

UNIVERSIDADE PRESBITERIANA MACKENZIE

EVERALDO VITOR

ESTUDO DA CAUSA DE FALHAS DOS AÇOS INOXIDÁVEIS AUSTENÍTICOS
UTILIZADOS EM IMPLANTES ORTOPÉDICOS

São Paulo

2009

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

EVERALDO VITOR

ESTUDO DA CAUSA DE FALHAS DOS AÇOS INOXIDÁVEIS AUSTENÍTICOS
UTILIZADOS EM IMPLANTES ORTOPÉDICOS

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Materiais da Universidade Presbiteriana Mackenzie, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre Profissional em Engenharia de Materiais.

ORIENTADOR: PROF. DR. JUAN ALFREDO CARRIÓ

São Paulo

2009

EVERALDO VITOR

ESTUDO DA CAUSA DE FALHAS DOS AÇOS INOXIDÁVEIS AUSTENÍTICOS
UTILIZADOS EM IMPLANTES ORTOPÉDICOS

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Materiais da Universidade Presbiteriana Mackenzie, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre Profissional em Engenharia de Materiais.

Aprovado em 02 de março de 2010

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Juan Alfredo Carrió
Universidade Presbiteriana Mackenzie

Prof. Dr. Jan Vatauvuk
Universidade Presbiteriana Mackenzie

Prof. Dr. Marcelo T. Mercadante
Professor Adjunto Departamento de Ortopedia e Traumatologia
Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo.

V845e Vitor, Everaldo.

Estudo da causa de falhas dos aços inoxidáveis
austeníticos
utilizados em implantes ortopédicos / Everaldo Vitor – 2010.
90 f.: il. ; 30 cm + 1 CD-ROM

Dissertação (Mestrado em Engenharia de Materiais) –
Universidade Presbiteriana Mackenzie, São Paulo, 2010.
Bibliografia: f. 86-90.

1. Implantes. 2. Aços inoxidáveis austeníticos. 3.
Corrosão. I.
Título.

CDD

620.170287

À Deus por sua bondade infinita.

À minha mãe, esposa e filhas por todo apoio e incentivo.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. Juan Alfredo Carrió, pela orientação, paciência, apoio para realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Marcel Mendes pelo apoio e incentivo e a bolsa concedida.

Ao Prof. Dr. Marcelo Mercadante pela imensurável colaboração deste projeto e fornecimento dos implantes.

Ao Prof. Dr. Jan Vatauvuk e ao Prof. Dr. Nelson Batista de Lima pelas sugestões dadas no exame de qualificação para o enriquecimento deste trabalho, pela orientação nos estudos e pelas dúvidas tiradas na realização deste projeto.

Ao MACKPEAQUISA, pela bolsa concedida e pelo apoio para participação no Congresso Seventh International Latin American Conference on Powder Technology, PTECH- 2009.

Ao Prof. Dr. Antonio Mello Junior e ao Prof. José Antônio Albetoni de Pinho.

À todos os colegas que colaboram, Liuba, , Robério, Francisco Vitor, Edson, Flavio Domitílio, Flavio, José Antonio, José Carlos e José Maria.

À todos os colegas do Laboratório de Química pela colaboração

À Fabia Mercadante pela presteza sempre que solicitado.

Ao Engenheiro Mecânico Bruno Ozzi pela colaboração.

Ao Téc. Rogério Ap. da Silva Lopes do Laboratório de Metalografia pelos ensaios realizados.

Ao amigo Robson Corrêa por dar-me a oportunidade trilhar neste trabalho.

À Todos os Professores do Curso de Mestrado Profissional em Engenharia de Materiais pelos ensinamentos que me deram uma base sólida para caminhar numa área antes desconhecida.

Aos Professores Nieri, Alfonso Papallardo e o Prof. Balestreiro pelo incentivo fazer este curso.

Aos colegas do Mestrado, Abner, Luis Enrique, Paulo, Douglas, Claudio, Bruno, Danielli, Gisele e Rafael.

Aos futuros Engenheiros Mecânicos Luis Bruno Darroz e André Ferrara Carunchio, por auxiliarem o desenvolvimento de cálculos estruturais.

Ao pessoal do Laboratório de Fotografia Wilson Camargo, Simone e Dagoberto pela presteza sempre que solicitado.

Agradeço a todas as pessoas que, direta ou indiretamente, me incentivaram, me apoiaram e me ajudaram a realizar este trabalho.

O meu muito obrigado.

“Feliz aquele que transmite o que sabe e aprende o que ensina”

Cora Coralina

RESUMO

Dada a diversidade de materiais metálicos utilizados em implantes ortopédicos, os aços inoxidáveis austeníticos do tipo 316L e F138 têm sido amplamente empregados no Brasil como materiais biocompatíveis. Eles são utilizados pela Rede Pública de Saúde, devido principalmente ao seu baixo custo de fabricação, em relação aos outros materiais e por apresentarem uma boa combinação de propriedades, das quais podem ser destacadas: a biocompatibilidade, a resistência mecânica e a corrosão. Porém, estes materiais, em contato com fluídos fisiológicos do corpo humano, possibilitam o surgimento dos mecanismos de degradação, tais como a corrosão, causando reações adversas aos pacientes, possíveis falhas prematuras destes implantes, gerando assim transtornos a estes e um custo adicional ao Sistema Único de Saúde (SUS), nas recolocações destes produtos. Este trabalho foi elaborado em parceria com o Departamento de Pós-Graduação de Engenharia de Materiais da Universidade Mackenzie e o Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo (DOT-SCM-SP), motivado na elaboração de um estudo investigativo, da qualidade desses implantes cirúrgicos ortopédicos, em especial osteossínteses (placas e pinos), removidos de pacientes com o objetivo de identificar as causas e falhas, e possivelmente utilizar estes resultados na prevenção de ocorrências de futuros erros. Seguindo os critérios especificados nas normas ISO 5832-1 e ASTM F138 em que se aplica uma metodologia, que consiste em técnicas de inspeção visual, análise química, caracterização macro e microestrutural e exame fractográfico das superfícies.

Palavras-chave: implantes, aços inoxidáveis austeníticos e corrosão.

ABSTRACT

Given the variety of metallic materials used in orthopedic implants, the austenitic stainless steel type 316L and F138 have been widely used in Brazil as biocompatible material. Used by the public health, mainly due to its low cost of manufacture compared to other materials, and because of the good combination of properties of which can be highlighted: The biocompatibility, the mechanical strength and corrosion resistance. However, these materials in contact with physiological fluids of the human body, allow the emergence of mechanisms of degradation such as corrosion, causing adverse reactions to patients. This fact causing possible premature failure of these implants, thus causing inconvenience to them and an additional cost the Unified Health System (SUS) replacement in these products. This work was developed in partnership with the Department of Graduate Studies of Engineering Materials, University of Mackenzie and the Department of Orthopedics and Traumatology, Santa Casa de Misericórdia de São Paulo (DOT-SCM-SP), motivated to perform a research study of the quality of orthopedic surgical implants, particularly osteosynthesis (plates and screws), removed from patients to identify the causes and failures, and possibly to use these results in the prevention of future occurrences of errors. Following the criteria specified in ISO 5832-1 and ASTM F138 that use a methodology, which consists of techniques for visual inspection, chemical analysis, macro and micro-structural characterization and examination fractographic.

