecção cruzada é uma grande preocupação na Odontologia, porque trata da transmissão de doenças via cavidade bucal (BRASIL, 1994; OLIVEIRA, 2006).

O tratamento endodôntico envolve contato direto com sangue, tecido pulpar infectado e fluido tissulares. Uma técnica asséptica é especialmente importante na Endodontia, uma vez que os microrganismos são as principais causas das alterações endodônticas (PAIVA; ANTONIAZZI, 1993)

De acordo com o American Dental Association Council on Dental Therapeutics (1996), a esterilização é o processo pelo qual todas as formas de microrganismos são destruídas, incluindo vírus, bactérias, fungos e esporos. Os métodos de esterilização incluem o uso de vapor pressurizado (autoclave), calor seco (estufa), vapor químico, gás de óxido de etileno ou imersão em esterilizadores químicos.

Os instrumentos endodônticos devido ao alto custo, usualmente são reutilizados, o que torna essencial seguir criteriosamente os procedimentos de controle de infecção. Desta forma, a esterilização é importante por duas razões: a eliminação da contaminação cruzada e o aumento da taxa de sucesso dos tratamentos endodônticos (SOUZA; BRAMANTE, 1999). Se, por um lado, a adoção de procedimentos de esterilização e desinfecção é vital para garantir a realização de um atendimento odontológico seguro, estes procedimentos podem resultar em alterações no

desempenho dos instrumentos, reduzindo a sua vida útil. Assim, o efeito de cada processo de esterilização no desempenho dos mesmos deve ser conhecido, buscando-se obter um procedimento seguro aliado ao menor dano estrutural ao instrumento (BIANCHI et al., 2003).

Na área da saúde, não há nenhuma atividade que apresente um quadro tão heterogêneo de detalhes tendo em vista o controle de infecção quanto a Odontologia, o que pode dificultar a tomada de decisões em relação aos cuidados quanto à esterilização ou desinfecção de superfícies ou instrumentos. As dificuldades poderão ser eliminadas ou extremamente reduzidas, se o profissional, independentemente de sua especialidade, distinguir o ambiente de atuação e o risco potencial de transmissão dos instrumentos e materiais utilizados (ALVAREZ, 1991).

Os instrumentos odontológicos e os utilizados na endodontia devem ser resistentes aos efeitos físicos e químicos aos quais estão sujeitos durante os processos de desinfecção, esterilização e contato com medicamentos e soluções irrigadoras (SOUZA; DUCATTI, 1985).

Canalda-Sahli et al. (1998) relataram que o sucesso do tratamento endodôntico se relaciona à limpeza, desinfecção e a forma adequados ao canal além da completa obturação do mesmo, associado a necessidade de controle da assepsia e prevenção da infecção cruzada. As limas e os instrumentos utilizados na finalização do tratamento de canais usualmente são reutilizados, o que envolve repetidas exposições à esterilização entre os usos. As propriedades mecânicas dos instrumentos, tais como a flexibilidade, resistência à fratura por torção e eficiência de corte, não deveriam ser significativamente alteradas, ou preferencialmente melhoradas pelos procedimentos de esterilização.

Carmo (1996) demonstrou, através de análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia de energia de raios-X (EDS), a presença de imperfeições e material aderido (principalmente cálcio e enxofre) na superfície de instrumentos novos, por esse motivo, até mesmo os instrumentos novos devem ser esterilizados antes do uso.

A ADA Council on Dental Therapeutics (1988) recomendam a esterilização através de aquecimento a todos os instrumentos que possam suportar repetidos ciclos nas temperaturas desejadas.

Os métodos de esterilização que envolvem os processos físicos, particularmente o calor úmido (operacionalizado pela autoclave) e o calor seco (desenvolvido pela estufa), representam os mais freqüentes métodos de esterilização utilizados nas clínicas odontológicas (SAMARANAYAKE et al., 1993; ESTRELA; PESCE; STEPHAN, 1992).

O ciclo de esterilização quer seja em autoclave ou em estufa, consiste de um período de aquecimento, tempo de manutenção e tempo de resfriamento (SAMARANAYAKE et al., 1993).

A autoclave (calor úmido sob pressão) é o método mais rápido, visto que, em virtude da pressão, apresenta um maior poder de penetração. Além disso, a umidade catalisa a coagulação das proteínas, que constitui o mecanismo de ação deste método. A autoclave convencional exige um tempo de 20 (vinte) minutos a 121°C sob pressão, porém, o ciclo para esterilização necessita de um tempo total de, no mínimo, 90 (noventa) minutos, até que o material seja resfriado. (FANTINATO et al., 1994). Da mesma forma, Savage e Walsh (1995), afirmaram que períodos mais longos podem ser necessários para que o vapor alcance efetivamente o centro de pacotes grandes; entretanto, um período de 30 (trinta) minutos normalmente é adequado. Um dos inconvenientes provocados pela autoclave convencional é a corrosão dos instrumentos metálicos, devido ao alto teor de oxigênio presente nestes aparelhos (ESTRELA, 2009).

O calor seco (estufa) é o método mais barato de esterilização, entretanto exige uma temperatura mais alta e um ciclo longo, uma vez que é menos penetrante que o vapor. O ciclo recomendado para que se efetue a esterilização por calor seco é de 160°C durante 120 (cento e vinte) minutos ou 170°C durante 90 (noventa) minutos. A destruição dos microrganismos é ocasionada pela destruição das proteínas microbianas. Contudo, a alta temperatura altera os materiais termo-sensíveis como a

borracha, o plástico, os polímeros, a celulose e os tecidos (SAMARANAYAKE et al., 1993; ESTRELA, 2009).

Algumas das vantagens e desvantagens de diferentes métodos de esterilização estão apresentadas na Tabela 2.1

Tabela 2.1 – Vantagens e desvantagens da esterilização com vapor úmido (autoclave) e calor seco (estufa).

Caracterização da esterilização	AUTOCLAVE	ESTUFA
Ciclo de esterilização	Curto (3-30 min)	Longo (> 60 min)
Umidade residual	Presente	Nenhuma
Efeito a longo prazo sobre os instrumentos	Possível corrosão ou oxidação	Afeta a têmpera e a fragilidade das bordas cortantes
Interrupção do ciclo	Impossível	Possível
Outros riscos	–	Combustão espontânea do papel > 175°

FONTE: Samaranayake et al., 1993

2.3 AÇO INOXIDÁVEL

Em 1912 o inglês Harry Brearly, estudava uma liga Fe-Cr (13%) e justamente quando tentava fazer algumas observações metalográficas verificou que a liga fabricada resistia a maior parte dos reagentes que se utilizavam na época em metalografia. E foi Brearly que deu o nome à liga, chamando-a de "stainless steel" que traduzindo quer dizer "aço que não mancha". Um ano mais tarde na Alemanha, Eduard Maurer, que estudava uma liga Fe-Cr que continha além dos elementos da liga de

Brearily, cerca de 8% de Ni. Como resultado observou que a liga resistiu vários meses a vapores agressivos do laboratório no qual trabalhava (TEBECHERANI, 2009).

Passados mais de 70 anos, hoje sabe-se que os aços descobertos por eles eram os AISI 420 (martensítico) e o AISI 302 (austenítico), respectivamente. Era um pouco difícil de compreender na época, que aquecendo-se duas ligas a altas temperaturas, aproximadamente 1.000 °C e resfriando-as rapidamente, obtínhamos duas ligas completamente diferentes, uma com alta dureza (AISI 420) e outra com ótima ductilidade (AISI 302). Desde então, os aços inoxidáveis evoluíram muito, principalmente em função da indústria petrolífera, da aeronáutica, da criogenia e até mesmo devido a 2ª guerra mundial (PADILHA; GUEDES, 1994).

A expressão aço inoxidável, como é usualmente conhecido, nos dá uma idéia de um material que não se destrói mesmo quando submetido aos mais violentos meios. Na verdade este tipo de aço não é eterno e sim apresenta uma maior resistência à corrosão, quando submetido a um determinado meio ou agente agressivo. Apresenta também uma maior resistência à oxidação a altas temperaturas em relação a outras classes de aços. A resistência à oxidação e corrosão do aço inoxidável se deve principalmente a presença do cromo (Cr), que a partir de um determinado valor e em contato com o oxigênio, permite a formação de uma película finíssima de óxido de cromo sobre a superfície do aço, que é impermeável e insolúvel nos meios corrosivos usuais. Assim podemos definir como aço inoxidável o grupo de ligas ferrosas resistentes a oxidação e corrosão, que contenham no mínimo 12% de cromo (SILVA, 2008; TEBECHERANI, 2009).

Os aços inoxidáveis são, basicamente, ligas ferro-cromo; outros metais atuam como elementos de liga, porém, o cromo é o mais importante e sua presença é indispensável para se conferir a resistência à corrosão desejada. Como está indicado na Figura 2.4, um mínimo de 11% de cromo é necessário para que as ligas ferro-cromo sejam resistentes à corrosão atmosférica (CALLISTER, 2002).

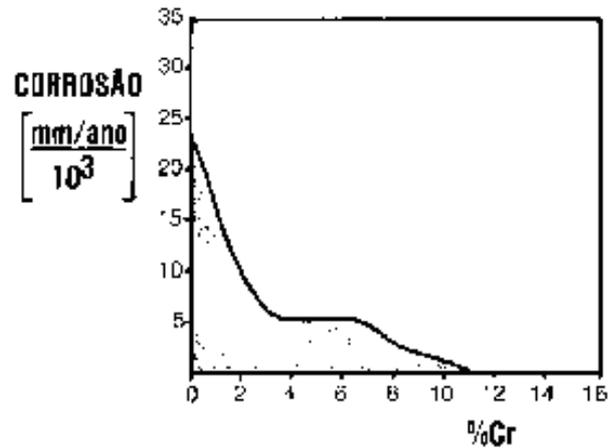


Figura 2.4 – Efeito do teor crescente de Cr na resistência a corrosão atmosférica de ligas de Fe-Cr (CALLISTER, 2002)

Quando comparamos os aços inoxidáveis com alguns metais ou ligas, observamos diferenças importantes. O comportamento típico de um metal em presença de um determinado meio agressivo é mostrado na Figura 2.5. Um metal qualquer é imerso numa solução ácida com poder oxidante, indicado pelo ponto A na Figura 2.5. Nestas condições, o metal estará em condições adversas e sofrerá corrosão. Se o poder oxidante da solução é aumentado, adicionando-se, por exemplo, cátion férrico, a taxa de corrosão também aumenta rapidamente (NEWMAN, 2001).

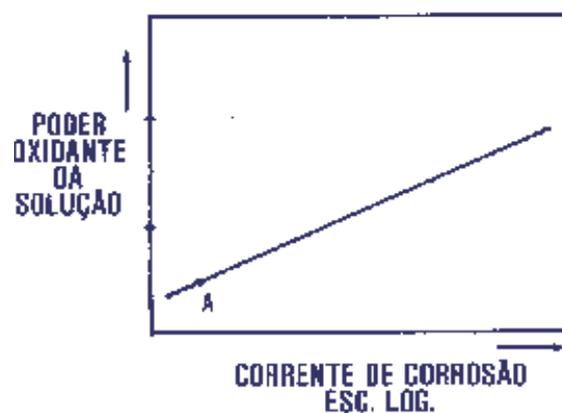


Figura 2.5 – Comportamento ativo de um metal em soluções ácidas oxidantes (NEWMAN, 2001)

Como pode ser observado na Figura 2.6, o comportamento dos aços inoxidáveis é diferente. A princípio, apresentam um comportamento semelhante a outros metais (região 1 a 2 na Figura 2.6) mas, quando se atinge um determinado poder oxidante na solução, produz-se uma grande diminuição na taxa de corrosão, como é observado nos pontos 3 e 4 (tanto que no ponto 3 a taxa de corrosão é da ordem de 1.000 a 10.000 vezes menor que em 2) (TEBECHERANI, 2009; NEWMAN, 2001).

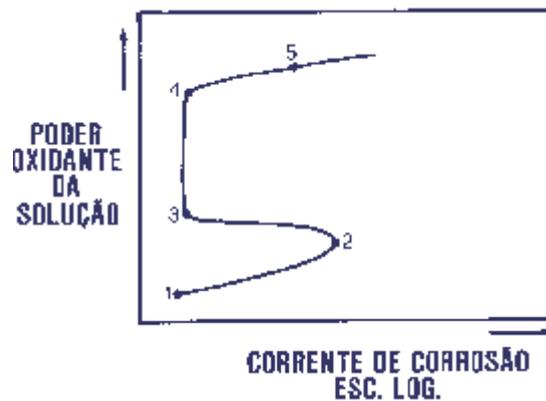


Figura 2.6 – Comportamento passivo de um metal em soluções ácidas oxidantes (TEBECHERANI, 2009; NEWMAN, 2001).

A partir do ponto 3, por mais que se aumente o poder oxidante da solução, não existirão aumentos da taxa de corrosão. No entanto, a partir do ponto 4, novos aumentos no poder oxidante provocarão novamente um aumento na taxa de corrosão. A região 1 - 2 é conhecida como região de atividade, a região 3 - 4 como região de passividade e, a partir de 4 passando pela 5, temos a região de transpassividade. As Figuras 2.5 e 2.6 mostram claramente as diferenças existentes, em termos de resistência à corrosão, entre os aços inoxidáveis e alguns outros metais e ligas. O fenômeno da passividade é dado aos aços inoxidáveis pelo cromo e é por isso que apresentam excelente comportamento em muitos meios agressivos. Já o estado passivo é consequência da formação de um filme extraordinariamente fino de óxido protetor na superfície dos aços inoxidáveis (CÂNDIDO; VILLEGAS, 1995; NEWMAN, 2001).

Cinco fatores aumentam cada vez mais a tendência do uso do aço inoxidável: a aparência brilhante, resistência à corrosão, resistência à oxidação, resistência mecânica e baixo custo. A aparência brilhante atraente dos aços inoxidáveis, que se mantêm ao longo do tempo com simples limpeza, associada à resistência mecânica, torna esses materiais adequados ao uso na construção arquitetônica, na fabricação de móveis, objetos de uso doméstico, médico e odontológico. A resistência a corrosão dos aços inoxidáveis aos diversos meios químicos permitem o seu emprego em recipientes, tubulações e componentes de processamento de produtos alimentares e farmacêuticos, de celulose e papel, de produtos de petróleo e químicos em geral. A resistência a oxidação, em temperaturas mais elevadas, torna possível o seu uso em componentes de fornos, câmaras de combustão, trocadores de calor e motores térmicos. A resistência mecânica relativamente elevada, tanto a temperatura ambiente como a baixas temperaturas, associada ao baixo custo do material, faz com que sejam usados em componentes de máquinas e equipamentos nos quais se exige alta confiabilidade de desempenho, como, por exemplo, partes de aeronaves e mísseis, vasos de pressão, e componentes estruturais menores como parafusos e hastes (TEBECHERANI, 2009).

De acordo com Disegi e Eschbach (2000), os aços inoxidáveis possuem boa resistência à corrosão, são biocompatíveis, são resistentes à fadiga, tem boa ductilidade, baixo custo efetivo, além de serem de fácil fabricação. Por essas razões e por sua combinação favorável de propriedades mecânicas quando comparado a outros materiais metálicos, o aço inoxidável é um biomaterial muito utilizado nas áreas médica e odontológica.

Os aços inoxidáveis apresentam uma boa resistência à corrosão, porém, em alguns casos outras características, além da resistência à corrosão são necessários para a utilização dos mesmos em determinadas aplicações; então, faz-se necessário o acréscimo de outros elementos de liga para que o aço inoxidável adquira as propriedades desejáveis. Esses elementos de liga que podem estar presente na composição do aço inoxidável são: Níquel, Molibdênio, Cobre, Silício, Nióbio e Titânio, em proporções que caracterizam a estrutura, propriedades mecânicas e o

comportamento final do aço inoxidável (TEBECHERANI, 2009). Resumidamente o papel de cada elemento na liga é:

1. Níquel: sua adição provoca uma mudança estrutural no material, melhorando as características de: ductilidade, resistência mecânica a quente, aumenta a resistência a corrosão de uma maneira geral e soldabilidade. O Cromo e o Níquel, constituem então, os elementos primordiais dos aços inoxidáveis.
2. Molibdênio e Cobre: tem a finalidade de aumentar a resistência à corrosão por via úmida.
3. Silício e Alumínio: melhoram a resistência mecânica à oxidação e a resistência a altas temperaturas.
4. Titânio e Nióbio: são elementos estabilizadores nos aços austeníticos, impedindo o empobrecimento de cromo via precipitação em forma de carbonetos durante o aquecimento e/ou resfriamento lento em torno de 700° C.

2.4 CLASSIFICAÇÃO DOS AÇOS INOXIDÁVEIS

Os aços inoxidáveis são classificados em três grupos de acordo com a microestrutura básica formada.

Tabela 2.2 – Microestrutura dos diferentes tipos de aço inoxidável (ABNT, 1990).

Microestrutura	Capacidade de ser tratado termicamente	Elementos de liga básicos	Série
Martensítica	Endurecível	Cromo	400
Ferrítica	Não endurecível	Cromo	400
Austenítica	Não endurecível	Cromo-Níquel	300

2.4.1 Aço inoxidável Martensítico

Estes aços, após resfriamento rápido de alta temperatura, mostram uma estrutura caracterizando alta dureza e fragilidade, denominada Martensítica. Contém de 12 a 17% de cromo e 0,1 a 0,5% de carbono (em certos casos até 1% de carbono) e podem atingir diversos graus de dureza pela variação das condições de aquecimento e resfriamento (tratamento térmico). São dificilmente atacados pela corrosão atmosférica no estado temperado, além de serem ferromagnéticos. Apresentam moldabilidade inferior as demais classes e soldabilidade pior, especialmente com carbono mais elevado, devido a formação de martensita no processo de resfriamento (SILVA; MER, 2001). A Figura 2.7 mostra uma microestrutura típica de um aço inoxidável martensítico.

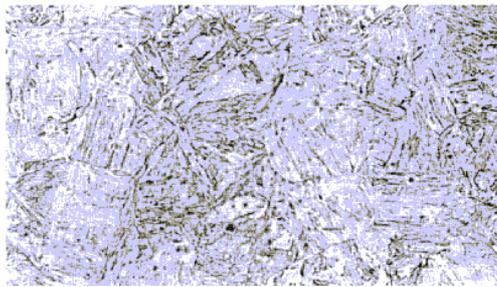


Figura 2.7 – Microestrutura típica de um aço inoxidável Martensítico (SILVA; MER, 2001).

2.4.2 Aço Inoxidável Ferrítico

Após resfriamento rápido de alta temperatura o aço inoxidável mostra uma estrutura macia e tenaz, altamente homogênea, conhecida como ferrítica, contendo de 16 a 30% de cromo (PADILHA; GUEDES, 1994).

Esse tipo de aço não pode ser endurecido por tratamento térmico e são basicamente usados nas condições de recozido. Possuem uma maior trabalhabilidade e maior resistência à corrosão que os aços martensíticos devido ao maior teor de cromo. Além de possuírem boas propriedades físicas e mecânicas e serem efetivamente

resistentes à corrosão atmosférica e a soluções fortemente oxidantes, são ferromagnéticos (SILVA, 2008).

As aplicações principais são aquelas que exigem boa resistência à corrosão, ótima aparência superficial e requisitos mecânicos moderados. Apresentam, tendência ao crescimento de grão após soldagem, particularmente para seções de grande espessura, experimentando certas formas de fragilidade (SILVA; MER, 2001). A Figura 2.8 ilustra uma microestrutura típica de um aço inoxidável ferrítico.

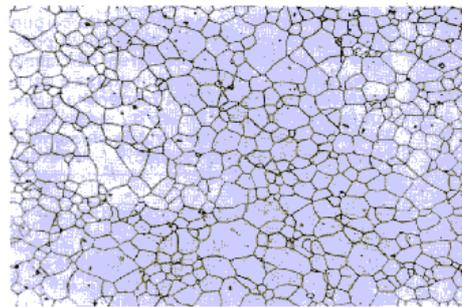


Figura 2.8 – Microestrutura típica de um aço inoxidável Ferrítico (SILVA; MER, 2001).

2.4.3 Aço Inoxidável Austenítico

Os aços inoxidáveis austeníticos apresentam uma boa resistência à corrosão, porém, em alguns casos outras características além da resistência à corrosão são necessárias, para a utilização dos mesmos em determinadas aplicações; acrescentamos então outros elementos de liga para que o aço inoxidável austenítico adquira essas características. Uma grande melhoria em muitas propriedades é conseguida com a introdução de Ni como elemento de liga (PADILHA; RIOS, 2002).

Os aços inoxidáveis austeníticos são conhecidos pela sua excelente resistência à corrosão em muitos meios agressivos. Outros elementos como molibdênio, titânio e nióbio, se adicionados podem melhorar a resistência a corrosão e minimizar a corrosão intergranular por estabilização dos carbonetos presentes (CÂNDIDO; VILLEGAS, 1995).

Dos três grupos, estes aços são os que apresentam maior resistência à corrosão. Eles combinam baixo limite de escoamento com alta resistência à tração e bom alongamento, oferecendo as melhores propriedades para trabalho a frio. Não pode ser endurecido por tratamento térmico, mas sua resistência à tração e dureza pode ser aumentada por encruamento; e não são ferromagnéticos (GENTIL, 1996). Eles possuem uma ampla faixa de propriedades mecânicas, oferecendo boa ductilidade e resistência a altas e/ou baixíssimas temperaturas, além de boa trabalhabilidade e soldabilidade (SILVA; MER, 2001). As propriedades mecânicas importantes desse tipo de aço incluem: elevada resistência mecânica a quente, alta ductilidade, resistência ao desgaste, a corrosão e a oxidação. (OKAZAKI, 2002; PADILHA; GUEDES, 1994; CALLISTER, 2002).

Os aços inoxidáveis austeníticos do tipo ABNT 304 possuem estrutura cúbica de face centrada (CFC) e, quando deformados, exibem fases martensíticas. As fases martensíticas que surgem nesse aço são estruturas cristalinas hexagonal compacta (HC) e tetragonal de corpo centrado (TCC). A quantidade e o tipo de fase que aparece depende da temperatura e da quantidade de deformação (GUY; BUTLER; WEST, 1982).

A sensitização é um fenômeno de migração de carbono da matriz e de cromo das regiões periféricas aos contornos de grão, dando formação aos carbonetos de cromo nos contornos de grão. A formação dos carbonetos deixa as regiões vizinhas aos contornos empobrecidas em cromo. O aço quando exposto à ambientes agressivos fica sujeito a corrosão intergranular. O aço inoxidável 304 L é um aço que apresenta em sua composição química, no máximo 0,03% de carbono, para evitar o processo de sensitização, ou seja, evitar a precipitação de carbonetos de cromo na região de contornos de grãos (BATISTA, 2002).

O limite de escoamento de um aço inoxidável austenítico no estado recozido é relativamente baixo, cerca de 200 MPa. Após tratamento termomecânico um aço do tipo ABNT 304 pode ter seu limite de escoamento aumentado para cerca de 1400 MPa, com alongamento acima de 10% (MARTINS et al., 1998). A Figura 2.9 demonstra uma microestrutura típica de um aço inoxidável austenítico.

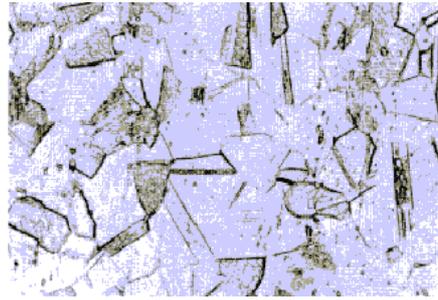


Figura 2.9 – Microestrutura típica de um aço inoxidável Austenítico (SILVA; MER, 2001).

Existem também aços inoxidáveis duplex (com dois tipos de estrutura convivendo), porém como são aços especiais e específicos eles não serão discutidos.

2.4.4 Composição Química dos Aços Inoxidáveis Austeníticos

Tabela 2.3 – Composição química, % máxima dos aços inoxidáveis austeníticos, de acordo com ABNT, 1990.

Tipo de aço ABNT	C	Mn	Si	P	S	Cr	Ni	Outros
201	0,15	5,50	1,00	0,060	0,030	16,00	3,50	N
		7,50				18,00	5,50	0,25
202	0,15	7,50	1,00	0,060	0,030	17,00	4,00	N
		10,00				19,00	6,00	0,25
205	0,12	14,00	1,00	0,060	0,030	16,50	1,00	N
	0,25	15,50				18,00	1,75	0,32/0,40
301	0,15	2,00	1,00	0,045	0,030	16,00	6,00	
						18,00	8,00	
302	0,15	2,00	1,00	0,045	0,030	17,00	8,00	
						19,00	10,00	
302 B	0,15	2,00	2,00	0,045	0,030	17,00	8,00	
			3,00			19,00	10,00	
303	0,15	2,00	1,00	0,20	0,15	17,00	5,00	MO (A)
					mín.	19,00	10,00	0,60
303 Se	0,15	2,00	1,00	0,20	0,060	17,00	8,00	Se
						19,00	10,00	0,15 mín.
304	0,08	2,00	1,00	0,045	0,030	18,00	8,00	
						20,00	10,50	

Tipo de aço ABNT	C	Mn	Si	P	S	Cr	Ni	Outros
304 L	0,030	2,00	1,00	0,045	0,030	18,00	8,00	
						20,00	12,00	
304 N	0,08	2,00	1,00	0,045	0,030	18,00	8,00	N
						20,00	10,50	0,10/0,16
305	0,12	2,00	1,00	0,045	0,030	17,00	10,50	
						19,00	13,00	
308	0,08	2,00	1,00	0,045	0,030	19,00	10,00	
						21,00	12,00	
309	0,20	2,00	1,00	0,045	0,030	22,00	12,00	
						24,00	15,00	
3095	0,08	2,00	1,00	0,045	0,030	22,00	12,00	
						24,00	15,00	
310	0,25	2,00	1,50	0,045	0,030	24,00	19,00	
						26,00	22,00	
3105	0,08	2,00	1,50	0,045	0,030	24,00	19,00	
						26,00	22,00	
314	0,25	2,00	1,50	0,045	0,030	23,00	19,00	
			3,00			26,00	22,00	
316	0,08	2,00	1,00	0,045	0,030	16,00	10,00	M0
						18,00	14,00	2,00/3,00
316 L	0,030	2,00	1,00	0,045	0,030	16,00	10,00	M0
						18,00	14,00	2,00/3,00
317	0,08	2,00	1,00	0,045	0,030	18,00	11,00	M0
						20,00	15,00	3,00/4,00
317 L	0,030	2,00	1,00	0,045	0,030	18,00	11,00	M0
						20,00	15,00	3,00/4,00
321	0,08	2,00	1,00	0,045	0,030	17,00	9,00	Ti >=
						19,00	12,00	5 x C
329	0,10	2,00	1,00	0,040	0,030	25,00	3,00	M0
						30,00	6,00	1,00/2,00
330	0,08	2,00	0,75	0,040	0,030	17,00	34,00	
			1,50			20,00	37,00	
347	0,08	2,00	1,00	0,045	0,030	17,00	9,00	Nb + Ta >=
						19,00	13,00	10 x C
348	0,08	2,00	1,00	0,045	0,030	17,00	9,00	Nb + Ta >= 10 x C
						19,00	13,00	Ta 0,10 máx.
							I	CO 0,20 máx.
384	0,08	2,00	1,00	0,045	0,030	15,00	17,00	
						17,00	19,00	

2.4.5 Composição Química dos Aços Inoxidáveis Martensíticos

Tabela 2.4 – Composição química, em % máxima dos aços inoxidáveis martensíticos, de acordo com ABNT,1990.

Tipo de aço ABNT	C	Mn	Si	P	S	Cr	Ni	Outros
403	0,15	1,00	0,50	0,040	0,030	11,50 13,00		
405	0,08	1,00	1,00	0,040	0,030	11,50 14,50		Al 0,10/0,30
410	0,15	1,00	1,00	0,040	0,030	11,50 13,50		
414	0,15	1,00	1,00	0,040	0,030	11,50 13,50		Ni 1,25/2,50
416	0,15	1,25	1,00	0,060	0,15 min.	12,00 14,00	0,60 (A)	
416Se	0,15	1,25	1,00	0,060	0,060	12,00 14,00		Se 0,15 min.
420(B)	0,15 min	1,00	1,00	0,040	0,030	12,00 14,00		
420F	0,15 min	1,25	1,00	0,060	0,15 min.	12,00 14,00	0,60 (A)	
422	0,20 0,25	1,00	0,75	0,025	0,025	11,00 13,00	0,75 1,25	Ni 0,50/1,00 V 0,15/0,30 W 0,75/1,25
431	0,20	1,00	1,00	0,040	0,030	15,00 17,00		Ni 1,25/2,50
440 A	0,60 0,75	1,00	1,00	0,040	0,030	16,00 18,00	0,75	
440 B	0,75 0,95	1,00	1,00	0,040	0,030	16,00 18,00	0,75	
440 C	0,95 1,20	1,00	1,00	0,040	0,030	16,00 18,00	0,75	
501	0,10 min	1,00	1,00	0,040	0,030	4,00 6,00	0,40 0,65	
502	0,10	1,00	1,00	0,040	0,030	4,00 6,00	0,40 0,65	

(A)Opcional

(B) O aço tipo ABNT 420 pode ser solicitado objetivando carbono nas faixas 0,15/0,35 e 0,35/0,45 caso se destine ao uso geral ou aplicação em cutelaria respectivamente.

2.4.6 Composição química dos aços inoxidáveis ferríticos

Tabela 2.5 – Composição química, em % máxima dos aços inoxidáveis ferríticos, de acordo com ABNT, 1990.

Tipo de aço ABNT	C	Mn	Si	P	S	Cr	Ni	Outros
409	0.08	1.00	1.00	0.045	0.045	10.50 11.75		Ti \geq 6xC Ti 0.75 máx
429	0.12	1.00	1.00	0.040	0.030	14.00 16.00		
430	0.12	1.00	1.00	0.040	0.030	16.00 18.00		
430F	0.12	1.25	1.00	0.060	0.15 min	16.00 18.00	0.60 (A)	
430FSe	0.12	1.25	1.00	0.060	0.060	16.00 18.00		Se 0.15 min
434	0.12	1.00	1.00	0.040	0.030	16.00 18.00		
436	0.12	1.00	1.00	0.040	0.030	16.00 18.00	0.75 1.25	Nb+Ta \geq 5xC 0.70 máx
442	0.20	1.00	1.00	0.040	0.030	13.00 23.00	0.75 1.25	
446	0.20	1.50	1.00	0.040	0.030	23.00 27.00		N 0.25

2.4.7 Propriedades Mecânicas dos Aços Inoxidáveis Austeníticos

Tabela 2.6 – Propriedades mecânicas dos aços inoxidáveis austeníticos, de acordo com ABNT, 1990.

Tipo de Aço ABNT	Estado	Resistência à tração N/mm ²	Limite de escoamento à 0,2% N/mm ²	Alongamento em 50,8 mm percentual			Dureza Rockwell	Limite de resistência à fadiga N/mm ²
				e ≤ 0,38 mm	0,38 < e < 0,76 mm	e ≥ 0,76 mm		
201	recozido	665,0	315,0	40	40	40	B 90	-
	¼ duro	875,0*	525,0*	20*	20*	20*	C 25	-
	½ duro	1050,0*	770,0*	9*	10*	10*	C 32	-
	¾ duro	1225,0*	945,0*	3*	5*	7*	C 37	-
	duro	1295,0*	980,0*	3*	4*	5*	C 41	-
202	recozido	630,0	315,0	40	-	-	B 90	--
	¼ duro	875,0*	525,0*	12*	-	-	C 25	-
301	recozido	770,0	280,0	60*	-	-	B 85	245,0
	¼ duro	875,0*	525,0*	25*	-	-	C 25	-
	½ duro	1025,0*	770,0*	18*	-	-	C 32	-
	¾ duro	1225,0*	945,0*	12*	-	-	C 37	-
	duro	1295,0*	980,0*	9*	-	-	C 41	560,0
302	recozido	630,0	280,0	50	-	-	B 85	-
	¼ duro	875,0*	525,0*	12*	-	-	C 25	-
302B	recozido	665,0	280,0	55	-	-	B 85	-
304	recozido	588,0	294,0	55	-	-	B 80	245,0
304L	recozido	567,0	273,0	55	-	-	B 79	-
305	recozido	595,0	266,0	50	-	-	B 80	-
309	recozido	630,0	315,0	45	-	-	B 85	-
310	recozido	665,0	315,0	45	-	-	B 85	-
314	recozido	700,0	350,0	40	-	-	B 85	-
316	recozido	588,0	294,0	50	-	-	B 79	273,0
316L	recozido	567,0	294,0	50	-	-	B 79	-
317	recozido	630,0	280,0	45	-	-	B 85	-
321	recozido	630,0	245,0	45	-	-	B 80	-
347	recozido	665,0	280,0	45	-	-	B 85	-

* Valor mínimo

Notas:

1. Fator é o número pelo qual se deve multiplicar a espessura nominal da chapa para se obter o diâmetro do cutelo a ser empregado no ensaio do dobramento (Exemplo: se o fator é igual a 3, o diâmetro do cutelo deverá ser igual a 3 vezes a espessura da chapa a ser ensaiada).
2. Os valores das propriedades mecânicas apresentadas sem asteriscos (*) na Tabela 2.6 são médios.
3. As propriedades podem variar consideravelmente em função da composição química, dimensão, estado do aço ensaiado e métodos de tratamentos térmicos ou mecânicos.

2.4.8 Propriedades Mecânicas dos Aços Inoxidáveis Martensíticos

Tabela 2.7 – Propriedades mecânicas dos aços inoxidáveis martensíticos, de acordo com ABNT

Tipo de Aço ABNT	Estado	Resistência à tração N/mm ²	Limite de escoamento à 0,2% N/mm ²	Alongamento em 50,8 mm percentual			Dureza Rockwell	Limite de resistência à fadiga N/mm ²
				e ≤ 0,38 mm	0,38 < e < 0,76 mm	e ≥ 0,76 mm		
403	recozido	490,0	315,0	25	-	-	B 80	-
405	recozido	455,0	280,0	25	-	-	B 75	-
410	recozido	490,0	315,0	25	-	-	B 80	-
420	recozido	665,0	350,0	20	-	-	B 92	-
440A	recozido	700,0	420,0	20	-	-	B 95	-

2.4.9 Propriedades Mecânicas dos Aços Inoxidáveis Ferríticos

Tabela 2.8 – Propriedades mecânicas dos aços inoxidáveis ferríticos, de acordo com ABNT, 1990.

Tipo de Aço ABNT	Estado	Resistência à tração N/mm ²	Limite de escoamento à 0,2% N/mm ²	Alongamento em 50,8 mm percentual			Dureza Rockwell	Limite de resistência à fadiga N/mm ²
				e ≤ 0,38 mm	0,38 < e < 0,76 mm	e ≥ 0,76 mm		
430	recozido	525,0	350,0	25	-	-	B 85	-
446	recozido	560,0	350,	20	-	-	B 83	-
502	recozido	490,0	-	30	-	-	B 75	-

2.5 TITÂNIO E SUAS LIGAS

O titânio (Ti) foi descoberto por volta de 1870 e apesar de ser o 4º material mais abundante dos metais estruturais, não era encontrado em concentrações economicamente extraíveis. Em 1950, Kroll desenvolveu um processo viável para escalas industriais com a obtenção do titânio puro utilizando o magnésio como agente redutor em atmosfera inerte (BOYER; WELSCH; COLLINGS, 1994).

O desenvolvimento da indústria aeroespacial foi o maior responsável pela retomada das pesquisas do titânio, que foi um candidato eficiente por aumentar a relação resistência mecânica/peso em estruturas e proporcionar componentes com redução de peso em temperaturas de trabalho de até 600 °C, apresentando ainda uma resistência mecânica específica superior as das ligas de aço e alumínio na mesma faixa de temperatura (IMMARIGEON et al., 1995).

O titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e suas ligas possuem alta resistência à corrosão e são amplamente utilizados na aeronáutica, indústria química, aplicações biomédicas e odontológicas (POUILLEAU et al., 1997). Estes são usados como biomateriais metálicos por causa de sua boa formação de óxidos após o tratamento, promovendo biocompatibilidade com os tecidos, ossos e sangue (BAUER, 2002).

A biocompatibilidade do titânio é devida à sua estabilidade química no organismo ocasionada pela presença de um filme fino e impermeável de óxido de titânio sobre a superfície do metal, que confere ao titânio grande resistência à corrosão (SCHOEDER; SUTTER; KREKELER, 1994)

A Figura 2.10 mostra a influência da temperatura na resistência mecânica dos materiais.

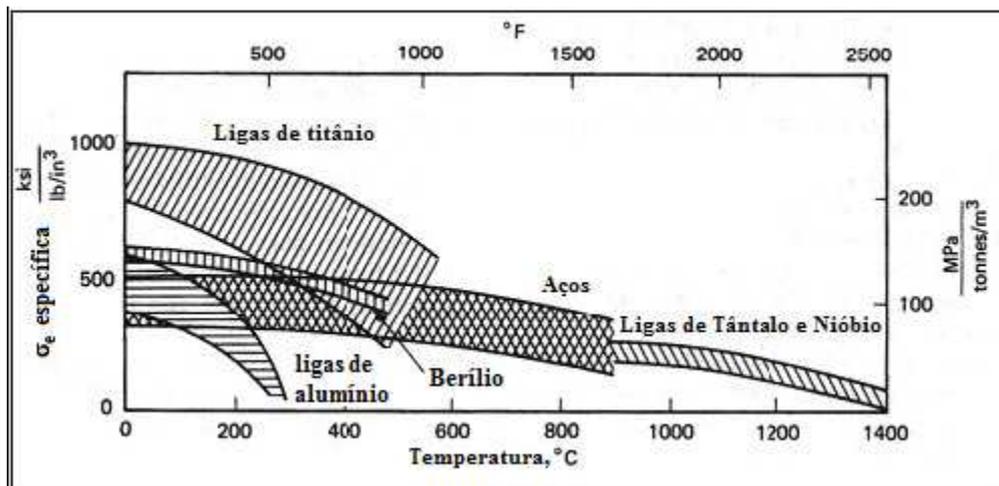


Figura 2.10 – Influência da temperatura na resistência mecânica dos materiais (SILVA JUNIOR, 2007).

O titânio é um elemento alotrópico com temperatura de transformação de aproximadamente 880°C, na qual sua estrutura cristalina muda de hexagonal compacta (HC) para cúbica de corpo centrado (CCC). O titânio é frágil e altamente reativo com o oxigênio, o que dificulta os trabalhos mecânicos (BOYER; WELSCH; COLLINGS, 1994).

O titânio tem grande afinidade pelos elementos hidrogênio, carbono, nitrogênio e oxigênio, todos formadores de solução sólida intersticial. Os elementos de liga interferem na temperatura de transformação alotrópica. Carbono, estanho, alumínio, nitrogênio e oxigênio aumentam a temperatura de transição e são chamados estabilizadores de α . manganês, cromo, vanádio, ferro, molibdênio e nióbio decrescem a temperatura de transição, são os estabilizadores de β . (BOYER; WELSCH, COLLINGS, 1994).