Key words: implants, austenitic stainless steels and corrosion.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: (a) prótese de acetábulo, (b) parafuso cortical em titânio, (c) prótese de calota craniana, (d) haste intramedular de aço inoxidável austenítico e (e) haste de fêmur em titânio.....	19
Figura 2: Micrografia típica de um aço inoxidável austenítico AISI 316L. Grãos equiaxiais de austenita e maclas de recozimento. Ataque água regia em solução de 30ml de ácido clorídrico e 10ml de ácido nítrico (aumento 200X).....	22
Figura 3: Imagens obtidas através de raio-x em implantes ortopédicos osteossínteses sujeito a forças de carregamentos mecânicos estáticos e cíclicos.....	25
Figura 4: Imagem de implantes ortopédicos temporários, fabricados em aço inoxidável austeníticos para fixação de fraturas.....	26
Figura 5: Parafusos corticais confeccionados em aço inoxidável austeníticos utilizados em implantes ortopédicos para fixação de fraturas.....	26
Figura 6: Fluxograma de falhas em implantes cirúrgicos (ZAVAGLIA, 1993).....	30
Figura 7: Representação esquemática da ocorrência de corrosão do tipo fresta em implantes de osteossínteses.....	34
Figura 8: (a) e (b) corrosão do tipo fresta, encontrada entre a placa e a cabeça do parafuso cortical removido de paciente.....	34
Figura 9: Representação esquemática do desenvolvimento de uma corrosão localizada do tipo pite.....	35
Figura 10: Representação do desenvolvimento de uma corrosão sob tensão.....	37
Figura 11: Exemplo da deposição de matérias através da tocha plasma spray do tipo sistema de aspersão térmica.....	38
Figura 12: Representação esquemática da propagação de uma trinca.....	42
Figura 13: Representação esquemática da superfície de uma fratura por fadiga.....	43
Figura 14: Processo plástico de arredondamento da ponta da trinca durante o estágio II de crescimento (DIETER, 1988).....	44
Figura 15: (a) Aspecto Visual da montagem do implante placa de fêmur e (b) radiografia de raios-x da região onde ocorreu a falha do implante.....	55
Figura 16: Aspecto visual do implante placa estreita modelada e removida do paciente.....	55

Figura 17: (a) Radiografia de raio x do implante placa reta ponte de fêmur antes da ocorrência da falha, (b) a indicação da fratura do implante e parafusos soltos, vista frontal do deslocamento do osso e do implante fraturado e (d) radiografia de raio-x do implante utilizado na recirurgia do fêmur fraturado....	56
Figura 18: Imagem fotográfica do implante placa reta ponte de fêmur.....	56
Figura 19: Imagens fotográfica das seqüências dos parafusos corticais utilizado no implante placa reta ponte de fêmur.....	57
Figura 20: (a) e (b) Radiografias de raios-x de fixação da haste intramedular para tibia Cálculos das Tensões Atuantes no Sistema de Fixação do Implante e (c) imagem fotográfica da haste intramedular para tibia.....	57
Figura 21: Desenho esquemático das forças atuantes do implante placa reta ponte de fêmur.....	58
Figura 22: Momento fletor de uma viga engastada sob uma força uniformemente distribuída.....	59
Figura 23: Desenho da vista lateral em corte do implante placa reta ponte de fêmur.....	60
Figura 24: Representação esquemática da força aplicada em um parafuso cortical utilizado na fixação do implante placa reta ponte de fêmur.....	60
Figura 25: Marcas de riscos e trincas superficiais do implante placa fêmur DCS, subdividido por fraturas.....	62
Figura 26: Superfície de fratura da placa reta ponte fêmur (aumentado 7x).....	63
Figura 27: Superfície fraturada indicando marcas de praia e início da trinca.....	63
Figura 28: Implantes removidos de paciente, setas indicando regiões de análises metalográficas.....	64
Figura 29: Figura 29: Microestrutura austenítica do implante da placa de fêmur DCS, analisado por microscopia ótica, na secção longitudinal (aumento 100X).....	65
Figura 30: Microestrutura austenítica mostrando evidências de uma trinca com ramificações, do implante placa de fêmur DCS fratura 1(aumento 500X).....	65
Figura 31: Microestrutura austenítica mostrando evidências de uma trinca com ramificações transgranulares, do implante da placa de fêmur DCS fratura 2 (aumento 100X).....	66
Figura 32: Microestrutura austenítica do parafuso cortical 4,5mm edj 1, na secção longitudinal (aumento 100X).....	66
Figura 33: Microestrutura austenítica do pino do conjunto da placa do fêmur DCS, na secção transversal, (aumento 500X).....	67

Figura 34: Microestrutura austenítica da placa estreita modelada, na secção transversal, (aumento 200X)	67
Figura 35: Microestrutura austenítica parafuso cortical 4,5 mm arm 1, na secção longitudinal (aumento 100X).....	68
Figura 36: Microestrutura austenítica do parafuso cortical 4,5 mm arm 2 (aumento 200X).....	68
Figura 37: Microestrutura do parafuso cortical 4,5 mm arm 3, na secção longitudinal (aumento 100X).....	69
Figura 38: Microestrutura austenítica do parafuso cortical 4,5 mm arm 4, na secção longitudinal (aumento de 100X).....	69
Figura 39: Microestrutura austenítica do parafuso cortical 4,5 mm arm 10, na secção longitudinal (aumento de 100X).....	70
Figura 40: Microestrutura austenítica placa reta LCP, na secção longitudinal (aumento 200X).....	70
Figura 41: Microestrutura austenítica da haste intramedular para tibia, na secção transversal (aumento 200X).....	71
Figura 42: Microestrutura austenítica placa reta ponte de fêmur, apresentando maclas de recozimento (aumento de 100X).....	71
Figura 43: Inclusões observadas na placa de fêmur DCS (aumento de 100X).....	73
Figura 44: Inclusões observada no parafuso cortical 4,5mm edj 1 (aumento de 100X).....	73
Figura 45: Inclusões observadas no pino do conjunto placa fêmur DCS (aumento de 100X).....	74
Figura 46: Inclusões observadas na placa estreita modelada (aumento de 100X).....	74
Figura 47: Inclusões observadas no parafuso cortical 4,5 mm arm 1 (aumento de 100X).....	74
Figura 48: Inclusões observadas no parafuso cortical 4,5 mm arm 2 (aumento de 100X).....	75
Figura 49: Inclusões observadas no parafuso cortical 4,5 mm arm 3 (aumento de 100X).....	75
Figura 50: Inclusões observadas no parafuso cortical 4,5 mm arm 4 (aumento de 100X).....	75
Figura 51: Inclusões observadas no parafuso cortical 4,5 mm arm 10 (aumento de 100X).....	76
Figura 52: Inclusões observadas na Placa reta LCP (aumento de 100X).....	76
Figura 53: Inclusões observadas na haste intramedular para tibia (aumento de 100X).....	76
Figura 54: Inclusões observadas na ponte reta fraturada (aumento de 100X).....	77
Figura 55: Microfotografia por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura do implante placa fêmur (aumento de 200X).....	81

Figura 56: Microfotografia por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura do implante placa fêmur (aumento de 35X).....	82
Figura 57: Microfotografia por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura do implante placa fêmur (aumento de 50X).....	82
Figura 58: Microfotografia por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura do implante placa fêmur (aumento de 1000X).....	83
Figura 59: Microfotografia por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura do implante placa fêmur (aumento de 1500X).....	84