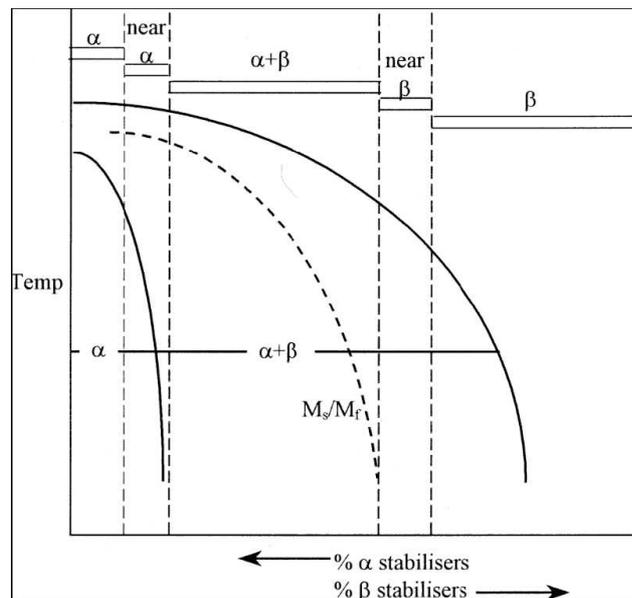


Figura 2.11 – Influência dos elementos de liga no diagrama de equilíbrio das ligas de titânio (DYE, 2007).

A presença dos estabilizadores determina a fase alotrópica estável em temperaturas ambientes, conforme Figura 2.11. A mistura dos estabilizadores formam ligas isomorfas com ocorrência de duas fases, dependendo da porcentagem dos elementos da mistura e da temperatura. Assim, as ligas de titânio são classificadas em α , $\alpha + \beta$, e β sempre relacionadas a retenção da fase β a temperatura ambiente. (DYE, 2007).

As ligas obtidas no limite das fases $\frac{\alpha}{\alpha+\beta}$ ou $\frac{\alpha+\beta}{\beta}$ são denominadas subcategorias near α e near β , respectivamente (BOYER; WELSCH; COLLINGS, 1994).

As ligas α tem valores mínimos de resistência mecânica entre 170 e 480 MPa, retendo suas propriedades mecânicas até uma temperatura de 1050°C. Essas ligas tem baixa ductilidade e boa soldabilidade. Sua resistência mecânica é comparada aos do aço inoxidável da série 300, mas com uma diminuição de 40% da densidade. Com mais de 50% da fase β presente na microestrutura, as ligas β são as que apresentam somente a fase β em equilíbrio termodinâmico, apresentando alta conformabilidade para trabalhos a frio, mas não são indicadas para aplicações criogênicas. Os valores mínimos de resistência mecânica estão em torno de 896 MPa (BOYER; WELSCH; COLLINGS, 1994; IMMARIGEON et al., 1995).

2.6 INFLUÊNCIA DOS PROCESSOS DE ESTERILIZAÇÃO NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS INSTRUMENTOS ODONTOLÓGICOS

Ao aderir aos princípios de assepsia, os dentistas se confrontam com um dilema: deixar livres de patógenos os instrumentos a serem utilizados e ao mesmo tempo certificarem-se de que o método de esterilização empregado não causará danos aos mesmos (PAIVA; ANTONIAZZI, 1991). Segundo Becker et al. (2009), um dos fatores que pode influenciar na capacidade de corte dos instrumentos endodônticos é o processo de esterilização.

De acordo com Serene, Adams e Saxena (1995) qualquer deformação que ocorra em instrumentos endodônticos (limas) decorrente do seu uso pode ser removida através do aquecimento do mesmo a uma temperatura maior que 125°C. Os mesmos autores mostraram que o valor de dureza Vickers em hastes de instrumentos de aço inoxidável permanecia constante após serem submetidas a esterilizações em estufa ou

autoclave. Por sua vez, o valor de dureza Vickers em hastes de níquel-titânio apresentou um aumento em torno de 20%, após os ciclos de esterilização. Esta variação representa um aumento estatisticamente significativo na dureza da liga após ser esta submetida a processos de esterilização, e sugere que a esterilização aumenta a vida em fadiga dos instrumentos de titânio (SERENE; ADAMS; SAXENA, 1995).

Contrariamente, Silvaggio e Hicks (1997) demonstraram que o tratamento térmico como resultado da esterilização, seja em autoclave ou em estufa, não aumentou a vida útil dos instrumentos de níquel-titânio.

Butti et al. (1995) verificaram que, após a esterilização de aço inoxidável, houve uma diminuição nas propriedades de corte desses instrumentos endodônticos, sendo que essa alteração foi proporcional ao número de ciclos de esterilização.

Viana (2005), afirma que os tratamentos termo-mecânicos aplicados industrialmente podem melhorar as propriedades da liga NiTi utilizada na confecção de instrumentos endodônticos rotatórios. Entretanto, até o momento não está estabelecido o efeito da esterilização sobre o comportamento mecânico destes instrumentos. Neste estudo de Viana foi avaliado o efeito de cinco ciclos consecutivos de esterilização, em estufa ou autoclave, nas propriedades mecânicas de instrumentos de NiTi, que foram ensaiados até a ruptura por torção e por fadiga. Os processos de esterilização não causaram variação significativa nos instrumentos. Entretanto, houve um aumento significativo na vida em fadiga de todos os instrumentos esterilizados. Do ponto de vista clínico, os resultados indicam que os processos de esterilização permitem a reutilização segura dos instrumentos de NiTi, na medida que aumentaram a resistência a fadiga.

Canalda-Sahli et al. (1998) verificaram o efeito de dez ciclos de esterilização em estufa ou autoclave na resistência à torção e ao dobramento de limas tipo K confeccionadas em níquel-titânio ou aço inoxidável. Este estudo demonstrou que a esterilização por calor seco ou autoclave reduziu levemente a flexibilidade de limas confeccionadas em aço inoxidável, enquanto a flexibilidade das limas de titânio

aumentou após a esterilização. A resistência à fratura por torção após esterilização diminuiu levemente nas limas de aço inoxidável, e significativamente nas de titânio.

2.7 FADIGA

Para iniciar a aplicação de um material é preciso investigar exaustivamente o comportamento de suas propriedades mecânicas sob as solicitações requeridas em campo. O processo de dano e falha de componentes devido a carregamentos cíclicos, é denominado fadiga. (BOLOTIN, 1999; VOORWALD et al., 2007).

O termo fadiga é apropriado para se referir à fratura dos materiais submetidos a tensões cíclicas; e a resistência dos materiais à fadiga é um dos aspectos mais importantes a serem considerados nas aplicações de dispositivos que utilizam partes metálicas. De acordo com Dieter (1981) e Baptista (1993), a fratura por fadiga nos metais envolve os seguintes estágios:

1. Iniciação da trinca, que inclui o desenvolvimento inicial dos danos causados por fadiga, os quais podem ser removidos através de tratamento térmico adequado;
2. Crescimento da trinca em banda de deslizamento, relativo ao aprofundamento da trinca inicial nos planos de alta tensão de cisalhamento, sendo frequentemente chamado de Estágio I de crescimento de trinca;
3. Crescimento da trinca nos planos de alta tensão de tração, que envolve o crescimento de uma trinca bem definida em direção normal a tensão de tração máxima, sendo geralmente chamado de estágio II de crescimento de trinca;
4. Ruptura final estática, que ocorre quando a trinca atinge um tamanho tal que a secção transversal resistente não pode mais suportar carga.

A nucleação das trincas por fadiga se relaciona à deformação plástica não homogênea que ocorre em nível microscópico. A principal característica deste tipo de

“microdeformação” é que ela acontece mesmo quando a estrutura sofre, macroscopicamente, apenas deformação elástica. De um modo geral, as trincas se iniciam na região submetida à amplitude máxima de tensão, em imperfeições dos metais localizadas na superfície da peça ou próximas a ela. Estas imperfeições superficiais agem como concentradoras de tensão, provocando a deformação plástica localizada. Tensões cíclicas, ou seja, tensões que variam com o tempo, promovem o crescimento das trincas nucleadas superficialmente. Durante o processo de “crescimento lento”, a taxa de avanço da trinca está intimamente relacionada à frequência e à amplitude do ciclo de tensão ou deformação. Como consequência da propagação das trincas de fadiga ocorre a diminuição da área da secção transversal solicitada, que associada ao aumento local da tensão, levam à fratura final rápida. Em outras palavras, a fratura final ocorre no instante em que as trincas cobrem uma área tal da secção solicitada que a área resultante é insuficiente para acomodar a força aplicada (resultando em uma fratura macroscopicamente frágil).

O processo de fadiga implica que a estrutura irá suportar certo número de ciclos de tensão ou deformação anteriormente à fratura. Entretanto, a natureza aleatória das tensões aplicadas dificulta a compreensão do conceito e dificulta sua simulação laboratorial. As fraturas por fadiga originam-se quase que exclusivamente na superfície da peça ou próximo a ela. Em todos os materiais há regiões de não-homogeneidade localizada, como também de falhas superficiais, entalhes e inclusões, que causam concentrações de tensões localizadas. Todos os fatores acima mencionados resultam em deformações plásticas localizadas, que sob a ação de tensões cíclicas, produzem irregularidades microscópicas na superfície da peça. Essas irregularidades recebem o nome de extrusões quando se projetam para fora da peça, e de intrusões quando constituem vales na superfície da peça. A grande importância dessas ocorrências é que geralmente as trincas de fadiga nucleiam-se nestas extrusões e intrusões. A aplicação contínua de tensões cíclicas acentua estas irregularidades superficiais, ao ponto em que a trinca superficial pode ser considerada nucleada. A taxa de propagação de trincas está relacionada diretamente à variação da tensão em cada ciclo (BAPTISTA, 2000).

De um modo geral, a fadiga nos materiais se refere a mudanças nas propriedades resultantes da aplicação de tensões cíclicas.

Quando o nível de tensões cíclicas aplicadas é tal que a estrutura ou componente em questão sofre deformação predominantemente elástica, tem-se a denominada fadiga de alto ciclo (em que, geralmente, o número de ciclos até a fratura final (NCF) é maior que 10^3). Quando $NCF < 10^3$ tem-se fadiga de baixo ciclo, onde o material sofre deformação plástica tanto macroscópica como microscópica. Não é aplicável o critério tolerância ao dano e sim o critério vida segura, exigindo que os materiais empregados tenham principalmente elevadas resistência mecânica e tenacidade além de boa resistência à fadiga (DOWLING, 2007; BOYER, 1986).

2.7.1 Critério de Projeto Baseado na Tensão

O Critério de projeto baseado na tensão foi inicialmente introduzido por Wöhler em 1860. Nessa metodologia, a vida em fadiga de um componente é definida como o número total de ciclos ou tempo para induzir um dano em fadiga e iniciar uma falha em fadiga dominante que é propagada até a fratura final. (DOWLING, 2007; SURESH, 1998).

Bannantine, Comer e Handrock (1990) desenvolveram um método para a obtenção de curvas de fadiga, ou curvas S-N, com base em uma série de ensaios nos quais os corpos-de-prova são submetidos a carregamentos cíclicos com tensão máxima relativamente alta, usualmente da ordem de 2/3 do limite de resistência à tração, nos quais o número de ciclos até a falha é encontrado. Este procedimento é repetido com outros corpos-de-prova com tensões progressivamente decrescentes. Os dados são registrados em um gráfico na forma de tensão “S” versus o logaritmo do número de ciclos “N” até a falha para cada um dos corpos-de-prova. Para algumas ligas ferrosas e ligas de titânio, a curva S-N torna-se horizontal a partir de um determinado valor de “S”, isto é, existe um nível de tensão limite chamado Limite de Resistência à Fadiga, abaixo do qual a falha por fadiga não ocorrerá. Este Limite de Resistência à Fadiga representa o valor de tensão cíclica mais alto que não causará falha para um número infinito de ciclos (BANNANTINE; COMER; HANDROCK, 1990). Nessa

metodologia, a vida em fadiga de um componente é definida como o número total de ciclos ou tempo para induzir um dano em fadiga e iniciar uma falha em fadiga dominante que é propagada até a fratura final.

A partir desse estudo foi introduzido o conceito de limite de resistência à fadiga, o qual caracteriza que abaixo de uma determinada amplitude de tensão aplicada em um material específico é esperada uma vida em fadiga infinita. Este modelo empírico é muito difundido em análises de fadiga. Neste caso, o componente é desenvolvido para uma utilização em longa vida, denominada fadiga de alto ciclo. Quando ocorre deformação plástica considerável durante o carregamento cíclico, a vida em fadiga é reduzida e o regime é chamado de fadiga de baixo ciclo (DOWLING, 2007; SURESH, 1998).

Na maioria dos ensaios em fadiga, os carregamentos são aplicados ciclicamente entre níveis de tensão máxima e mínima que são constantes, como mostrado na Figura 2.12. O intervalo de tensão, $\Delta\sigma = \sigma_{\max} - \sigma_{\min}$ é a diferença entre os valores máximo e mínimo. A média entre esses valores é chamada de tensão média, σ_m . A metade do intervalo é denominada de amplitude de tensão, σ_a , que é a variação sobre a média. As equações 1 e 2 apresentam as expressões matemáticas desses conceitos:

$$\sigma_a = \frac{\Delta\sigma}{2} = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2}, \quad (1)$$

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{\max} + \sigma_{\min}}{2} \quad (2)$$

A razão entre as tensões de carregamento é designada como:

$$R = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}} \quad (3)$$

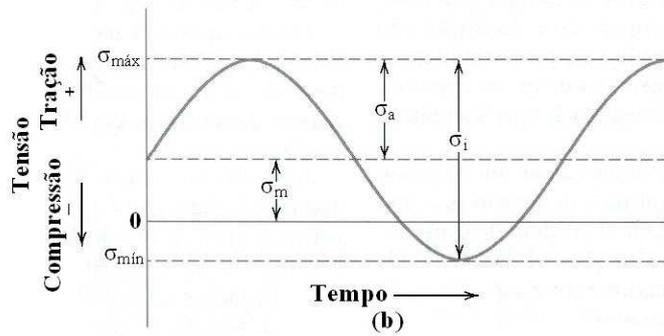


Figura 2.12 – Exemplo de carregamento cíclico (DOWLING, 2007; FROST, 1999)

Quando um material é submetido a um carregamento cíclico severo, uma trinca ou outro defeito irá se desenvolver, levando ao colapso do componente. Se o mesmo teste for repetido num nível de tensão maior, o número de ciclos até a fratura será menor. Os resultados destes testes executados em diferentes níveis de tensão podem ser plotados numa curva tensão X vida, conhecida por curva S-N. (DOWLING, 2007; FROST, 1999).

Nas curvas S-N o termo resistência à fadiga é utilizado para designar o valor de tensão específico associado à vida em fadiga de interesse. O comportamento em fadiga de um material é direcionado por fatores importantes como geometria do componente, tensão média aplicada, reatividade do ambiente, temperatura, frequência de ciclagem e tensão residual (DOWLING, 2007).

2.7.2 Mecanismo de Falha por Fadiga

A vida em fadiga indica o intervalo de tempo que um componente resistirá sob um carregamento cíclico específico. A falha por fadiga é um fenômeno físico que depende do material em estudo e do tipo de carregamento aplicado. Nos metais, uma falha catastrófica é precedida pela propagação estável de uma trinca (ASKELAND; PHULÉ, 2008; SCHIJVE, 2003). As trincas por fadiga em materiais metálicos podem começar em inclusões superficiais e subsuperficiais, mudanças de secção, riscos e

contornos de grãos. O início das microtrincas ocorre em bandas de deslizamento normais à superfície do material, que se movimentam por intrusões e extrusões num mecanismo de deformação plástica localizada (GROSS; LAMPMAN, 1996; SCHIJVE, 2003).

A reversibilidade do movimento de bandas de deslizamento não ocorre por duas razões: após o endurecimento por deformação cíclica, nem todas as discordâncias retornam à posição inicial. E ainda, um incremento de deslizamento exposto ao ambiente não-inerte pode interagir quimicamente, criando finas camadas óxidas no novo material exposto ou por absorção química dos átomos do ambiente. Dessa forma entende-se que o início da trinca é um fenômeno superficial (SCHIJVE, 2003).

A propagação da microtrinca não ocorre necessariamente ao longo do plano cristalográfico, sendo dependente da estrutura cristalina, tamanho e textura do grão, e dos obstáculos à movimentação de discordâncias. Depois de iniciado, o processo de propagação estável da trinca se divide em dois estágios de crescimento (GROSS; LAMPMAN, 1996; SCHIJVE, 2003).

No estágio I, a zona plástica da ponta da trinca é confinada em alguns grãos. O crescimento ocorre predominantemente em cisalhamento simples, na direção do primeiro sistema de deslizamento. Com o aumento da zona plástica na ponta da trinca, o fluxo da trinca passa a se alternar em dois sistemas de deslizamento, denominado estágio II, que apresenta um caminho de trinca perpendicular à tensão aplicada.

No estágio I a aparência da superfície de fratura é plana e serrilhada. No estágio II, ligas metálicas dúteis formam estrias de fadiga por um mecanismo repetitivo de abaulamento plástico e afilamento na ponta da trinca como mostrado na Figura 2.13. As estrias representam o avanço da trinca em cada ciclo de carregamento (SOUZA, 1982).

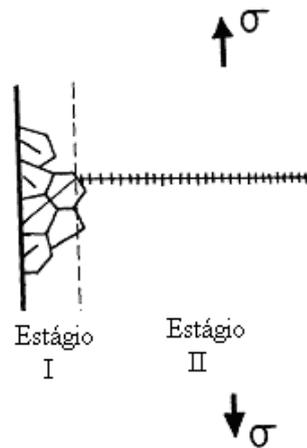


Figura 2.13 - Estágios I e II de propagação da trinca (SOUZA, 1982)

2.8 TRAÇÃO

Basicamente, a resistência à fratura das ligas metálicas depende das forças de coesão entre seus átomos. Apesar de ser possível calcular a resistência mecânica teórica com base nas forças interatômicas, este valor tem pouca aplicação prática, uma vez que a resistência real é cerca de 100 a 10.000 vezes inferior a teórica; razão desta diferença estar associada à presença de defeitos nos materiais. Não existe material sem defeito. Sabendo-se desta limitação, os metais e as ligas são submetidos a diferentes ensaios mecânicos e condições para se determinarem suas propriedades mecânicas e permitir a previsão de seu desempenho. Ainda assim, às vezes, os materiais podem apresentar fratura com carregamento abaixo do seu limite de resistência, obtido em ensaios estáticos (SOUZA, 1982).

No ensaio de tração, uma amostra do material (corpo de prova) é submetida a um esforço longitudinal. Tal ensaio é utilizado para avaliar diversas propriedades mecânicas dos materiais, tais como: o limite de resistência a tração, limite resistência ao escoamento, módulo de elasticidade e alongamento. A amostra é deformada até a fratura mediante a uma carga de tração gradativamente crescente aplicada uniaxialmente ao longo do eixo maior de um corpo de prova. A Figura 2.14 ilustra uma curva característica tensão (stress) versus deformação (strain) de um metal.

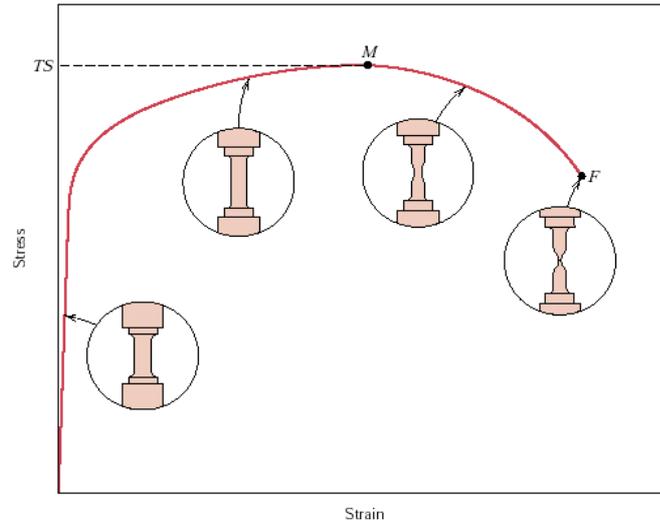


Figura 2.14 – Curva tensão versus deformação típica

- Ponto M – LRT (Limite de Resistência à Tração) – é a tensão no ponto máximo da curva tensão-deformação de engenharia
- Ponto F – tensão aplicada quando da ocorrência da fratura

Na condição inicial, a parte central tem um comprimento L_0 e área transversal S_0 . O equipamento de ensaio aplica gradativamente, a partir do zero, uma força de tração no corpo de prova. Assim, de forma genérica, pode-se dizer que, cada valor de força aplicada F , corresponde a uma deformação ΔL do corpo.

Em princípio, seria possível estudar a relação F versus ΔL , mas o resultado ficaria dependente do material e das dimensões do corpo de prova. Para obter resultados dependentes apenas do material, são usadas grandezas relativas. No lugar da força, é usada a tensão σ , que é a relação entre força e área da secção transversal. No ensaio, considera-se apenas a área inicial do corpo:

$$\sigma = \frac{F}{S_0}$$

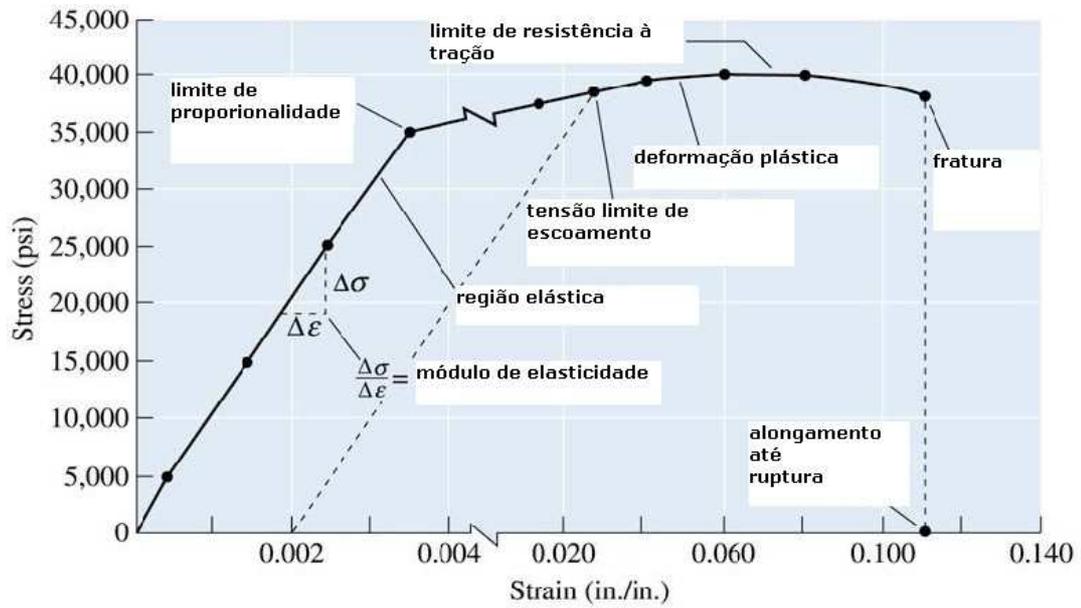


Figura 2.15 – Diagrama Stress (Tensão) x Strain (Deformação)

Um material é dito ter comportamento elástico se, uma vez removido o esforço, as dimensões retornam aquelas iniciais antes da sua aplicação, isto é, não ocorrem deformações permanentes (Figura 2.15).

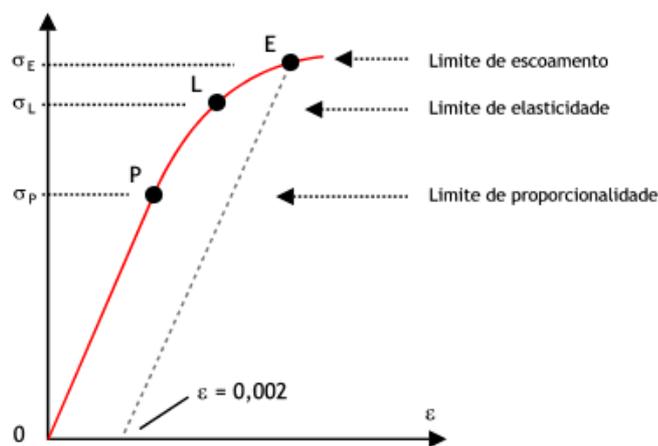


Figura 2.16 – Curva Tensão X Deformação

O segmento 0-L da Figura 2.16 é a região elástica do material, ou seja, o comprimento retorna ao valor L_0 se o ensaio for interrompido nessa região. A tensão máxima correspondente é o limite de elasticidade σ_L do material. Dentro da região elástica, a tensão é proporcional a deformação, isto é, o material obedece a lei de Hooke: $\sigma = E\varepsilon$, onde E é o módulo de elasticidade do material. Para aços, um valor típico de E é $2,06 \cdot 10^5$ MPa. Portanto, o ponto σ_P é o limite de proporcionalidade do material. O ponto L marca o início da região plástica ou escoamento do material, significando a existência de deformações residuais permanentes. É usual considerar início ou limite de escoamento a tensão que produz uma deformação residual $\varepsilon = 0,002$ ou 0,2% (ponto E da Figura 2.16)

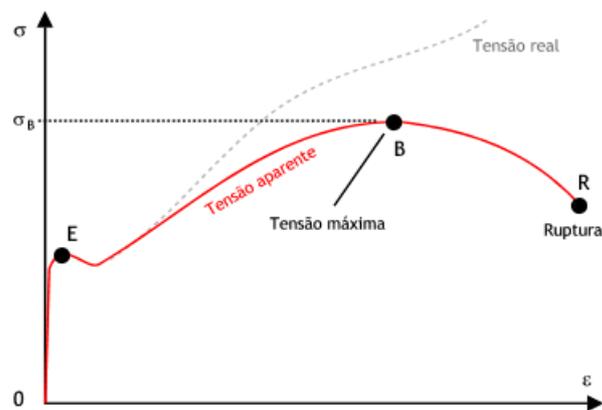


Figura 2.17 – Curva tensão X deformação a partir do ponto E

Depois do limite de escoamento há uma significativa redução da área de secção transversal e a tensão real segue algo como uma curva tracejada (Figura 2.17), mas a convenção é usar tensão aparente, em relação a área inicial. No ponto B da Figura 2.17 ocorre a tensão máxima e, em R, tem-se a tensão de ruptura do corpo de prova. A tensão σ_B é a tensão máxima, também denominada resistência à tração do material. É comum o termo TS (*tensile strength*) para esse fenômeno (SOUZA, 1982).

2.9 MICROSCOPIA ÓTICA

A metalografia microscópica ou microscopia dos metais estuda os produtos metalúrgicos, com o auxílio do microscópio, visando a determinação de seus constituintes e a orientação dos grãos (COLPAERT, 1974). Na caracterização de materiais em engenharia, as principais aplicações da microscopia ótica são: controle de qualidade através do controle de parâmetros estruturais, medida de quantidade e distribuição de fases em metais e cerâmicas, medida dos tamanhos de grãos dos materiais policristalinos, medidas de espessura de camadas depositadas, modificadas ou tratadas, identificação de materiais e de seu processo de fabricação. (HAYNES, 1984). A importância da micrografia decorre do fato das propriedades mecânicas de um metal dependerem não somente da sua composição química como também da sua textura (COLPAERT, 1974; GUIMARÃES, 1993).

Normalmente, para se obter o tamanho de grão ASTM é necessário contar-se um mínimo de 50 (cinquenta) grãos em três áreas diferentes, para um aumento de 100 X (cem vezes) (BRADBURY, 1989).

3 OBJETIVOS

- Desenvolver um instrumento para remoção dos excessos de cone de guta percha do canal dentário com a finalidade de otimizar e minimizar os riscos durante o término do tratamento endodôntico.
- Pedido de patente junto ao Instituto Nacional de Propriedade Intelectual do instrumento denominado Endo Cut
- Avaliar o comportamento do titânio Grau 2 e do aço inoxidável austenítico 304 L, através de ensaios de fadiga, para definir o material a ser utilizado na confecção das ponteiros do instrumento; levando em consideração a sollicitação mecânica em campo e o custo benefício oferecido.
- Avaliar a influência dos ciclos consecutivos de esterilização em autoclave na resistência à fadiga dos corpos de prova confeccionados em Titânio Grau 2 e aço inoxidável 304 L.
- Avaliar o comportamento mecânico do aço inoxidável 304 L, selecionado para a confecção das ponteiros do instrumento, através de ensaios de tração, antes e após os ciclos de esterilização em autoclave.
- Avaliar a estrutura do aço inoxidável 304 L através da microscopia ótica, antes e após os ciclos em autoclave.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi realizado em duas etapas distintas:

1 - Na primeira foram realizados ensaios de fadiga axial em corpos de prova cilíndricos de titânio Grau 2 e aço inoxidável 304 L, para que fosse possível seleccionar o material mais adequado para ser utilizado nas ponteiros do instrumento cortador e removedor de material endodôntico. Para isso, corpos de prova (Figura 4.1) de 100 mm de comprimento em aço inoxidável 304 L e em titânio Grau 2 foram confeccionados em torno CNC (controle numérico computadorizado), Romi Centur 30S.

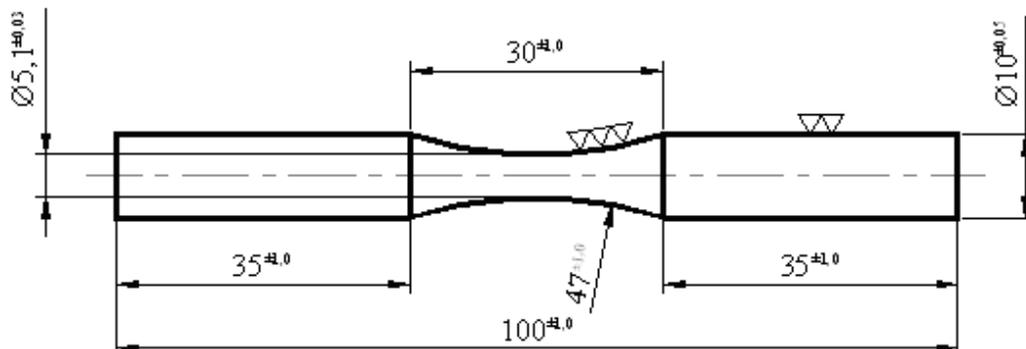


Figura 4.1 – Corpo de prova cilíndrico confeccionado para os ensaios de fadiga

As amostras foram devidamente preparadas com lixa de carbeto de silício, lavadas com água deionizada e então, desengraxadas com acetona, antes do início dos ensaios. Foram confeccionados oito corpos de prova em titânio Grau 2 e oito corpos de prova em aço inoxidável 304 L, a metade destes foram submetidos a quinze ciclos consecutivos de esterilização em autoclave (Cristófoli, Campo Mourão, PR, Brasil) (Figura 4.2), antes dos ensaios de fadiga axial.



Figura 4.2 – Autoclave Cristófoli utilizada para os ciclos de esterilização

Na esterilização em autoclave foi utilizada água destilada, a uma pressão entre $1,4 \text{ kgf/cm}^2$ e $1,8 \text{ kgf/cm}^2$, no intervalo de temperatura de 122°C a 128°C , dentro de um tempo total de esterilização de 64 minutos (aquecimento em 10 minutos, esterilização em 21 minutos e secagem em 33 minutos). Os corpos de prova foram acondicionados em embalagens autoclaváveis Steribag® (SSWhite, Rio de Janeiro, RJ, Brasil).

A escolha de quinze ciclos de esterilização foi baseada no fato evidenciado na literatura e previamente relatado, de que os instrumentos endodônticos podem ser utilizados com segurança para formatar quinze canais radiculares (ESTRELA, C, 2009).

A liga de titânio utilizada pertence ao Grau 2, e a liga de aço inoxidável é o 304 L, segundo ABNT . As tabelas 4.1 e 4.2 apresentam as composições químicas e as Tabelas 4.3 e 4.4 as mecânicas dos metais conforme fornecido pelo fabricante.

Tabela 4.1 – Composição química, em porcentagem (%) de peso, do aço inox 304 L (conforme fornecido pelo fabricante).

C	Si	Mn	P	S	Ni	Cr	Mo	Cu
0,030	0,570	1,950	0,045	0,021	8,100	18,300	0,310	0,430

Tabela 4.2 – Composição química, em porcentagem (%) de peso, do Titânio Grau 2 (conforme fornecido pelo fabricante).

C	N	H	Fe	O
0,010	0,010	0,001	0,050	0,100

Tabela 4.3 – Características mecânicas do aço inox 304 L (conforme fornecido pelo fabricante).

Limite de Escoamento (MPa)	Limite de Resistência (MPa)	Alongamento (%)
205 a 260	515 a 579	40 a 66

Tabela 4.4 – Características mecânicas do Ti Grau 2 (conforme fornecido pelo fabricante).

Limite de Escoamento (MPa)	Limite de Resistência (MPa)	Alongamento (%)
346	462	32

2 – A segunda etapa do trabalho foi realizada após a definição do material utilizado nas ponteiras, o aço inoxidável 304 L. Dezesesseis corpos de prova cilíndricos (Figura 4.3) em aço inoxidável 304 L confeccionados em torno CNC (controle numérico computadorizado), Romi Centur 30S.

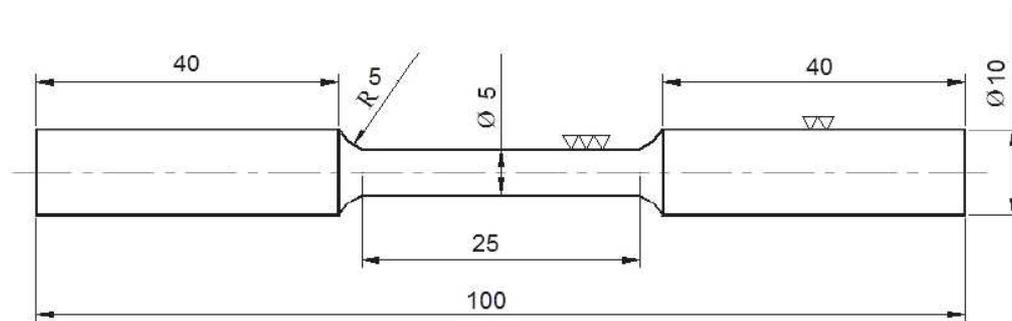


Figura 4.3 – Corpo de prova cilíndrico confeccionado para os ensaios de tração

As amostras foram devidamente preparadas, lixadas e lavadas, antes do início dos ensaios de tração. Foram confeccionados dezesseis corpos de prova em aço inoxidável 304 L, a metade destes foram submetidos a vinte ciclos consecutivos de esterilização em autoclave Cristófoli, antes dos ensaios de tração. As amostras foram submetidas à análise microscópica para avaliação microestrutural do aço inoxidável antes e após os ciclos em autoclave.

4.1 ENSAIOS MECÂNICOS

4.1.1 Ensaios de fadiga

Os ensaios de fadiga axial foram realizados no Departamento de Engenharia de Materiais da Escola de Engenharia de Lorena (EEL/USP), em um equipamento MTS 810 (Figura 4.4), conforme a norma ASTM E 466. Foi utilizado um carregamento senoidal de amplitude constante com controle de carga, frequência de 30

Hz e razão de carregamento $R = 0,1$, à temperatura ambiente. Foi considerado como resistência à fadiga a fratura dos corpos-de-prova ou a vida de 10^6 ciclos.



Figura 4.4 – Equipamento utilizado para ensaio de fadiga axial MTS 810

Quatro grupos de corpos-de-prova de fadiga foram preparados, para a obtenção das curvas S-N dos ensaios de fadiga axial. Sendo que o primeiro grupo foi composto de quatro corpos de prova de aço inoxidável 304 L antes dos ciclos de esterilização em autoclave. O segundo grupo foi composto de quatro corpos de prova de aço inoxidável 304 L depois dos ciclos. O terceiro grupo foi composto de quatro corpos de prova de Titânio Grau 2 antes da autoclavagem. E o quarto e último grupo foi composto de quatro corpos de prova de Titânio Grau 2 após os ciclos em autoclave.

4.1.2 Ensaios de Tração

Os corpos de prova para o ensaio de tração cuja geometria esta indicada na Figura 4.3 foram usinados conforme norma ASTM E8.

Os ensaios de tração foram realizados no departamento de Materiais e Tecnologia da FEG/UNESP, em um equipamento servo-hidráulico da marca INSTRON Modelo 8801, com capacidade para 10 toneladas (Figura 4.5), adquirido no projeto FAPESP – 99/06549-5. Foram determinados os parâmetros de limite de escoamento (σ_e), limite de resistência a tração (σ_t).



Figura 4.5 - Equipamento INSTRON 8801 utilizado nos ensaios de tração

A partir desses ensaios foi determinada a resistência mecânica do aço inoxidável 304 L, antes e após vinte ciclos de esterilização em autoclave. Para os ensaios de tração, aumentou-se o número de ciclos de esterilização em autoclave, de quinze para vinte, para testar o comportamento mecânico do aço inoxidável 304 L diante de um número maior de ciclos.

Dois grupos de corpos-de-prova de tração foram preparados, para a obtenção das curvas tensão x deformação dos ensaios em questão. Sendo que o primeiro grupo foi composto de oito corpos de prova de aço inoxidável 304 L antes dos ciclos de esterilização em autoclave. O segundo grupo foi composto de oito corpos de prova de aço inoxidável 304 L depois da autoclavagem. A Figura 4.6 mostra o corpo de prova em aço inox posicionado no equipamento INSTRON 8801 para os ensaios de tração.



Figura 4.6 - Corpo de prova posicionado no equipamento para ensaio de tração

4.2 MICROSCOPIA ÓTICA

A microscopia ótica foi realizada no Departamento de Materiais e Tecnologia da FEG/UNESP no laboratório de Metalografia e Análise de Imagens de Materiais (LAIMat), ao qual pertence o microscópio Nikon EPIPHOT 200 (processo FAPESP 97/06287-5), como mostra a Figura 4.7.



Figura 4.7 - Microscópio Nikon Epiphot 200, LAImat.

As amostras selecionadas foram cortadas, embutidas, lixadas e polidas, e receberam ataque químico, antes da análise microscópica.

O embutimento foi feito em baquelite de base epóxi, o lixamento do aço inoxidável 304 L teve a seguinte seqüência granulométrica: 100, 220, 320, 400, 600, 1200.

O polimento foi realizado em uma politriz automática da marca Polipan utilizando como lubrificante a solução Struers LaboPol – S (Suspensão DiaDuo = Diamond Suspension and Lubrificant in One).

O ataque eletroquímico químico foi realizado para realçar detalhes da microestrutura, através de uma solução de ácido oxálico a 10% (6V por 30 segundos). Após o ataque ácido, as amostras foram lavadas em água destilada, antes da análise microscópica.