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Análises efetuadas e metodologia adotada.....	50
Tabela 2: Critério adotado para determinação dos graus de corrosão e de desgaste dos implantes removidos de pacientes.....	51
Tabela 3: Composição química dos elementos dos aços exigidos segundo a norma ASTM F 138-92 ISO 5832-1 1987.....	52
Tabela 4: Limites de teor de inclusão.....	53
Tabela 5: Quadro resumo da intensidade do ataque corrosivo observado.....	61
Tabela 6: Quadro resumo da intensidade do desgaste mecânico observado.....	62
Tabela 7: Resultado da determinação do tamanho Médio de Grão.....	72
Tabela 8: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Placa fêmur DCS.....	77
Tabela 9: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Placa fêmur DCS Fratura 1.....	77
Tabela 10: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Placa fêmur DCS Fratura 2.....	78
Tabela 11: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Parafuso cortical 4,5 mm edj 1.....	78
Tabela 12: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Pino do conjunto placa fêmur DSC.....	78
Tabela 13: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Placa estreita modelada.....	78
Tabela 14: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Parafuso cortical 4,5 mm arm 1.....	78
Tabela 15: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Parafuso cortical 4,5 mm arm 2.....	78
Tabela 16: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Parafuso cortical 4,5 mm arm 3.....	78
Tabela 17: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Parafuso cortical 4,5 mm arm 4.....	79
Tabela 18: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Parafuso cortical 4,5 mm arm 10.....	79
Tabela 19: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Placa reta LCP.....	79
Tabela 20: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Haste intramedular para tíbia.....	79
Tabela 21: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Placa reta ponte de fêmur.....	79
Tabela 22: Composição química dos principais elementos análise química dos implantes.....	80

SÚMARIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 OBJETIVO GERAL	17
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	17
1.3 JUSTIFICATIVA	18
2 REVISÃO BIBLIOGRAFICA	18
2.1 BIOMATERIAIS	18
2.2 CARACTERÍSTICAS GERAIS DOS AÇOS INOXIDÁVEIS	20
2.2.1 Aços inoxidáveis austeníticos	20
2.2.2 Influência dos elementos de liga	22
2.2.3 A formação da camada passiva	23
2.3 SELEÇÕES DE MATERIAIS PARA IMPLANTES ORTOPÉDICOS	24
2.4 O MERCADO BRASILEIRO DE IMPLANTES ORTOPÉDICOS E O SEU PERFIL POTENCIAL	27
2.5 AS LEIS VIGENTES E OS PROCESSOS DE FABRICAÇÃO	27
2.6 FALHAS MECÂNICAS ASSOCIADAS AOS IMPLANTES	28
2.6.1 Tipos de falhas associadas aos implantes ortopédicos	29
2.7 CORROSÕES NOS IMPLANTES ORTOPÉDICOS	30
2.7.1 Corrosão galvânica	32
2.7.2 Corrosão por fadiga	32
2.7.3 Corrosão por frestas	33
2.7.4 Corrosão por pite	34
2.7.5 Corrosão sob tensão e as fraturas intergranular e transgranular	35
2.8 TÉCNICAS DE MODIFICAÇÃO DE SUPERFÍCIE	37
2.9 AS VARIÁVEIS RELACIONADAS ÀS FRATURAS DOS MATERIAIS METÁLICOS	39
2.9.1 Fratura por fadiga	39
2.9.2 Propagação e iniciação de trinca por fadiga	41
2.10 CASOS DE FALHAS EM IMPLANTES ORTOPÉDICOS	45
3 MATERIAIS E MÉTODOS	49
3.1 MATERIAIS	49
3.2 MÉTODOS	50

3.2.1 Análise do acabamento superficial, dos graus de corrosão e desgaste mecânico	51
3.2.2 Análise química	51
3.2.3 Análise metalográfico	52
3.2.4 Microestrutura	52
3.2.5 Tamanho de grão	53
3.2.6 Teor de inclusões	53
3.2.7 Dureza	54
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	54
4.1 ANÁLISES POR FOTOS E RADIOGRAFIA DA SITUAÇÃO DAS PEÇAS ANTES E DEPOIS DE SEREM REMOVIDAS DE PACIENTES	54
4.2 CÁLCULOS DE TENSÃO DE FLEXÃO DO IMPLANTE PLACA RETA PONTE DE FÊMUR	58
4.2.1 Diagrama e formula para uma viga engastada	59
4.2 ANÁLISES DO ACABAMENTO SUPERFICIAL, DOS GRAUS DE CORROSÃO E DO DESGASTE MECÂNICO	61
4.3 ENSAIOS METALOGRÁFICOS / MICROESTRURA	64
4.3.1 Tamanho de grão	72
4.3.2 Teores de inclusões	73
4.4 ENSAIO DE DUREZA	77
4.5 ANÁLISE DA COMPOSIÇÃO QUÍMICA DO IMPLANTE	79
4.6 ANÁLISE POR MICROCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA	81
5 CONCLUSÕES	84
6 SUGESTÃO DE INICIATIVA DE PROCEDIMENTOS	85
7 REFERÊNCIAS	86

1 INTRODUÇÃO

A perda de um órgão ou de uma parte do corpo humano gera, além da perda funcional, transtornos sociais e psicológicos aos pacientes. Os avanços alcançados na medicina aliados à engenharia têm possibilitado o desenvolvimento de novas técnicas e materiais que permitem uma melhor qualidade de vida à pessoa que sofreu algum dano. A disponibilização dessas técnicas tem oferecido novas opções aos pacientes mutilados, como a substituição total ou parcial de ossos fraturados por implantes.

Diante da diversidade de materiais metálicos utilizados em implantes ortopédicos temporários, os aços inoxidáveis austeníticos têm sido amplamente empregados como biomateriais na Rede Pública de Saúde.

A seleção deste material que possui propriedades em sua estrutura na escala micro ou nanométrica se caracteriza pela sensibilidade a variações na composição química do material, proporcionando uma melhor funcionabilidade para qual foram projetadas. É de fundamental importância que se tenha um entendimento de como se correlaciona a microestrutura com as propriedades desejadas. Este conhecimento baseia-se na Ciência dos Materiais (CALLISTER, 2006).

Como característica imprescindível, esses materiais chamados de biomateriais devem ser biocompatíveis, pois, ao serem implantados, em contato com ambiente fisiológico do corpo humano, estes fluídos corpóreos contêm agentes agressivos, geralmente íons de cloretos, que potencializam a degradação do material por um determinado tempo, vindo acelerar os mecanismos de corrosão (BOSHI, 1996).

A qualidade dos implantes cirúrgicos ortopédicos para fins de fixação de fratura (osteossíntese) placas e parafusos, deve exigir um conjunto de propriedades em que se destacam: a resistência mecânica, a resistência à fadiga, a resistência à corrosão e ao desgaste (CAVALCANTI et al., 2002).

Por essa razão e por sua combinação favorável de propriedades mecânicas, biocompatibilidade e baixo custo, quando comparado a outros materiais metálicos para implante, o aço inoxidável austenítico é o biomaterial mais frequente usado para fixação interna de aparelhos (DISEGI et al., 2000).

Porém, quando não fabricado dentro das normas exigidas, tende a apresentar problemas sérios, contudo as ocorrências de falhas de implantes cirúrgicos durante o uso não são raras, e torna-se cada vez mais necessário que os usuários do sistema de saúde, os

hospitais e os profissionais da área se acautelem em relação às complicações que a falha de um implante cirúrgico pode causar (FERRAZ, 1997). É necessário que se tome consciência das reais necessidades de matérias primas, adequadas para a fabricação e a oferta segura de implantes cirúrgicos.

Atualmente, a procura de novos materiais metálicos aplicados em implantes ortopédicos, tais como os aços inoxidáveis austeníticos, tem se intensificado. No entanto tem havido a preocupação em desenvolver novos tipos de aços inoxidáveis especiais, isentos de níquel, em virtude de este elemento ser o responsável por processos alérgicos em um número significativo de paciente.

1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo do presente trabalho é caracterizar as propriedades mecânicas, composição química, verificar os mecanismos de falhas associados aos tipos de corrosão e/ou pela presença de defeitos de fabricação, montagem ou manuseios do aço inoxidável austenítico utilizado em implantes ortopédicos.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Aplicar ensaios de análises seguindo as diretrizes e os critérios estabelecidos conforme a norma ABNT NBR ISO 5832-1-97 / ASTM F 138, sendo esta a referência para a certificação de implantes ortopédicos de aço inoxidável pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Contribuir para melhoria da qualidade dos implantes cirúrgicos em particular osteossínteses (placas e pinos) e estudar as possíveis causas de falhas dos aços inoxidáveis austeníticos, utilizados para estes tipos de dispositivos.

1.3 JUSTIFICATIVA

Devido ao grande número de utilização de implantes cirúrgicos, em especial osteossínteses (placas e pinos) pelos usuários da Rede Pública de Saúde, em particular pelo Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, justifica-se o estudo e a divulgação de novos métodos de ensaios desses materiais, bem como um estudo detalhado destes implantes, que são frações de amostras para este tipo de utilização, dos procedimentos e resultados.

A avaliação da qualidade dos implantes metálicos ortopédicos fabricados em aços inoxidáveis tem sido amplamente objeto de várias discussões na literatura devido às falhas e defeitos superficiais como materiais fora das especificações, corrosões e técnicas de fixação, estes dispositivos devido a sua não conformidade, tem mostrado ser inadequado para o uso como biomateriais.

Diante destes fatos, é de interesse público, social e médico, contribuir para o aumento da vida útil desses materiais, evitando transtornos anatômicos aos pacientes e custos adicionais ao Sistema Único de Saúde.

2 REVISÃO BIBLIOGRAFICA

Neste capítulo foram abordados todos os temas relacionados à pesquisa bibliográfica, nos quais foram embasadas todas as atividades experimentais e também serviu de direcionamento para todo o projeto. O estudo dos aços inoxidáveis austeníticos utilizados em implantes ortopédicos estão abordados de forma ampla no texto a seguir:

2.1 BIOMATERIAIS

Podemos afirmar que os biomateriais são utilizados em aplicações médicas, dentárias, farmacêuticas e veterinárias e que entram em contato íntimo e prolongado com tecidos do corpo, sendo, geralmente, implantados nesses tecidos (WILLIANS, 1987).

Com os biomateriais é possível confeccionar implantes os quais são dispositivos que precisam ser colocados em contato direto com o interior do corpo humano, visando cumprir ou auxiliar no cumprimento de determinadas funções, total ou parcialmente perdidas, na maioria dos sistemas do corpo (esquelético, circulatório, nervoso, entre outros) (BOSHI, 1996).

A escolha de um material deve ser criteriosa e deve obedecer a um conjunto de requisitos, como, por exemplo: não interferir no mecanismo de defesa do organismo, deve apresentar uma combinação de propriedades coerentes com a função específica do implante e apresentar uma boa resistência mecânica e à corrosão. Estes materiais trabalham sob a ação de complexos carregamentos mecânicos em meio salino o que pode possibilitar futuras falhas, causando reações adversas ao ser humano (AZEVEDO, et al, 2002).

A qualidade dos componentes biomédicos depende das propriedades adequadas para biocompatibilidade e biofuncionalidade, porém, quando não fabricado sob normas rigorosas, apresentam problemas sérios ao paciente.

Os biomateriais não devem produzir qualquer resposta biológica adversa ao local, ou seja: o material deve ser não tóxico, não cancerígeno, não antigênico e não mutagênico. Devem apresentar resistência à fadiga, módulo de elasticidade, módulo de torção ou módulo de flexão e bioestabilidade.

De um modo geral os biomateriais são dispositivos, que entram em contato com o interior do corpo humano, visando a cumprir ou substituir partes do corpo danificado, sendo o aço inoxidável austenítico o mais utilizado para este segmento, seguem alguns exemplos destes biomateriais:

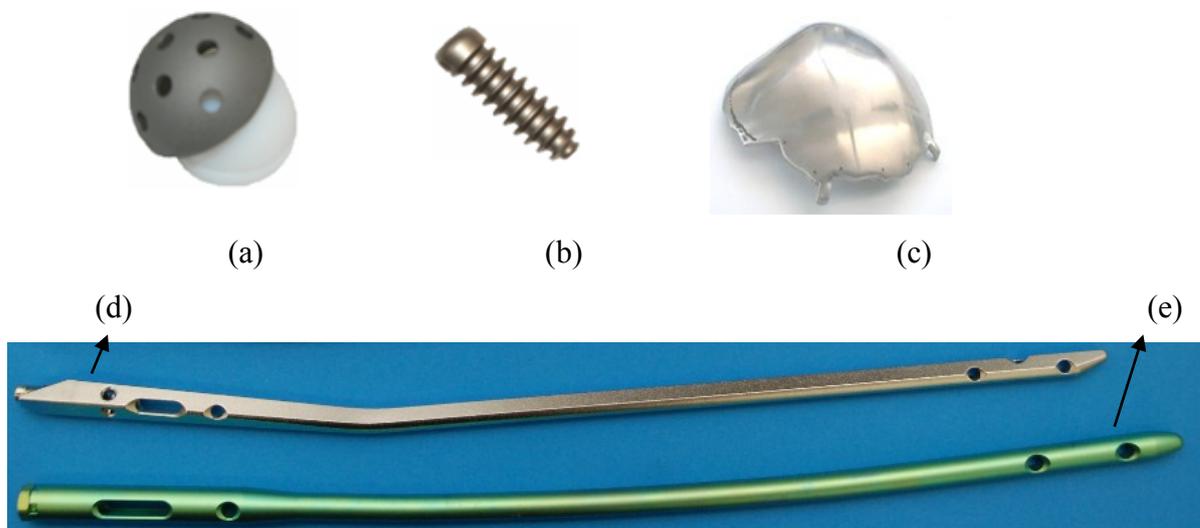


Figura 1: (a) prótese de acetábulo, (b) parafuso cortical em titânio, (c) prótese de calota craniana, (d) haste intramedular de aço inoxidável austenítico e (e) haste de fêmur em titânio.

2.2 CARACTERÍSTICAS GERAIS DOS AÇOS INOXIDÁVEIS

Os aços inoxidáveis são ligas com base de ferro, cromo e certos elementos de liga como: níquel, molibdênio, manganês, silício entre outros, que são acrescentados com o objetivo de melhorar as propriedades mecânicas e conferir sua principal característica: a resistência à corrosão em diversos meios. Daí sucede o termo “inoxidável”. Os aços inoxidáveis na maioria das vezes apresentam concentração de cromo no mínimo de 11% em peso, que garantem a sua resistência à corrosão (GIORDANI apud MARIANO, 1997).

A resistência à oxidação e corrosão do aço inoxidável se deve principalmente à presença do cromo, que, a partir de um determinado valor e em contato com o oxigênio, permite uma formação de uma película rica em óxido de cromo, cujas dimensões são na ordem de grandezas nanométricas, denominadas também “filme passivo” sobre a superfície do aço, que é impermeável e insolúvel nos meios corrosivos usuais. O termo Stainless Steel significa aço que não mancha. (VATAVUK, 2005).