4.3 DESENVOLVIMENTO DO INSTRUMENTO CORTADOR E REMOVEDOR DE MATERIAL ENDODÔNTICO (CONE DE GUTA PERCHA)

A técnica utilizada atualmente para o corte e remoção dos excessos de guta percha do canal radicular consiste em aquecer ao rubro uma espátula metálica a aproximadamente 230° C, o que pode ser prejudicial à estrutura dentária, além de poder ocasionar queimadura na cavidade oral do paciente.

O instrumento cortador e removedor de material endodôntico (os cones de guta percha), denominado Endo Cut, é uma patente de invenção (PI: 0802489-8), deferida pelo INPI (Instituto Nacional de Propriedade Intelectual), em dezembro de 2008, cuja finalidade consiste em otimizar a técnica utilizada atualmente pelos dentistas.

O Endo Cut é um instrumento elétrico que tem a temperatura de suas ponteiros controlada em 80° C, ideal para o corte da guta percha e evitando com isso, possíveis traumas ao dente e cavidade oral. As ponteiros confeccionadas em aço inoxidável 304 L são aquecidas no intervalo de 5 a 10 segundos, esse aquecimento rápido das ponteiros reduz o tempo de procedimento de corte da guta percha e facilita a operação para o dentista. Esse instrumento aperfeiçoa o trabalho do dentista durante a finalização do tratamento de canal e protege o paciente de possíveis danos causados pela utilização de temperaturas elevadas durante o procedimento tradicional

O protótipo do Endo Cut foi produzido por uma empresa de São Carlos/SP, a qual assinou um contrato de confidencialidade com a detentora da patente e autora desse trabalho para execução técnica do instrumento.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 ENSAIOS DE FADIGA

Os dados experimentais dos ensaios de fadiga axial realizados no aço inoxidável 304 L e no titânio Grau 2, realizados no equipamento MTS 810 nas condições conforme fornecido, antes de autoclavado (A) e depois da autoclavagem (D) estão presentes nas Tabelas 5.1 e 5.2, respectivamente.

A partir da tabela 5.1 é possível observar que no aço inoxidável 304 L uma tensão de 600 MPa causou fratura de baixo ciclo (80.144, 81.259), antes e após os ciclos de esterilização. E para uma tensão de 450 MPa e 480 MPa, ocorreu fratura de alto ciclo, 1.662,697 e 1.958,049, antes e após a autoclavagem, respectivamente.

Tabela 5.1 – Resultados dos ensaios de fadiga axial do aço 304 L para tensão em MPa, antes (A) e depois (D) dos 15 ciclos de esterilização em autoclave.

Tensão Máxima MPa (A)	Ciclos (NCF)	Tensão Máxima MPa (D)	Ciclos (NCF)
450	1.662,697	480	1.958,049
540	161.459	520	496.318
580	135.977	540	249.477
600	80.144	600	81.259

A partir da tabela 5.2 é possível observar que no Ti Grau 2 para tensão de 400 MPa, ocorreu fratura com 267.782 e 95.439 ciclos, antes e após a autoclavagem, respectivamente. No Titânio Grau 2 ocorreu fratura de alto ciclo para uma tensão de 320 MPa (2.500,000) antes da autoclavagem e 340 MPa (1.224,834) depois do processo de esterilização.

Tabela 5.2 – Resultados dos ensaios de fadiga axial do Ti Grau 2 para tensão em MPa, antes (A) e depois (D) dos ciclos de esterilização em autoclave.

Tensão Máxima MPa(A)	Ciclos (NCF)	Tensão Máxima MPa(D)	Ciclos (NCF)
320	2.500,000	340	1.224,834
360	684.240	360	446.683
380	285.044	380	538.195
400	267.782	400	95.439

A literatura se mostra bastante controversa a respeito da influência que os processos de esterilização possam exercer sobre as ligas de titânio, e outras ligas metálicas e suas possíveis alterações na eficiência de corte, dureza da liga, resistência à corrosão e principalmente resistência à fratura.

O estudo de Viana (2005) avaliou o efeito de ciclos de esterilização nas propriedades mecânicas de instrumentos de níquel-titânio, através de ensaios de fadiga e ruptura por torção e concluiu que os processos de esterilização não causaram variação significativa no comportamento mecânico dos instrumentos, o que também foi observado nesse trabalho.

Os estudos realizados por Mize et al. (1998) avaliaram o efeito dos tratamentos térmicos com calor, resultantes dos procedimentos de esterilização em autoclave nas propriedades de fadiga cíclica flexural e verificaram que não há influência alguma do processo de esterilização sobre os instrumentos endodônticos, quanto ao desempenho dos mesmos, tais informações são compatíveis com os resultados apontados e obtidos nesse trabalho.

As Figuras 5.1 e 5.2 ilustram o comportamento mecânico do aço inoxidável antes e depois dos ciclos de esterilização. É possível observar que para a tensão de 450 MPa ocorreu fratura por fadiga de alto ciclo (1.662,697 ciclos), o aço inoxidável 304 L

suportou 10^6 ciclos, antes da autoclavagem. E para uma tensão de 480 MPa ocorreu fratura de alto ciclo (1.958,049), após os ciclos de esterilização nesse material. Essa diferença de tensão não é estatisticamente considerada significativa, portanto os processos de esterilização não causaram alteração na resposta do aço inoxidável 304 L frente aos ensaios de fadiga.

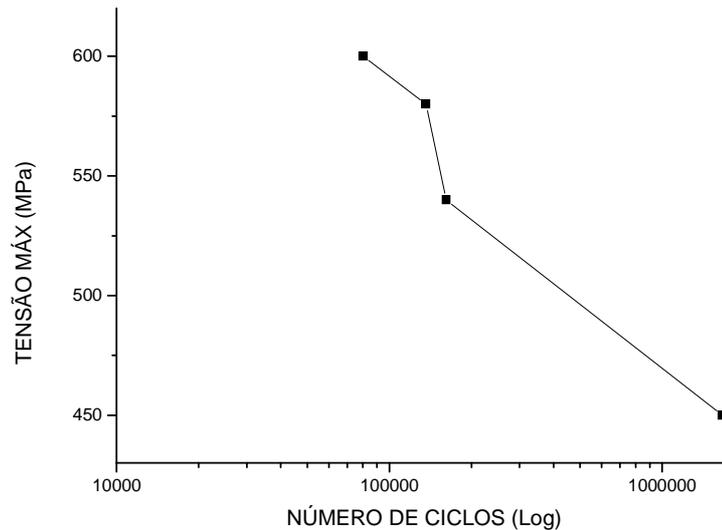


Figura 5.1 – Curva S-N de fadiga do aço inoxidável 304 L antes do ciclo de esterilização

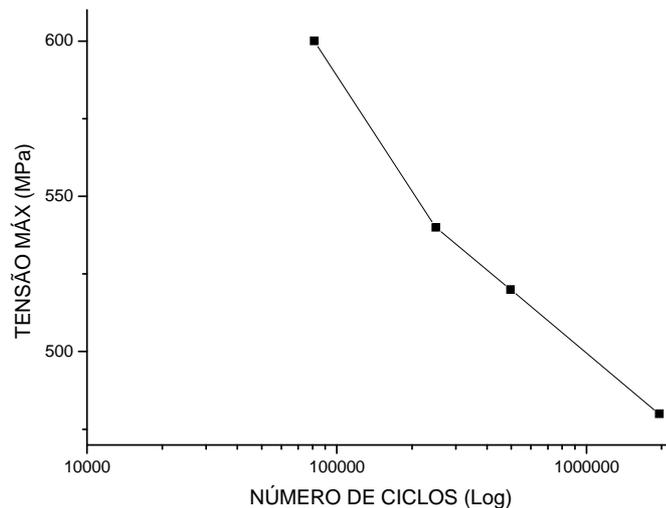


Figura 5.2 – Curva S-N de fadiga do aço inoxidável 304 L depois da autoclavagem

A partir das Figuras 5.3 e 5.4, é possível observar que para tensão de 320 MPa ocorreu fratura por fadiga de alto ciclo (2.500,000) do Ti Grau 2, antes da autoclavagem. E para uma tensão de 340 MPa ocorreu fratura de alto ciclo (1.224,834), após os ciclos de esterilização, essa diferença não se mostrou significativa. Portanto, os processos de esterilização não causaram alteração do material ao carregamento cíclico. O Ti Grau 2 mostrou ligeira redução dos valores de resistência mecânica quando comparado ao aço inox 304 L.

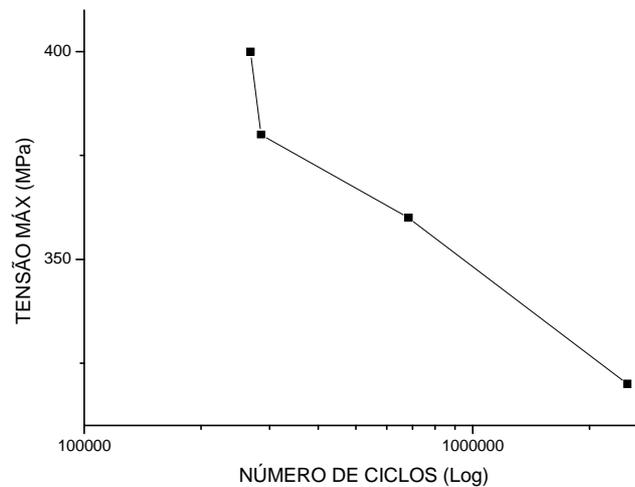


Figura 5.3 – Curva S-N de fadiga do Ti Grau 2 antes dos ciclos de esterilização

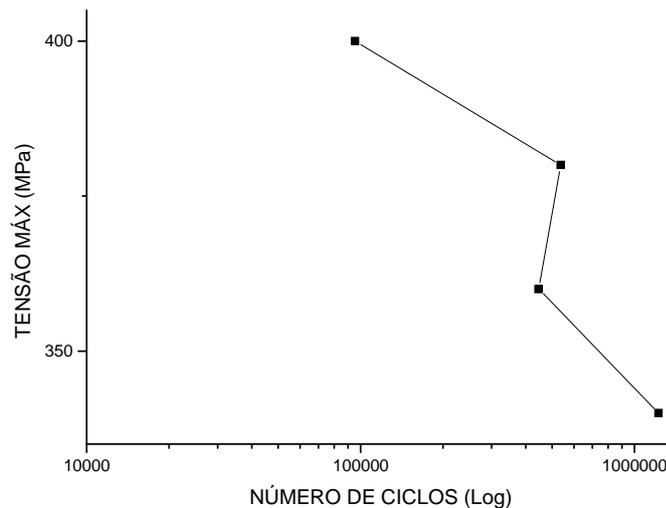


Figura 5.4 – Curva S-N de fadiga do Ti Grau 2 depois da autoclavagem

Oliveira et al. (2006) realizaram diferentes processos de esterilização como calor seco, autoclave e óxido de etileno, em discos de Ti. A monitorização da composição química da superfície e da camada de óxidos, da topografia, e da energia de superfície indicaram modificações superficiais no material. Porém, os ensaios mecânicos de fadiga demonstraram que não houve alteração significativa no comportamento do material. O que pode ser demonstrado também nesse trabalho.

5.2 ENSAIOS DE TRAÇÃO

Os dados experimentais dos ensaios de tração realizados no aço inoxidável 304 L, realizados no equipamento INSTRON 8801 nas condições base (conforme fornecido), isto é, antes de autoclavado (A) e depois da autoclavagem (D) estão presentes nas Tabelas 5.3 e 5.4.

Tabela 5.3 – Resultados dos ensaios de tração para o aço inox 304 L no estado conforme fornecido, antes de autoclavado (A)

Corpo de prova	σ_e (MPa)	σ_r (MPa)
1	560	790
2	542	794
3	469	720
4	537	796
5	525	782
6	478	733
7	441	692
8	547	795
Média	512	763
Desvio padrão	43	41
Mediana	531	786

Tabela 5.4 – Resultados dos ensaios de tração para o aço inox 304 L, depois dos ciclos de esterilização (D)

Corpo de prova	σ_e (MPa)	σ_r (MPa)
1	486	796
2	522	827
3	516	812
4	459	762
5	473	772
6	458	755
7	475	779
8	470	773
Média	482	785
Desvio padrão	24	25
Mediana	474	776

Os resultados dos ensaios de tração permitem observar que os valores de resistência mecânica do material estão próximos dos valores especificados pelo fabricante, que é de 515 a 579 MPa. Observou-se que o valor médio encontrado é de 763 MPa antes da autoclavagem, porém esta média foi ligeiramente superior após os ciclos de 785 MPa.

Foram realizados oito ensaios de tração com o aço inoxidável na condição A (antes de autoclavado) e oito ensaios com o aço após 20 ciclos em autoclave (D) para determinar estatisticamente suas propriedades mecânicas. De acordo com os achados de Becker et al. (2009), o metal por ser formado por cristais monoatômicos, ao ser aquecido por tempo prolongado e resfriado ao ambiente, sofre uma acomodação atômica que aproxima seus átomos, aumentando sua resistência mecânica.

A utilização cada vez mais freqüente dos instrumentos endodônticos tem aumentado o interesse dos pesquisadores na busca de melhores resultados.

Alguns trabalhos, como o de Rapisarda et al. (1999) analisaram as alterações que os métodos de esterilização podem ocasionar nos instrumentos odontológicos. Estes comprovaram que a esterilização em autoclave promove alterações nas propriedades dos materiais. Nesse estudo, os instrumentos que foram submetidos à esterilização apresentaram uma diminuição na resistência mecânica em comparação ao grupo controle.

Através da análise dos resultados obtidos nesse estudo pode-se observar que os corpos de prova do grupo após os ciclos de esterilização não apresentaram diferença nas propriedades mecânicas em relação ao grupo A (antes dos processos de autoclavagem), o que vem em desconcreto com os achados de Rapisarda et al. (1999).

5.3 AVALIAÇÃO DA MICROESTRUTURA

As análises microestruturais realizadas por microscopia ótica permitiram identificar as amostras do aço inoxidável 304 L, através da comparação entre as microestruturas iniciais (que antecederam os ciclos de esterilização) e as finais (após os ciclos). As amostras foram observadas ao microscópio ótico após ataque com ácido oxálico a 10% e as Figuras 5.7 e 5.8 apresentam a visualização microscópica das mesmas antes da esterilização e após a autoclavagem, respectivamente.



Figura 5.5 - Aço inoxidável 304 L antes dos ciclos de esterilização. Ataque com ácido oxálico, aumento de 100 X.



Figura 5.6 - Aço inoxidável 304 L depois dos ciclos de esterilização. Os pontos escuros são impurezas. Ataque com ácido oxálico, aumento de 100 X.

As imagens obtidas através do microscópio ótico revelam que: a microestrutura do aço inoxidável 304 L era tipicamente austenítico, mostrada na Figura 5.7. A microestrutura após os ciclos em autoclave permitiu observar que a mesma manteve-se inalterada (Figura 5.8). Isso se deve, porque a temperatura de esterilização de 121° C a que o material foi submetida é baixa para ocorrer mudança na microestrutura do aço inoxidável que é de CFC (Cúbica de Face Centrada). A temperatura de transformação alotrópica ocorre em uma temperatura acima de 700° C. (COLPAERT, 1974). A dificuldade em se assegurar a homogeneidade no processo de esterilização, confecção dos corpos de prova, não confere as mesmas qualidades para todas as amostras, mesmo que estas pertençam a um mesmo lote de fabricação. Sempre ocorrem diferenças relacionadas ao espaçamento médio entre os grãos, a densidade desses, entre outros (BRANDON; KAPLAN, 1999).

5.4 FUNCIONAMENTO DO INSTRUMENTO (ENDO CUT)

5.4.1 Componentes do instrumento

O Endo Cut é composto pelo corpo confeccionado em plástico injetável (Figura 5.7), ponteiros com três diferentes dimensões confeccionadas em aço inoxidável 304 L (Figura 5.8), além do suporte metálico e das baterias recarregáveis.



Figura 5.7 – Corpo do instrumento Endo Cut



Figura 5.8 – Ponteiros confeccionadas em aço inoxidável 304 L

O suporte metálico tem a finalidade de apoiar o instrumento enquanto este não está sendo utilizado (Figura 5.9).



Figura 5. 9– Endo Cut posicionado no suporte

As baterias recarregáveis de lítio e suas devidas bases recarregadoras são conectados a eletricidade (Figura 5.10). A luz indicativa em vermelho significa que as baterias estão sendo recarregadas. Quando esta estiver pronta para uso, a luz indicativa se torna verde. A capacidade de duração de cada bateria é de cerca de 6 (seis) horas, após esse período é recomendado que esta seja recarregada. O Endo Cut funciona com apenas uma bateria.



Figura 5.10 – Baterias posicionadas em suporte para serem recarregadas

As ponteiros do Endo Cut são intercambiáveis para que possam ser autoclavadas e reutilizadas, para a remoção e troca das ponteiros é necessário a utilização de um componente auxiliar em aço inoxidável para tal tarefa (Figura 5.11).



Figura 5.11 – Componente auxiliar em aço inox para remoção e troca de ponteiros

O Endo Cut foi projetado para otimizar a remoção dos excessos de guta percha através do aquecimento de sua ponteira em aço inox 304 L em cerca de 80° C. Essa

temperatura é a ideal para corte da guta percha, sem que a guta sofra um superaquecimento ou amolecimento excessivo.

O primeiro passo para utilização do Endo Cut é feito através da seleção da ponteira mais adequada a tarefa. Isto se deve ao fato de que o canal radicular é obturado com diferentes calibres de cones de guta percha, dependendo do tipo e localização dentária. Por isso, confeccionou-se três diferentes tipos de ponteiros, de calibres diferentes, ou seja, uma mais calibrosa que a outra indicada pelos cursores branco, amarelo e vermelho (Figura 5.8). Após a seleção da ponteira mais adequada, esta é conectada a extremidade do instrumento (Endo Cut) com o auxílio do componente acessório.

A bateria deve ser colocada no Endo Cut antes de ligar o instrumento, no botão Power. Observa-se uma luz LED vermelha no corpo do instrumento, mostrado na Figura 5.12 indicativo de que o mesmo está ligado.



Figura 5.12 – Equipamento pronto para uso, com a ponteira em posição

Ao pressionar o dispositivo cinza acima do botão power, uma luz LED verde no corpo do instrumento indica que a temperatura da ponteira está em cerca de 80° C e pronta para o corte da guta percha (Figura 5.13). O tempo para o aquecimento da ponteira é de 5 a 10 segundos, dependendo do calibre da ponteira selecionada para o uso, e o tempo para o resfriamento da mesma é de aproximadamente 60 segundos. Para desligar o Endo Cut basta pressionar novamente o botão Power.



Figura 5.13 – Endo Cut com a ponteira a uma temperatura de aproximadamente 80° C

5.4.2 Custo do Endo Cut

O Endo Cut é uma patente de invenção (PI), deferida pelo INPI e está sendo desenvolvido por uma empresa em São Carlos/SP.

O custo de produção do Endo Cut é de aproximadamente R\$ 450,00 (quatrocentos e cinquenta reais).

A pesquisa de mercado, conforme Anexo I deste trabalho, realizada com recursos financeiros da FINEP (Anexo 1), realizada com 100 (cem) dentistas em toda região do Vale do Paraíba paulista para a inserção do produto no mercado aponta que o Endo Cut é um instrumento de grande valia para os profissionais e que este será bem aceito no mercado. A pesquisa mostrou que 96% dos dentistas entrevistados utilizam o método tradicional com lamparina à álcool e espátula aquecida (Figura 5.14) e, 80% deles gostaria de comprar um novo instrumento para agilizar a técnica, resultado da Figura 5.15.