Há uma grande variedade de aços inoxidáveis, dependendo de suas propriedades, das quantidades de cada componente e do tratamento térmico a que foi submetido. Todavia, sua composição química é bem variável, podendo haver porcentagens distintas de vários elementos, visando à otimização de suas propriedades, tanto químicos quanto mecânicos (PAVÓN, 1975).

2.2.1 Aços inoxidáveis austeníticos

Segundo relatos históricos, a Indústria Krupp deu início à ampla produção e comercialização industrial, na Alemanha, no término de 1912, elaborado pelo Dr. Eduard Maurer e Dr. Breno Straub, sendo estes os responsáveis pelos desenvolvimentos dos estudos, envolvendo aços ao cromo e ao cromo-níquel, que em princípio foram adicionados à liga, 35% de níquel e 13 a 14% de cromo, Maurer que já havia feito alguns trabalhos anteriormente, tais como composição da sua tese de doutorado, em que fazia experimentos na área de tratamentos térmicos de aços, foi essencial o conhecimento adquirido, para o descobrimento dos aços inoxidáveis austeníticos (PADILHA, 1994).

Constituem a maior família de aços inoxidáveis em termos de número de ligas e volume de aplicações em termos de diversificação, são ligas de ferro-cromo-níquel com estrutura cristalina do tipo cúbica de face centrada, o que possibilita a imunidade ao processo de clivagem, na forma de recozido não são magnéticos, possuem uma excelente ductibilidade, conformabilidade, além de boa trabalhabilidade, soldabilidade, e não podem ser endurecidos por tratamento térmico, mas sua resistência à tração e dureza pode ser aumentada pelo processo de encruamento. De um modo geral estes aços são conhecidos pela excelente característica de resistência à corrosão em diversos meios agressivos (VATAVUK, 2005).

Ainda segundo PADILHA e GUEDES (1994), os aços inoxidáveis austeníticos têm uma ampla faixa de propriedades mecânicas, e resistência à alta temperatura e a baixas temperaturas. Apresenta a combinação de baixo limite de escoamento, alta resistência à tração e bom alongamento, oferecendo excelentes condições para trabalho a frio.

O demasiado uso dos aços inoxidáveis austeníticos utilizados em implantes ortopédicos indicou a nova probabilidade sobre o tratamento das fraturas, por causa das suas propriedades mecânicas, resistência à corrosão e um baixo custo, quando comparados a outros tipos materiais metálicos usados em implantes ortopédicos, (DISEGI, 2000).

Atualmente, o tipo de aço inoxidável austenítico largamente utilizado em implantes ortopédicos é o ASTM F138 em placas e pinos, sendo este o mais indicado para uso em implantes temporários. Porém a utilização do aço 316 L está relacionada a um percentual baixo, quando utilizado em implantes permanentes por ser susceptível à corrosão localizada devido ao meio que contém fluidos corpóreos (TAIRA & LAUTENSCHLAGER, 1992).

Devido ao fato de apresentarem boas características de resistência mecânica, contudo, a sua resistência à corrosão é a menor dentre outros materiais, tais como ligas de cobalto-cromo e as ligas de titânio, o seu emprego é ainda muito difundido, tanto em próteses cuja utilização seja permanente, como em construções de fixação, denominados de temporários ou osteossínteses (pinos e parafusos). Dentre inúmeros fatores, tal situação acontece, majoritariamente devido ao custo mais baixo em relação aos outros materiais (KANNAN et al, 2003).

GIORDANI (2001) cita, em sua tese de doutorado, a importância do desenvolvimento de uma nova classe de aços inoxidáveis austeníticos, com alto teor de nitrogênio, cuja classificação ISO 5832-9, como substituto do aço F138. Devido principalmente ao baixo teor de níquel comparado aos outros tipos de aços. Tem uma tendência forte de ser o novo tipo de aço, substitutivo do existente no mercado da fabricação de implantes ortopédicos. Motivado ao grande número de falhas ocorridas em próteses e

dispositivos de fixação temporária, com favorável aceitação na melhoria da resistência mecânica e à corrosão.

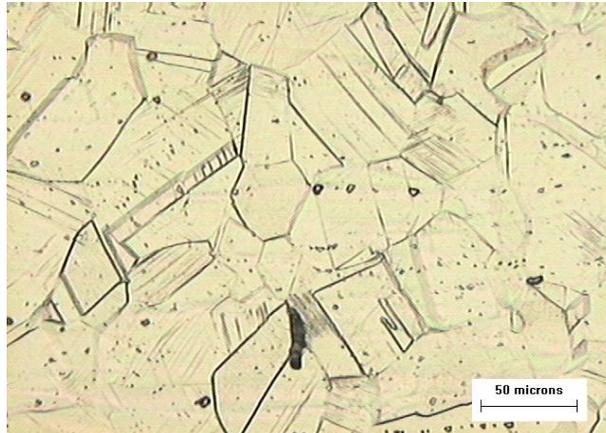


Figura 2: Micrografia típica de um aço inoxidável austenítico AISI 316 L. Grãos equiaxiais de austenita e maclas de recozimento. Ataque água regia em solução de 30 ml de ácido clorídrico e 10 ml de ácido nítrico (aumento 200X).

2.2.2 Influência dos elementos de liga

As diferentes composições dos aços inoxidáveis foram desenvolvidas, para se obter materiais com aplicações previamente determinadas e que possam cumprir exigências específicas a ele requeridas.

VILLAMIL et al. (2002) descrevem em seu trabalho que os elementos de liga exercem grandes influências nas diferentes propriedades dos aços inoxidáveis austeníticos, tais como: na resistência mecânica, na resistência à corrosão e na resistência à corrosão sob fadiga. Segue um breve resumo sobre a influência de alguns elementos de liga sobre os aços inoxidáveis auteníticos:

1. O carbono é preciso ser mantido em baixos teores a fim de impedir a sensitização do aço. A precipitação do carboneto de cromo nos arredores do contorno de grão pode ocasionar uma redução local do cromo, com automática redução da resistência à corrosão intergranular;

2. O cromo é o elemento fundamental, pois este é o responsável para formação da camada passivadora, e confere à qualidade de inoxidável ao aço. A seguir alguns fatores evidenciados por sua presença: confere a passividade (superior a 11%), aumenta a resistência à corrosão com a elevação do teor, constrói uma película de óxido fina e aderente que impede a ação corrosiva posterior e aumento da resistência mecânica;

3. O elemento níquel é responsável pela estabilização da austenita, é também essencial quanto à repassivação, contribui para a melhoria das propriedades mecânicas, a resistência mecânica à quente, à ductibilidade, a resistência à corrosão e promove a passivação em determinados meios não oxidantes;

4. O molibdênio é um componente amplamente alfacênico, o seu acréscimo causa o surgimento de fases intermetálicos, estabiliza o carboneto de cromo, eleva a passividade e a resistência à corrosão por fresta e pites. Este elemento é importante nos seguintes efeitos: a elevação da resistência à corrosão dos aços inoxidáveis austeníticos e ferríticos, o aumento da resistência mecânica em elevadas temperaturas e a elevação da resistência à corrosão localizada;

5. O nitrogênio desenvolve a resistência à corrosão intergranular e por pites, eleva a resistência mecânica, eleva a estabilidade da austenita, envolvendo condições de deformação à frio, além disso, de promover a diminuição na precipitação de fases ricas em molibdênio como carboneto de cromo entre outras, desde que as quantidades de nitrogênio não ultrapassem o seu limite de solubilidade;

6. O silício aumenta a resistência à oxidação a altas temperaturas;

7. O enxofre é normalmente considerado como impurezas e é mantido em teores inferiores a 0,04%. Sua adição intencionalmente aos aços inoxidáveis tem por finalidade melhorar a sua usinabilidade.

2.2.3 A formação da camada passiva

Segundo (MARINHEIRO, 2004) ao se fazer o controle do potencial de um metal a valores na região passiva, tem-se formação do filme passivo sobre essa superfície. Isto pode ser feito de várias formas, dentre elas estão: o tratamento superficial sobre a liga, por exemplo, o aço inoxidável tratado por soluções altamente oxidantes, como o ácido nítrico, ou também a formação espontânea do filme passivo, como nos aços inoxidáveis ou uma liga de

titânio, e também a aplicação de corrente, com um dispositivo chamado potenciostato, que permite o controle do potencial, e como consequência a formação da camada passivadora, proteção anódica. A passividade é simplesmente uma condição na superfície do metal por causa da presença de um filme protetor que diminui grandemente a taxa de corrosão. A quebra ou perda da passividade com início da corrosão pode ocorrer quando fatores eletroquímicos, mecânicos ou químicos produzem remoção da película.

É importante enfatizar que a repassivação só ocorre em meio oxidante (aerado) e garantida à ausência de espécies agressivas como íons de cloretos. De fato, a passivação dos aços inoxidáveis austeníticos ocorre em condições específicas e depende de vários fatores, como, por exemplo, da composição química do aço, condições de sua superfície e a natureza do meio qual está inserida. A condição mais propícia para uma boa passividade é aquela em que a superfície da liga está isenta de qualquer contaminação e o meio de exposição seja oxidante.

Porém, caso a camada passiva seja destruída e as condições do meio no qual está inserida, não permitir a repassivação, as taxas de corrosão podem ser elevadas, inclusive, muito superiores às do aço carbono. Os principais tipos de corrosão são: intergranular, corrosão por pites, corrosão por frestas e corrosão sob tensão.

2.3 SELEÇÕES DE MATERIAIS PARA IMPLANTES ORTOPÉDICOS

Uma das propriedades indispensáveis na seleção de materiais a fim da utilização em implantes é a sua compatibilidade em relação ao corpo humano. Sob um aspecto geral, os materiais serão basicamente sujeitados a ter, como características principais, bons atributos mecânicos, além de serem inertes ou protegidos por uma camada passivadora.

As localizações possíveis e funções do implante no corpo humano podem ser tão variadas que a seleção do material só terá sucesso se for feita para uma solicitação específica, por exemplo, materiais elásticos para reposição de músculos, pele, órgãos internos e materiais “rígidos” que são utilizados para área da ortopedia.

No entanto a seleção dos materiais e de suas propriedades dos aços inoxidáveis austeníticos utilizados em implante ortopédicos, devem ser selecionados cuidadosamente para atender as particularidades impostas pela aplicação, respondendo a diversos pré-requisitos específicos como biocompatibilidade, compatibilidade biomecânica, propriedades mecânicas,

resistência à corrosão, manutenção das propriedades após esterilização; processos de fabricação, acabamento superficial, custos e certificações como boas práticas de fabricação.

Segundo (GIORDANI, 2003), os implantes ortopédicos podem ser analisados fundamentalmente em duas divisões: implantes temporários de fixação de fraturas chamados osteossínteses e implantes definitivos substitucionais de membros do esqueleto humano. A partir do grupo primário de implantes, solicita-se a resistência mecânica, física e química adequada para substituir provisoriamente funções conferidas pelo desempenho do osso em definido segmento do aparelho locomotor, aderente à composição que evidenciam reações indesejáveis no organismo tal como o seu meio agressivo. Modelos de implantes ortopédicos transitórios podem mencionar as placas de fixação para os ossos fraturados, parafusos, hastes intramedulares a fim da estabilização de fraturas, todavia a maioria dos implantes ortopédicos é submetido à aplicação de forças mecânicas estáticas e, ou cíclicas, demasiadas vezes de grandezas significativas. Tal fato acontece especialmente com implantes ortopédicos empregados nas extremidades inferiores do corpo humano.

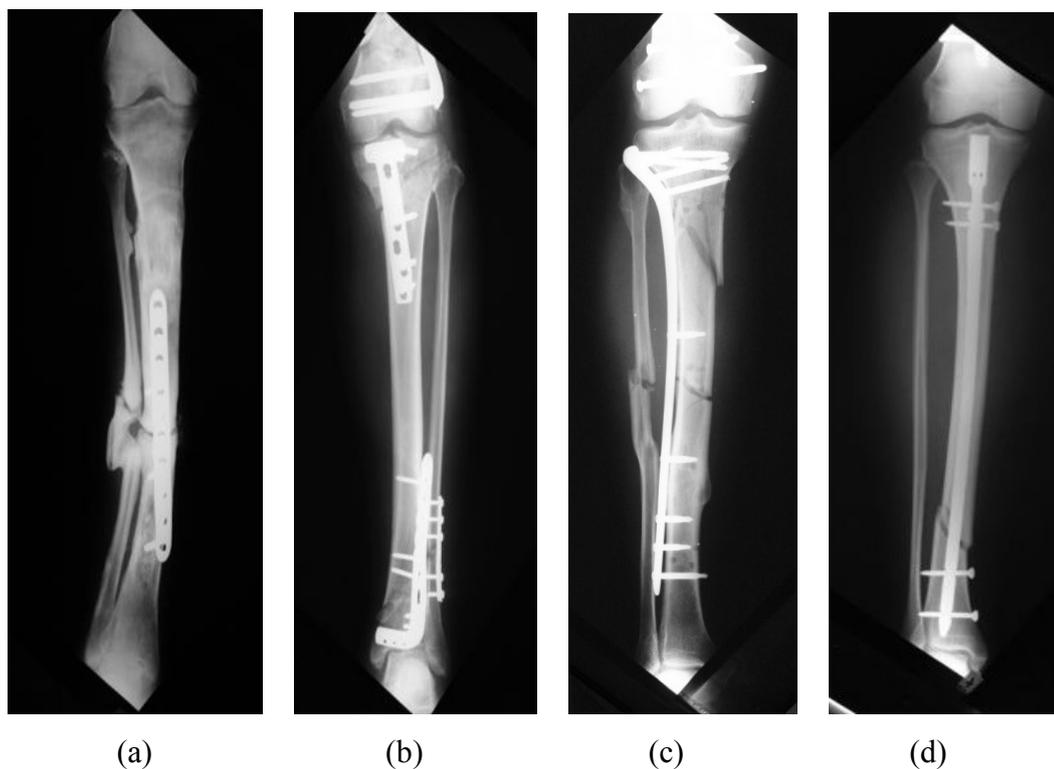


Figura 3: Imagens obtidas através de raio-x em implantes ortopédicos osteossínteses sujeito a forças de carregamentos mecânicos estáticos e cíclicos.



Figura 4: Imagem de implantes ortopédicos temporários, fabricados em aço inoxidável austenítico para fixação de fraturas.



Figura 5: Parafusos corticais confeccionados em aço inoxidável austenítico utilizados em implantes ortopédicos para fixação de fraturas.