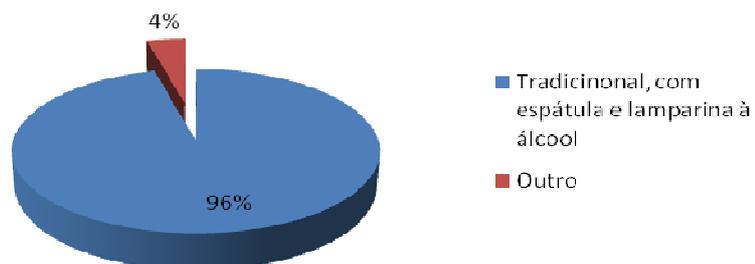


Figura 5.14 - Pesquisa de mercado realizada no Vale do Paraíba/SP

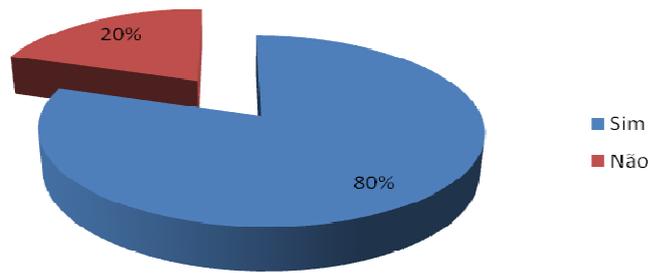


Figura 5.15 – 80% dos dentistas pesquisados comprariam um novo equipamento para remoção dos excessos de cone de guta percha

Dos 100 dentistas pesquisados, 52% pagariam de R\$ 700,00 a R\$ 1.000,00 reais; 28% pagariam de R\$1.000,00 a R\$1.300,00, 10% pagaria de R\$1.300,00 a R\$1.600,00 reais, e 10% dos entrevistados outro valor não revelado (Figura 5.16).

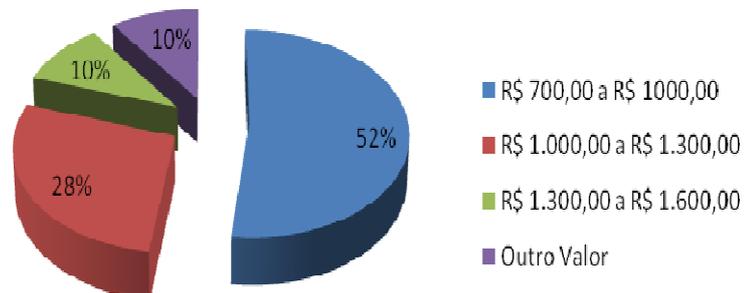


Figura 5.16 – Valores, em reais, que os dentistas pagariam pela nova tecnologia

Esta pesquisa de mercado foi realizada nos meses de janeiro a abril de 2010 por uma consultoria em marketing através de recurso financeiro liberado para este projeto pela FINEP (Financiadora de Estudos e Projetos – projeto nº 161/09).

6 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos, pode-se concluir que:

- Foi possível o desenvolvimento do Endo Cut que se mostrou um instrumento eficaz para o corte e remoção dos cones de guta percha, além de ser um equipamento inovador, de fácil manuseio e custo acessível.
- O aço inoxidável 304 L apresentou uma melhor resistência à fadiga quando comparada ao Ti Grau 2, após os ciclos de esterilização em autoclave.
- O aço inoxidável 304 L foi o material escolhido para confecção das ponteiros do instrumento cortador e removedor de cones de guta percha, pois este obteve um bom comportamento mecânico diante da solicitação em campo.
- Os ensaios de tração realizados nos corpos de prova em aço inoxidável 304 L, revelaram que não houve alteração significativa após os ciclos de esterilização em autoclave nas propriedades mecânicas do material.
- A avaliação em microscopia ótica mostrou que a microestrutura do aço inox 304 L manteve-se inalterada após os ciclos de esterilização.
- O Endo Cut será bem aceito no mercado pelos profissionais da área odontológica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVAREZ, S. **Endodontia Clínica**. 2. ed. São Paulo: Santos, 1991.

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Infection control recommendations for the dental office and the dental laboratory. **J. Am. Assoc.** v.16, p.241-247, 1988.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM E 466**: standard practice for conducting force controlled constant amplitude axial fatigue tests of metallic materials. Pennsylvania, 2007.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM E 8/E 8M**: standard test methods for tension testing of metallic materials. Pennsylvania, 2008.

ASKELAND, D. R.; PHULÉ, P. P. **Ciência e engenharia dos materiais**. São Paulo: Cengage Learning, 2008. 594p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Ensaio de temperabilidade de aço (Jominy). **MB-381/90**. Rio de Janeiro, 1990.

BANNANTINE, J.A.; COMER, J.J.; HANDROCK, J.L. **Fundamentals of metal fatigue analysis**. 2 nd ed. New Jersey: Prentice Hall, 1990.

BAPTISTA, C.A.R.P. **Modelagem preditiva da propagação de trincas por fadiga com aplicação ao titânio de pureza comercial**. 2000. 130f. Tese (Doutorado em engenharia de materiais). Faculdade de Engenharia Química de Lorena, Universidade de São Paulo, Lorena, 2000.

BAPTISTA, C.A.R.P. **Estudo da propagação da trinca por fadiga em um aço de baixo carbono submetido a tratamentos térmicos intercríticos**. 1993. 114f.

Dissertação (Mestrado em engenharia mecânica). Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, 1993.

BATISTA, S.L.G. **Quantificação de sensitização de um aço AISI 304 por métodos eletroquímicos, metalografia e complementado por métodos computacionais.** 2002. 196f. Tese (Doutorado em engenharia de materiais). Universidade Estadual do Norte Fluminense, 2002.

BAUER, J.R.O. et al. Titânio e ligas de titânio: propriedades e técnicas de fundição. **RPG**, Ponta Grossa, v.9, n.2, p.179-185, 2002.

BECKER, A.N. et. al. Efeito da esterilização sobre a eficácia de cortes dos instrumentos endodônticos Protaper e K3. **RGO**, Porto Alegre, v.57, n 4, p.389-393, out/dez, 2009.

BERGER, C.R. Condições microbiológicas dos cones de guta-percha. **Cadernos Universitários**, Ponta Grossa, v.6, p.98-102, 1973.

BIANCHI, E.C. et al. Aspectos microscópicos da influência dos processos de esterilização em pontas diamantadas. **Mat. Res**, São Carlos, v.6, n 2, p. 103-107. apr/june, 2003.

BOLOTIN, V.V. **Mechanics of fatigue**. New York: CRC Press, 1999

BOYER, H.E. **Atlas of fatigue curves**. Ohio: ASM, Metals Park, 1986.

BOYER, R.; WELSCH, G.; COLLINGS, E.W. **Materials properties handbook: titanium alloys**. Materials Park: ASM International, 1994. 1176p.

BRADBURY, S. **An Introduction to the optical microscope**. Oxford: Royal Microscopy Society (Microscopy Handbooks), v.1, 1989.

BRANDON, D. G.; KAPLAN, W.D. **Microstructural characterization of materials**. Chichester: New York, 409p, 1999.

BRASIL. Ministério da Saúde. Coordenação de Controle de Infecção Hospitalar. **Processamento de artigos e superfícies em estabelecimentos de saúde**. 2. ed. Brasília, 1994.

BUTTI, A. et al., Influenza delle tecniche di sterilizzazione rapida sulle proprietà meccaniche degli strumenti endodontici. **Endodonzia**, Roma, v.9, p.144-150, 1995.

CALLISTER, W. D. **Ciência e engenharia de materiais**. Rio de Janeiro: LTC, 2002. 589p.

CANALDA-SAHLI, C. et al. The effect of sterilization on bending and torsional properties of K-files manufacturing with metallic alloys. **Int. End. J.** Oxford, v.31, p.48-52, 1998.

CÂNDIDO, L. C.; VILLEGAS, E. A. Corrosão sob tensão em aço inoxidável duplex, em solução aquosa. **Metalurgia e Materiais**, ABM, p. 734-738, ago. 1995.

CARMO, A.M.R. **Estudo comparativo da limpeza das limas endodônticas sobre a microscopia eletrônica de varredura**. 1996. 140f. Dissertação (Mestrado em Odontologia). Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 1996.

COLPAERT, H. **Metalografia dos produtos siderúrgicos comuns**. 3 ed. São Paulo, Edgard Blucher, Ed. da Universidade de São Paulo, 1974, 412p.

CORREA, G.M.; CHINELLATO, L.E.M. **Manual prático para procedimentos de esterilização e desinfecção em odontologia**. Bauru: FOB/USP, 1994, 48p.

CUNNINGEHM, K. et al. Variability of the diameter and taper of size #30,0.04 gutta-percha cones. **J. Endod.**, v.32, n.11, p.1081-1084, 2006.

DIETER, G.E. **Metalurgia mecânica**. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1981. 653p.

DISEGI, J.A.; ESCHBACH, L. Stainless steel in bone surgery. **Injury-international journal of care of the injured**. v.31, p 2-6, 2000.

DOWLING, N. E. **Mechanical behavior of materials**. 3rd.ed. New Jersey: Prentice-Hall, 2007. 773p.

DYE, D. Disponível em: <<http://www.msm.cam.ac.uk/phase-trans/2005/L7-Tislidesweb.ppt>>. Acesso em: 17 nov. 2007.

ESTRELA, C. **Ciência endodôntica**. São Paulo: Artes Médicas. 2009, 1050p.

FANTINATO, V. et al. Esterilização. In: ____ **Manual de esterilização e desinfecção em odontologia**. São Paulo: Santos, 1994. p.15-19

FROST, N.E et al. **Metal fatigue**. New York: Dover Publications, 1999, 364-370p.

GENTIL, V. **Corrosão**. 3 ed. Rio de Janeiro: LTC ed., 1996. p.107.

GROSS, T.S.; LAMPMAN, S. Micromechanisms of monotonic and cyclic crack growth. In: AMERICAN SOCIETY FOR METALS. **Fatigue and fracture**. Materials Park: ASM, 1996. p.42-60 (ASM Handbook, v.19).

GROSSMAN, L.J. Endodontic failures. **Dent. Clin. North Am.** v. 16,n.1, p.59-70, 1972.

GUIMARÃES, V.A. **Estudo do comportamento em fadiga de aços bifásicos obtidos a partir de diferenças microestruturais iniciais**. 1993. 104 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia – Projetos e Materiais) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 1993.

GUY, K. BUTLER, E.P.; WEST, D.R.F. ϵ e α' martensite formation and reversion in austenitic stainless steels. **Journal de Physique**, v. 43, n.3, p. CA - 575, 1982.

HAYNES, R. **Optical microscopy of materials**. Glasgow: International Textbook Company, 130p, 1984.

HILT, B. **Torsional properties of stainless steel and nickel titanium files after multiple sterilization**. University of Florida College of Dentistry. Graduate Thesis, 1996. Apud LOPES, H.P.; SIQUEIRA JUNIOR, J.F. **Endodontia: biologia e técnica**. Rio de Janeiro: Medsi, 1999.

IMMARIGEON, J.P., et al. Lightweight materials for aircraft applications. **Materials characterization**, v.35, n.1, p.41-67, jul. 1995.

INGLE, J.I. **Endodontia**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 1989. 216p.

LEONARDO, M.R. et al. Evaluation of sterility and microbiological activity of gutta-percha cones. **Brazilian Endodontic Journal**, v.2, n.1, p. 51-54, 1997.

LEONARDO, M.R. et al. **Endodontia: tratamento dos canais radiculares**. São Paulo: Panamericana, 1982.

MARTINS, L.F.M., et al. Effect of carbon on the cold-worked state and annealing behavior of two 18wt%Cr-8wtNi austenitic stainless steel. **ISIJ. International**, v.38, n.5, p.572-579, 1998.

MIZE, S.B. et al. Effect os sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. **J. Endod.**, v.24, n.12, p. 843-847, 1998.

NEWMAN, R.C. Understanding the corrosion of stainless steel. **Corrosion**, v.57, n.12, p.1030-1041, 2001.

OKAZAKI, Y. Effect of friction on anodic polarization properties of metallic biomaterials. **Biomaterials**. v.23, p. 2071-2077, 2002.

OLIVEIRA, E.P.M. et al. Análise das condições de esterilização das limas endodônticas utilizadas pelos alunos de graduação nos três cursos de odontologia da ULBRA/RS. **Stomatos**. v.12, n.23, p. 145-149, jul/dez, 2006.

PADILHA, A.F.; GUEDES, L.C. **Aços inoxidáveis austeníticos**. São Paulo: Hemus, 1994.

PADILHA, A.F.; RIOS, P.R. Decomposition of austenite in austenitic stainless steels. **ISIJ International**, v. 42, n. 4, p. 325-327, 2002.

PAIVA, J. G. & ANTONIAZZI, J. H. Fase de obturação. In _____. **Endodontia: bases para a prática clínica**. 5. ed. São Paulo: Artes Médicas. 1993. cap.27. p.647-670.

PAIVA, J. G.; ANTONIAZZI, J. H. **Endodontia: bases para a prática clínica**. 2. ed. São Paulo:Artes Médicas. 1991, 886p.

RAPISARDA, A. et al. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endo.**, v.88, n.3, p. 343-347, 1999.

SAMARANAYAKE, L.P. et al. Princípios de esterilização e desinfecção. In: **Controle da infecção para a equipe odontológica**. São Paulo: Santos, 1993. cap.7, p.67-85.

SAVAGE, N.W., WALSH, L.J. The use of autoclave in the dental surgery. **Aus. Dent. J.**, v. 40, n.3, p.197-200, 1995.

SCHAFER, E. Root canal instrument for manual use: a review. **Endod. Dent. Traumatol.** v. 13, n.4, p.51-60, 1997.

SCHIJVE, J. Fatigue of structures and materials in the 20th century and the state of the art. **International Journal of Fatigue**, v.25, n.8, p.679-702, aug. 2003.

SCHOEDER, A., SUTTER, F., KREKELER, G. **Implantodontia dental**. São Paulo: Médica Panamericana, 1994, caps. 1 e 4.

SERENE, T. P.; ADAMS, J. D.; SAXENA, A. **Nickel-Titanium instruments: applications in endodontics**. St. Louis : Ishiyaku Euro America, 1995. 112p.

SILVA, A. **Ligas metálicas não ferrosas**. Disponível em:

<www.dem.ist.utl.pt/~m_mII/Download/05-Ligas_leves.ppt no dia 11/10/08>.

Acesso em: 28 nov. 2008.

SILVA, A.L.V.C.; MER, P. R. **Aços e ligas especiais**. 2. ed. São Paulo: Edgar Blucher, 2001. 686p.

SILVA JUNIOR, J. B. A. **Estudo da degradação térmica da guta-percha (1,4-trans-poliisopreno) e de cones de guta-percha utilizados em endodontia**. 2007. 123

f. Tese (Doutorado em Química Inorgânica) – Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, 2007.

SILVA, L.J.G.; SANTOS, A.C.M. Esterilidade de cones de guta percha. **Rev. Biociênc.**, Taubaté, v.8, n.1, p.71-75, jan/jun. 2002.

SILVAGIO, J.; HICKS, M.L. Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. **J. Endod.** v.23, n.12, p.731-734, 1997.

SOUZA, A. S. **Ensaio mecânico de materiais metálicos: fundamentos teóricos e práticos.** São Paulo, 5. ed. Edgard Blucher, 1982. 286 p.

SMITH, A. et al. Contaminated dental instruments. **J. of Hospital Infection**, v.51, n.3, p. 233-235, 2002.

SOUZA, E.W.; DUCATTI, C.H. Esterilização em consultório odontológico. **Odont. Mod.**, v.12,n.6,p.8-15, jul. 1985.

SOUZA, S.; BRAMANTE, C. Importance and methods of cleaning endodontic files. **Rev. Fob.**, v7, n.3/4, p.59-62, jul/dez, 1999.

SURESH, S. **Fatigue of Materials.** 2nd. ed. Cambridge: Cambridge University Press, 1998, 679p.

TEBECHERANI, C.T.P. **Aços inoxidáveis.** Disponível em: [http://www.aqw.pipesystem.com.br/Artigos técnicos/aço inoxidável/body aço inox.html](http://www.aqw.pipesystem.com.br/Artigos_técnicos/aço_inoxidável/body_aço_inox.html). Acesso em 20 nov.2009.

VIANA, A. C. D. **Influência dos processos de esterilização nas propriedades mecânicas de instrumentos endodônticos de NiTi.** 2005. 166f. Dissertação

(mestrado em odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2005

VOORWALD, H.J.C.; et al. Effect of electroless nickel interlayer on the fatigue strength of chromium electroplated AISI 4340 steel. **International Journal of Fatigue**, v.29, n.4, p. 695- 704, abr. 2007.

ANEXO I

PESQUISA DE MERCADO – Endo Cut

Objetivo: identificar a aceitação do produto ENDO CUT pelo público-alvo.

1. **Cidade:** _____

2. **Sexo**
 Feminino Masculino

3. **Faixa etária**
 21 a 30 anos 31 a 40 anos 41 a 50 anos mais de 50 anos

4. **Há quanto tempo atua na profissão de dentista?**
 menos de 1 ano entre 1 e 5 anos entre 5 e 10 anos
 mais de 10 anos

5. **Qual método utiliza para finalização do tratamento de canal?**
 Tradicional, com espátula e lamparina Outro. Qual? _____

6. **Está satisfeito com o método atual?**
 Sim Não Por que? _____

7. **Compraria um novo equipamento bem mais vantajoso, porém com um custo maior?**
 Sim Não

8. **Qual o valor máximo que pagaria por esse novo produto?**
 R\$ 700,00 a R\$ 1.000,00 R\$ 1.300,00 a R\$ 1.600,00
 R\$ 1.000,00 a R\$ 1.300,00 Outro. Qual? _____

9. **Através de qual meio você se informa sobre as novidades da área odontológica?** (marque quantas alternativas forem necessárias)
 Revista Especializada Internet Feiras/ Congressos
 TV Outro. Qual? _____

ANEXO II

Resultados dos ensaios Mecânicos de Tração do aço inoxidável 304 L, antes dos ciclos de esterilização em autoclave dos oito corpos de prova (1 a 8)