2.4 O MERCADO BRASILEIRO DE IMPLANTES ORTOPÉDICOS E O SEU PERFIL POTENCIAL

Compõem-se de três distintas classes, os implantes ortopédicos fabricados no Brasil, duas por processos mecânicos e a outra obtida no campo químico. A primeira é composta por itens de osteossínteses (placas, parafusos e pinos) para uso em tratamento de traumas e fraturas. A segunda, por produtos definitivos, para substituição articular (artroplastia), tais como de joelho, partes de quadril, ombro e cotovelo, ou correções de coluna vertebral e a última de produtos de cimento ortopédico para uso no preenchimento de espaços ósseos e fixação de implantes de artroplastia (VENTURINI, 2009).

Constata-se que não é simples encontrar o tamanho do mercado potencial, pois qualquer indivíduo é candidato a usuário final quando necessita restabelecer as funções do corpo. Os que precisam de tratamento de trauma têm o seu uso de imediato motivado por acidentes, diferenciando daqueles que buscam o tratamento de artroplastia devido à função corretiva de problemas congênitos, crônicos ou adquiridos em desgastes de longa data.

De acordo com Instituto Brasileiro de Geografia e Estatísticas, atualmente há estimativa de que a população brasileira seja de aproximadamente 190 milhões. Isto se estabelece uma relação proporcional quanto ao elevado número do uso de implantes motivado por acidentes (VENTURINI, 2009).

Vale salientar que somente as internações por acidentes automobilísticos, que necessitam de tratamento traumatológico, segundo levantamento do Ministério da Saúde, oscilou entre 110.000 e 120.000 por ano, somente nas rodovias federais entre 1988 e 2007, para comemorar nesses casos só as alternativas de soluções eficientes e generalizadas de tratamento que são acompanhadas pelo desenvolvimento tecnológico na área de produção e processamento na fabricação de implantes (VENTURINI, 2009).

2.5 AS LEIS VIGENTES E OS PROCESSOS DE FABRICAÇÃO

Assim como qualquer produto de uso médico, os implantes utilizados nas cirurgias ortopédicas são monitorados e regulamentados pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) e devem atender a demandas técnicas da autoridade Sanitária que se

baseia, em três Resoluções de Diretoria Colegiada (RDC). A fim de não comprometer a segurança dos pacientes e médicos, os requisitos de segurança e eficácia do produto previsto pela RDC 56 de 2001 devem ser atendidos. Não podem, por exemplo, apresentar alterações físico-químicas que ofereçam riscos. O projeto e fabricação devem prever a eliminação de quaisquer riscos de contaminação microbiana (VENTURINI, 2009).

O processo produtivo de fabricação deve seguir a RDC 59 de 2000, que estabelece as “Boas Práticas de Fabricação” publicadas para exigir garantias de segurança e eficácia de produtos médicos, tanto dos nacionais quanto dos importados. Ela determina requisitos referentes aos métodos e controles utilizados no projeto, compras, fabricação, embalagem, rotulagem, armazenamento, instalação e assistência técnica. Alguns sistemas de implantes já são previstos em normas da ABNT NBR ou ISO.

Os fabricantes ou distribuidores devem ainda proceder aos devidos registros e cadastramento previstos para produtos de ordem médica, cujas classificações e orientações básicas foram publicadas na RDC 185 de 2001. Como normalmente são constituídos de vários componentes, muitas vezes produzidos com matérias distintas, as famílias e os sistemas de implantes ortopédicos permanentes tiveram regras específicas para registro publicado no ano passado. Na RDC 59 de 2008 foram estabelecidas a obrigatoriedade e as informações necessárias para etiquetas de rastreabilidade, as definições pertinentes à constituição de famílias e sistemas e os critérios gerais para a sua estruturação. A resolução também estipula que sistemas e famílias de implantes devem ser instituídos por produtos, componentes e acessórios de um mesmo fabricante. Logo as empresas tornam-se obrigadas a dominar todos os processos de manufaturas envolvidos na sua produção (VENTURINI, 2009).

2.6 FALHAS MECÂNICAS ASSOCIADAS AOS IMPLANTES

A fratura mecânica pode ocorrer também devido a diversos fatores tais como: metalúrgicos, defeitos superficiais e projeto incorreto do implante, propiciando ao material as fraturas do tipo dúctil, frágil ou por fadiga. Sabe-se de tal maneira que as propriedades mecânicas como resistência à corrosão são influenciadas pelas condições superficiais dos implantes, que não devem incluir qualquer espécie de imperfeição que possa auxiliar a nucleação de trincas por fadiga. Danificação superficial, no implante, pode aparecer no momento da fixação do conjunto pela ação do parafuso sobre a placa, ou durante o uso pelo

movimento referente entre a placa e parafuso, atritando, deixando marcas de desgastes. Nos implantes ortopédicos metálicos, a interação deste com fluido corpóreo pode causar o início da corrosão que leva, geralmente por um período prolongado de uso, a fratura desses componentes.

2.6.1 Tipos de falhas associadas aos implantes ortopédicos

Um implante ortopédico deve suportar e transmitir, em conjunto com osso, as cargas resultantes das articulações e forças musculares. Dentro do corpo, um dispositivo de fixação de fraturas experimenta um estado complexo de tensões, o carregamento é uma combinação de esforços estáticos e dinâmicos num meio extremamente agressivo no qual está inserida.

É importante salientar que, no caso de implantes, quando estão sendo utilizados para a recuperação de fraturas, a carga que exerce na região afetada deve ser distribuída entre o osso e o implante. Mesmo assim é necessário limitar o peso sobre o membro afetado até que o processo de recuperação da fratura esteja bem adiantado, e assim o osso possa suportar a maior parte do peso. O exemplo disto é o caso de fratura de fêmur, onde possa ser colocada uma placa de fixação, e a perna do paciente for solicitada prematuramente, e por falta de apoio ósseo, o peso começa atuar predominantemente sobre o implante, provavelmente no futuro irá ocorrer a fratura deste.

Algo interessante que se deve comentar referente a estes implantes metálicos é a interação destes com o fluido corpóreo, que pode causar o início da corrosão que leva geralmente a fratura desses dispositivos.

ABUD et al (1986) mencionam em seu trabalho algumas causas que influenciaram as grandes partes destas falhas ocorridos com os implantes, relacionando-as a fatores biomecânicos, bioquímicos ou clínicos que conduzirão à fadiga ou à corrosão ou relacionando à interação destes dois mecanismos, conforme a Figura 6.

1. Procedimento de fixação cirúrgica inadequada;
2. Ações corrosivas dos fluídos do corpo humano;
3. Carga precoce devido ao movimento do paciente;
4. Sobrecarga devido a problemas de recuperação óssea;