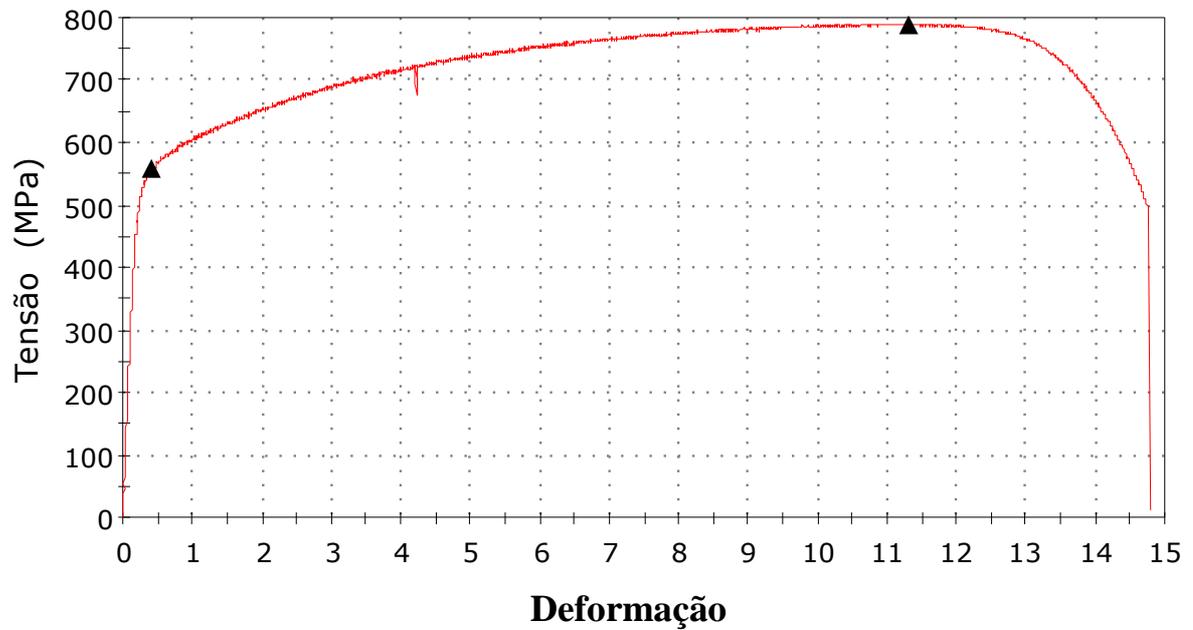


Figura 1 - Corpo de prova 1, em aço inox 304 L utilizado nos ensaios de tração

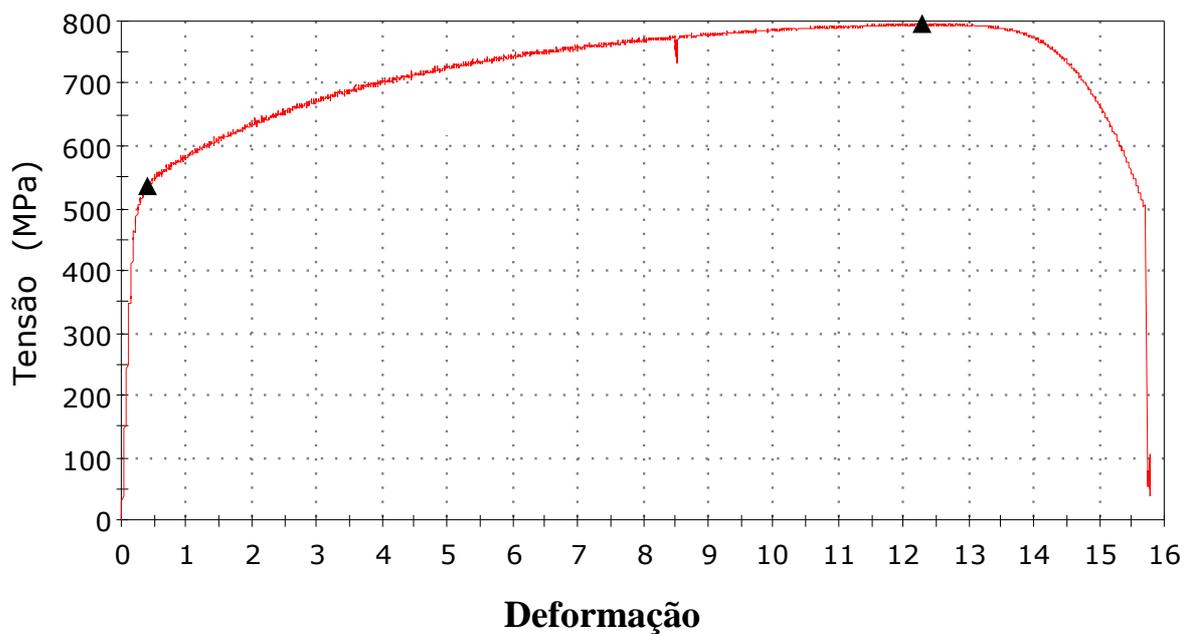


Figura 2 - Corpo de prova 2, em aço inox 304 L utilizado nos ensaios de tração

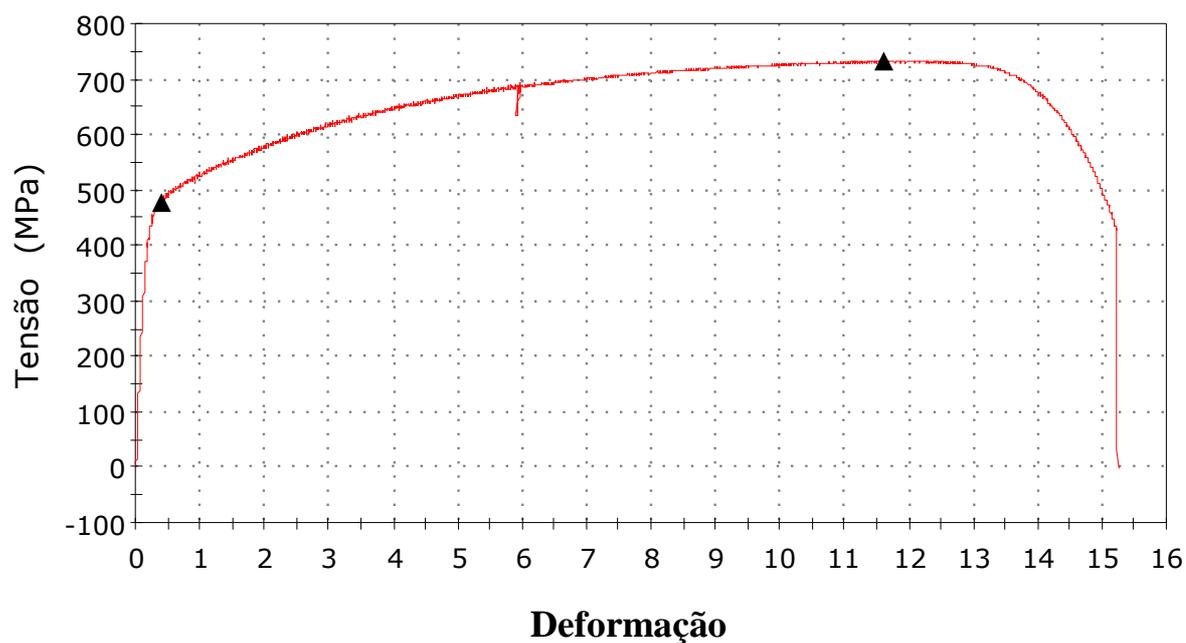


Figura 3 - Corpo de prova 3, em aço inox 304 L utilizado nos ensaios de tração

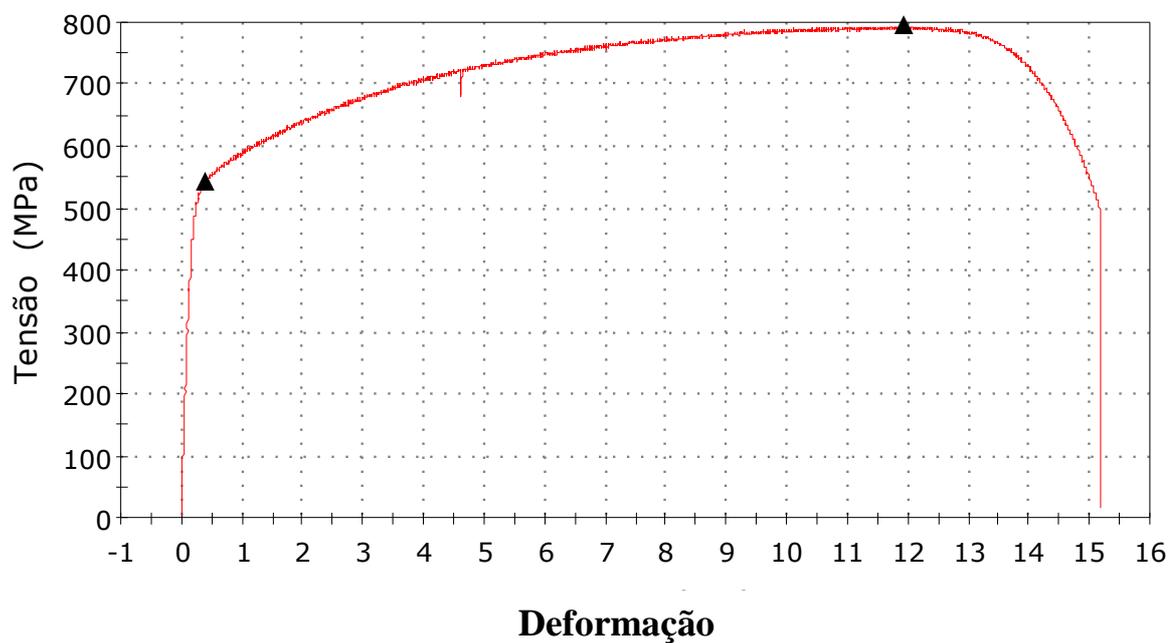


Figura 4 - Corpo de prova 4, em aço inox 304 L utilizado nos ensaios de tração

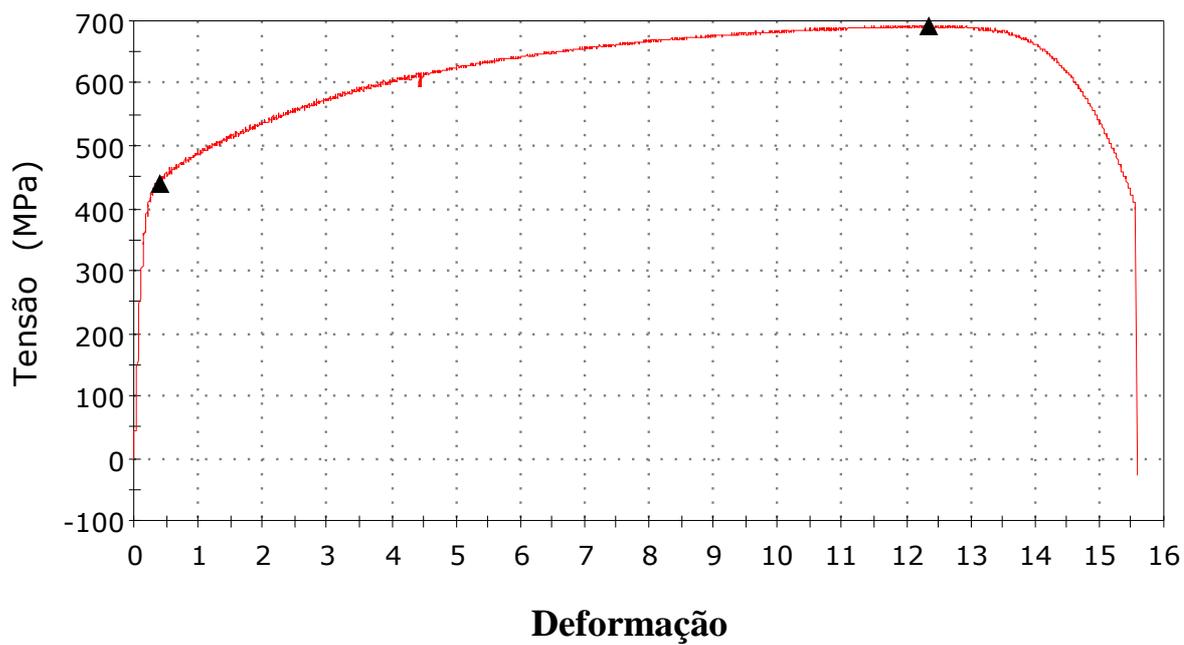


Figura 5 - Corpo de prova 5, em aço inox 304 L utilizado nos ensaios de tração

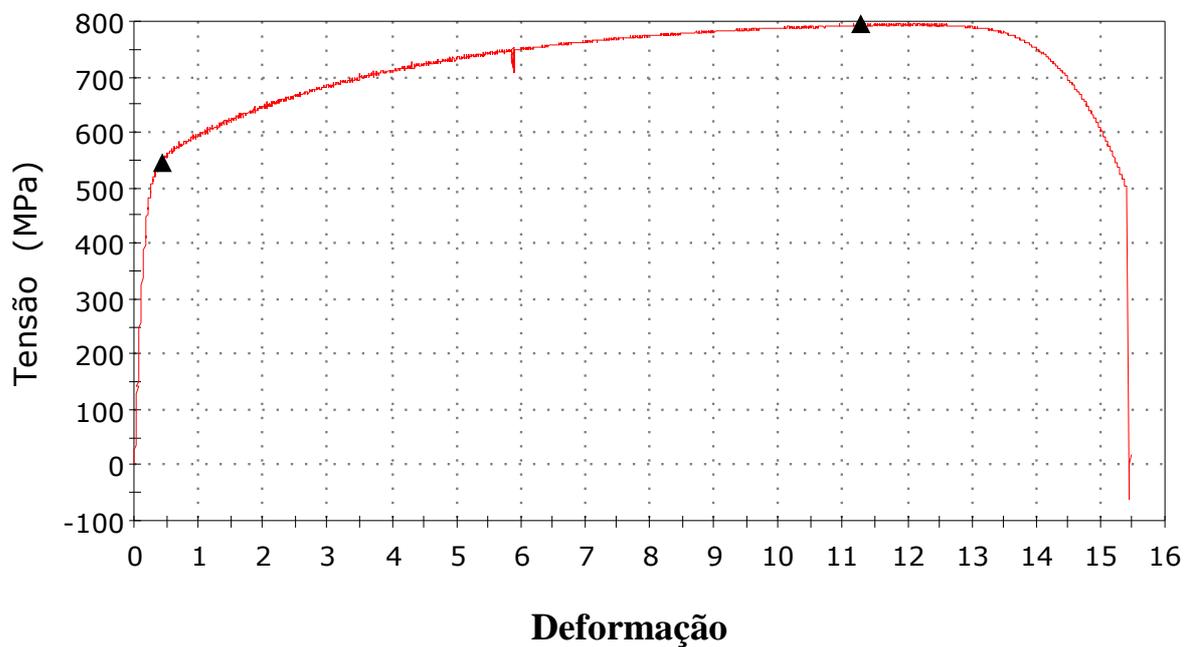


Figura 6 - Corpo de prova 6, em aço inox 304 L utilizado nos ensaios de tração

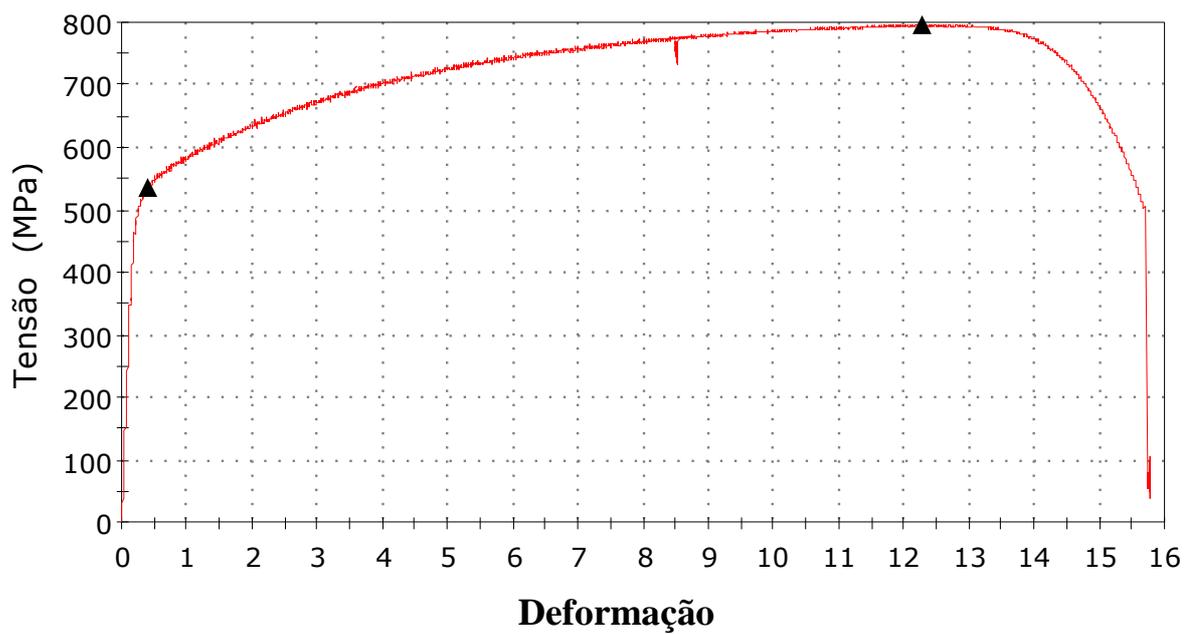


Figura 7 - Corpo de prova 7, em aço inox 304 L utilizado nos ensaios de tração

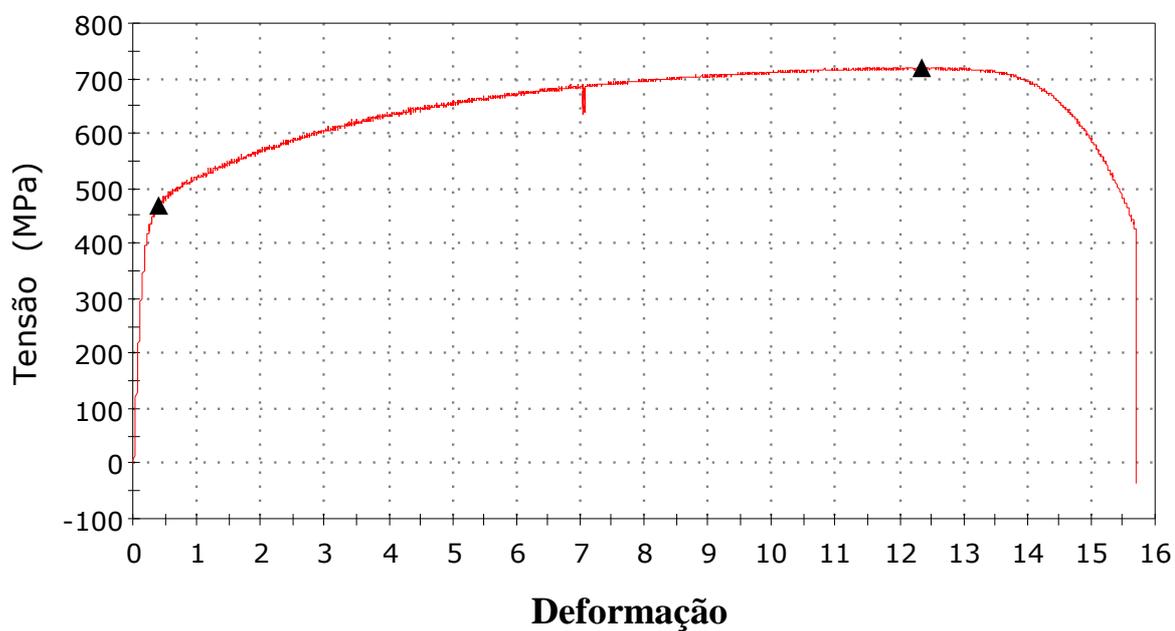


Figura 8 - Corpo de prova 8, em aço inox 304 L utilizado nos ensaios de tração

ANEXO III

Resultados dos ensaios Mecânicos de Tração do aço inoxidável 304 L, depois dos ciclos de esterilização em autoclave dos oito corpos de prova (1 a 8).

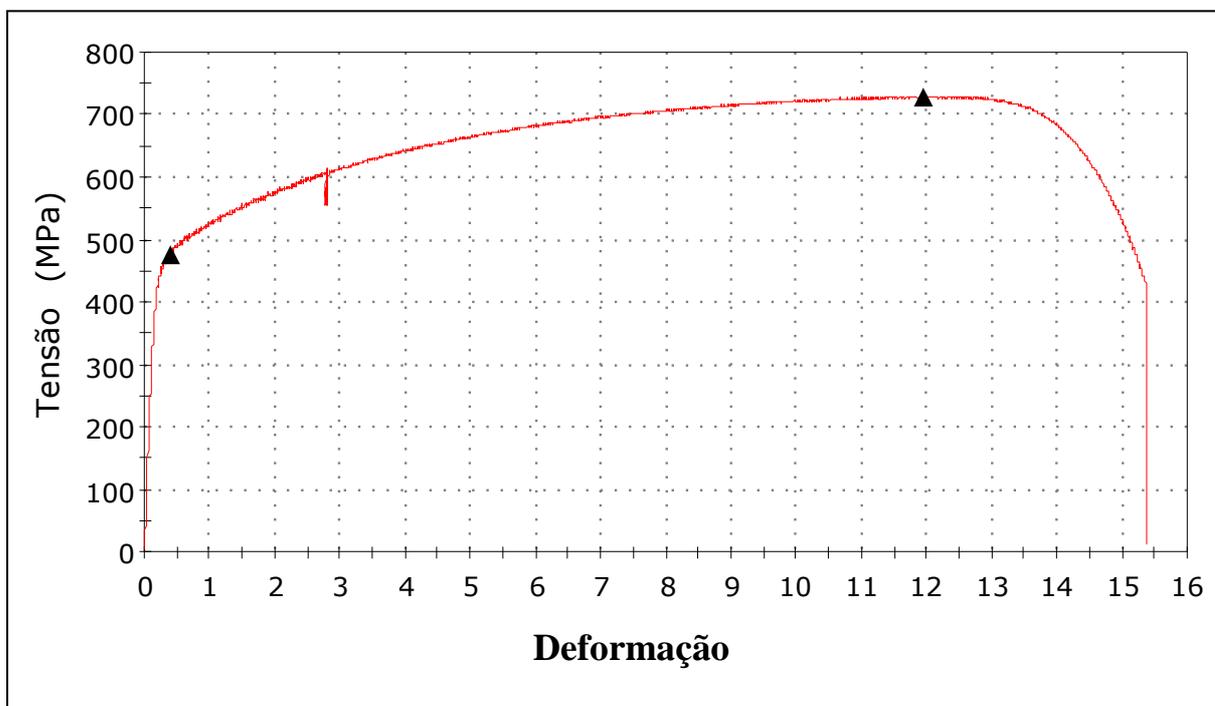


Figura 1 - Corpo de prova 1, em aço inox 304 L utilizado nos ensaios de tração

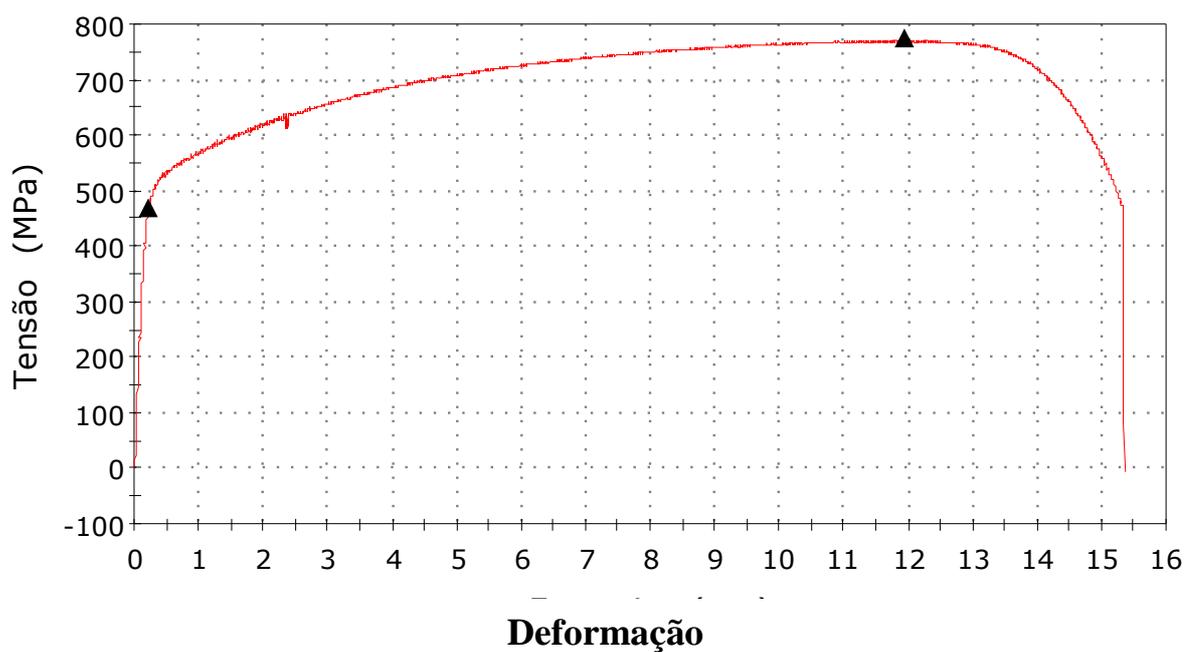


Figura 2 - Corpo de prova 2, em aço inox 304 L utilizado nos ensaios de tração

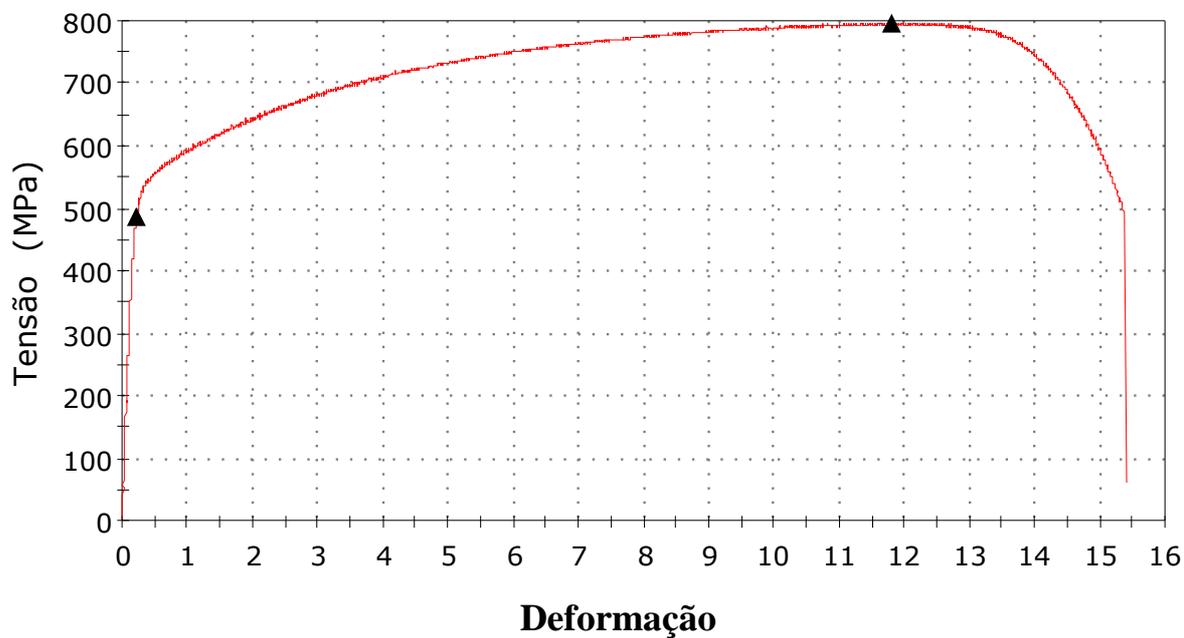


Figura 3 - Corpo de prova 3, em aço inox 304 L utilizado nos ensaios de tração

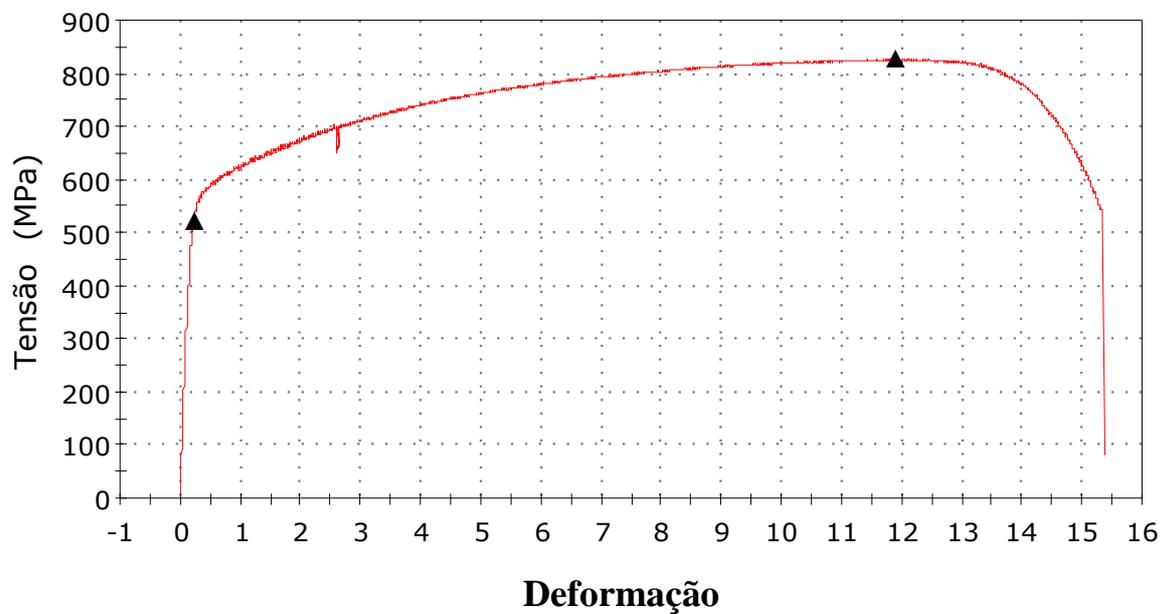


Figura 4 - Corpo de prova 4, em aço inox 304 L utilizado nos ensaios de tração

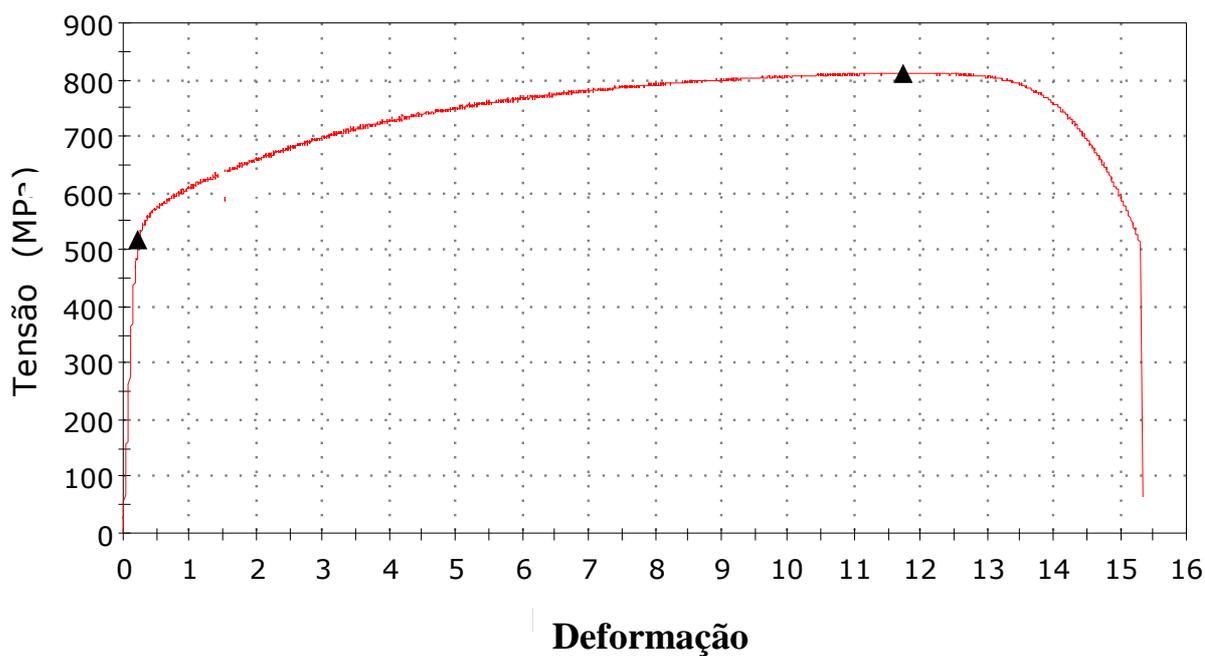


Figura 5 - Corpo de prova 5, em aço inox 304 L utilizado nos ensaios de tração

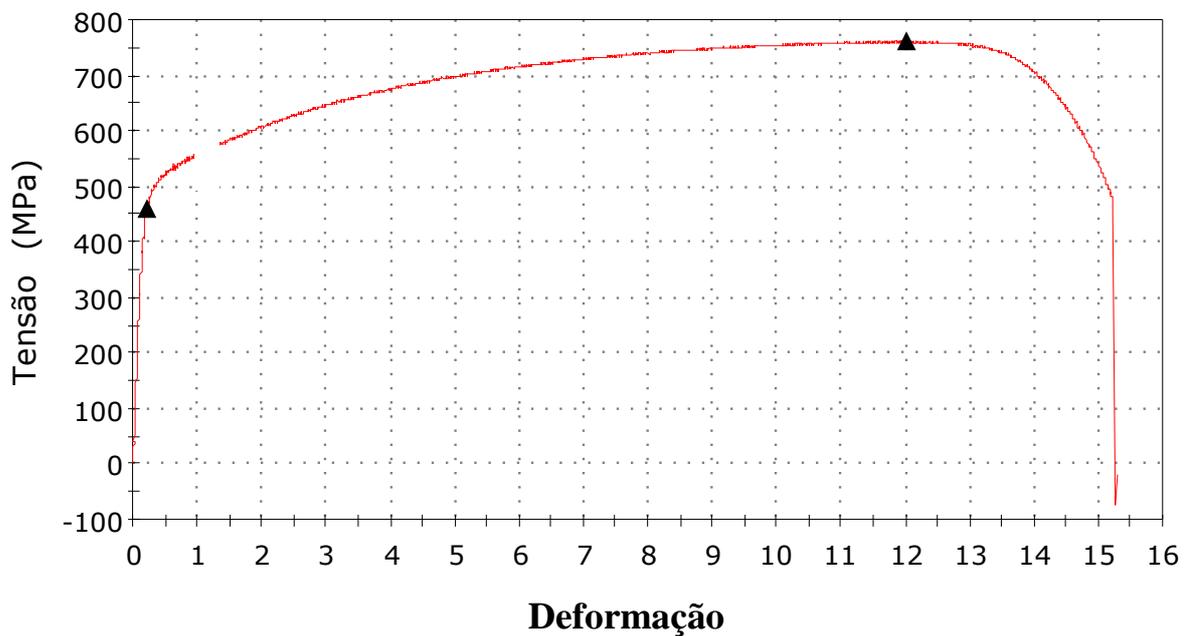


Figura 6 - Corpo de prova 6, em aço inox 304 L utilizado nos ensaios de tração

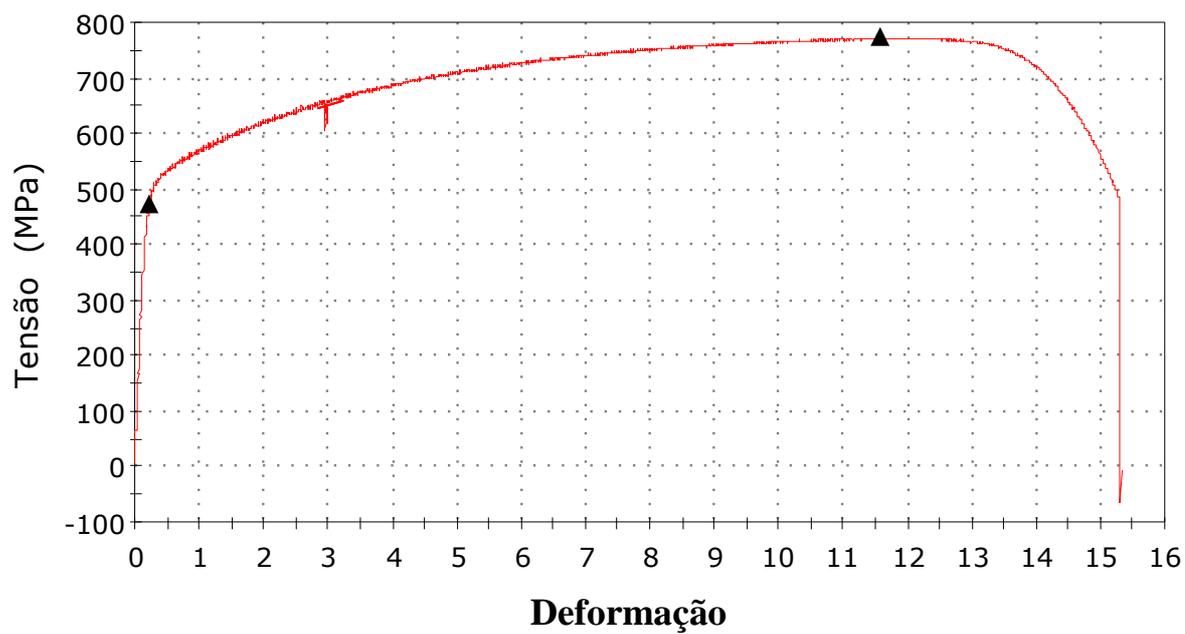


Figura 7 - Corpo de prova 7, em aço inox 304 L utilizado nos ensaios de tração

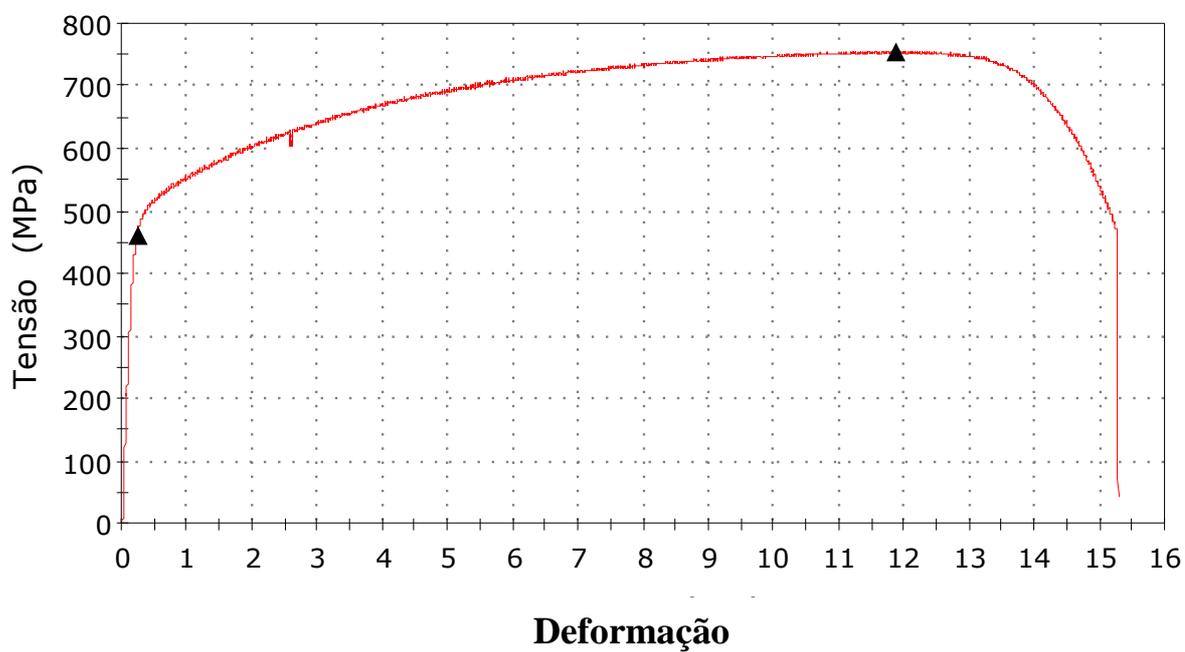


Figura 8 - Corpo de prova 8, em aço inox 304 L utilizado nos ensaios de tração

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)