5. Escolha incorreta da geometria do implante;
6. Defeitos superficiais e metalúrgicos.

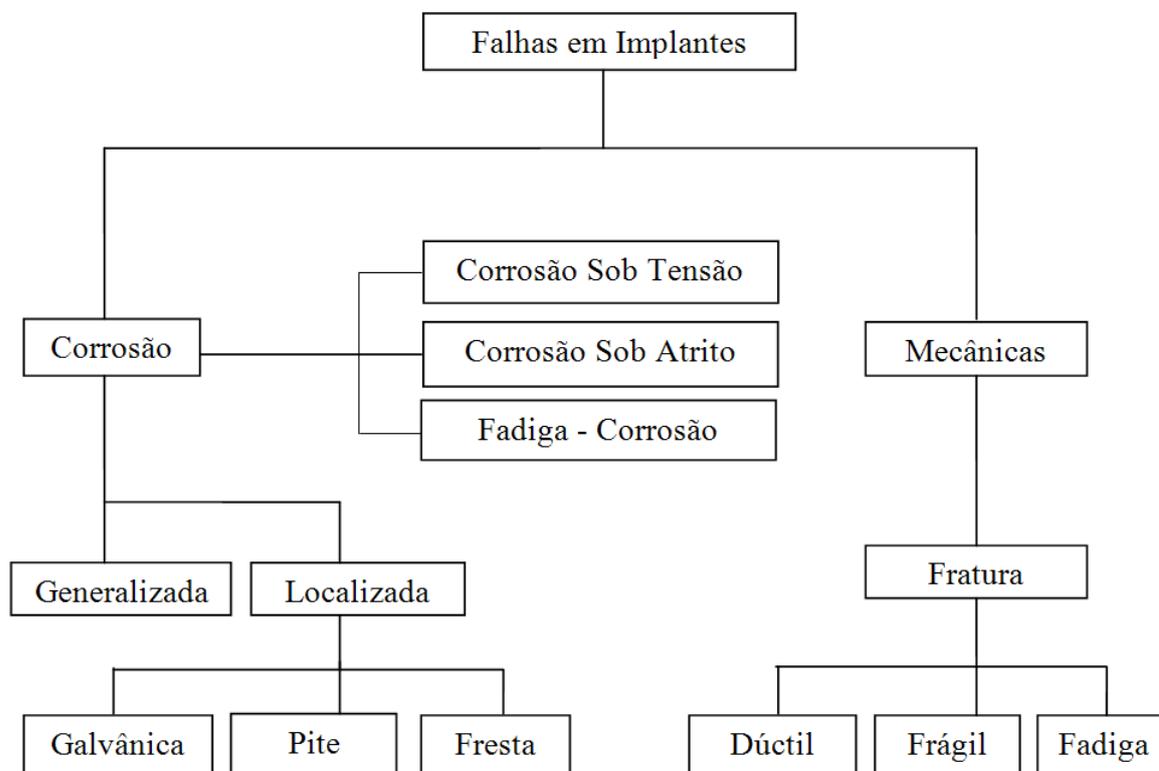


Figura 6: Fluxograma de falhas em implantes cirúrgicos (ZAVAGLIA, 1993).

2.7 CORROSÕES NOS IMPLANTES ORTOPÉDICOS

A corrosão de implantes ortopédicos metálicos é um fenômeno complexo que depende de vários fatores: geométricos, metalúrgicos, mecânicos e químicos. Desta forma, o conhecimento claro desses fatores e suas interações são indispensáveis no entendimento de como os implantes metálicos sofrem corrosão.

Vários pesquisadores têm demonstrado em seus estudos relacionados à corrosão de aços inoxidáveis austeníticos utilizados em implantes ortopédicos, que um dos fatores deste tipo de falha está, em grande parte, associado a evidências do surgimento de corrosão-fadiga, sendo este um dos principais motivos associados a falhas prematuras destes dispositivos.

(SHARAN, 1999) expõe por meio do seu trabalho a questão da corrosão dos materiais usados em implantes, relacionando-as a degradação progressiva do material, causada por um ataque eletroquímico e particularmente submetida ao meio extremamente corrosivo dentro do corpo humano. O grupo de aços 316 L e F138 possuem um percentual satisfatório de cromo, o que lhes atribui a sua passividade e torna-os mais resistentes à corrosão, devido ao filme de óxido cromático existente na superfície, sendo este apresentado com teor mínimo a ligas cromáticas, ligas que contêm cobalto e titânio e conferem uma maior resistência. É necessário salientar que as categorias de aços inoxidáveis austeníticos com teores de ligas de molibdênio na faixa inferior de (2,5 – 3,5%) são vulneráveis a alguns tipos de corrosão como: por pites ou em frestas, também chamados de corrosão localizada.

Uma desvantagem do aço inoxidável austenítico 316 L, e que ele não tem a capacidade de repassar-se instantaneamente, principalmente no interior do corpo humano onde os fluidos corpóreos agem de modo agressivo ao implante. Essas ligas também apresentam baixa resistência à fadiga em condições de corrosão em frestas, porém é interessante salientar, que este tipo de corrosão pode ser perigoso em pacientes com peso acima do normal e de muita atividade física. Por este motivo alguns pesquisadores têm questionado as falhas por fadigas associadas a este tipo de material, devendo seu uso ser restrito a implantes temporários.

Segundo (GIORDANI, 2003), a degradação de implantes metálicos no interior do corpo humano é indesejável por duas causas notórias: os procedimentos de degradação podem afetar a qualidade estrutural do implante e as substâncias liberadas no processo de degradação dos materiais utilizados, como, por exemplo, os íons metálicos que podem proporcionar o surgimento de reações biológicas adversas no paciente implantado. Essa reação pode, por exemplo, ser decorrente do processo corrosivo do metal implantado. A corrosão pode corromper uniformemente a geometria da superfície do implante (corrosão generalizada) ou chamada corrosão localizada, contagiando regiões especificadas onde o fluido corpóreo fica estagnado (corrosão em frestas), ou surgem os sítios aleatórios na superfície do metal por (corrosão por pites). Além disso, as combinações de fatores relacionados ao processo eletroquímico da corrosão e esforços mecânicos de movimentos cíclicos podem precipitar a liberação de partículas e íons metálicos, induzindo à falha prematura do implante e evidenciando uma fratura por fadiga.

2.7.1 Corrosão galvânica

Quando dois metais mergulhados em uma solução, contendo agentes causadores ou condutores de corrosão, como, por exemplo, eletrolítico, existe um diferencial de potencial e conseqüentemente uma transferência de elétrons entre estes metais. Classifica-se este tipo de corrosão como: galvânica ou bimetálica. Algumas características que determinam este tipo de corrosão são: a geometria da área superficial dos dois metais em conjunto, os potenciais de corrosão dos dois metais, as reações catódicas e anódicas na superfície do metal e a condutividade do eletrólito, ocasionando profundas perfurações no material que funciona como ânodo.

Seu mecanismo de funcionamento está relacionado a estes materiais metálicos por possuir potenciais elétricos diferentes quando em contato com a corrosão do material metálico que funciona como ânodo é muito mais acentuada que a corrosão isolada desse material sob a ação do mesmo meio corrosivo. A corrosão do material que funciona como cátodo é muito baixa e acentuadamente menor que a que ocorre quando o material sofre corrosão isolada. (Gentil, 2007).

No caso dos implantes, este tipo de corrosão fatalmente aparece quando placas e parafusos têm diferentes composições químicas, por exemplo, quando provêm de diferentes fabricantes (VILLAMIL, et al, 2002).

2.7.2 Corrosão por fadiga

DIETER (1984) define que ações simultâneas de tensões cíclicas e ataque químico são conhecidas por fadiga corrosão. O ataque corrosivo sem tensão imposta produz, muitas vezes, o aparecimento de pites nas superfícies dos metais. Os pites atuam como entalhes e causam a redução da resistência à fadiga. No entanto, ressalta que, quando o ataque corrosivo ocorre simultaneamente em fadiga, há uma redução acentuada das propriedades em fadiga, que é maior do que a produzida pela corrosão da superfície. Quando a corrosão e fadiga atuam simultaneamente, o ataque químico acelera muita a taxa da propagação de trincas em fadiga. Os materiais que apresentam um limite de fadiga definidos, quando ensaiado ao ar na temperatura ambiente, não apresentam indicação do limite à fadiga quando

o ensaio é realizado em meio corrosivo. Uma vez que o ataque corrosivo é um fenômeno que depende do tempo, sugere que quanto mais rápido for o ensaio, menor será o dano devido à corrosão. Afirma ainda que a ação da carga cíclica causa uma destruição localizada do filme de óxido superficial, permitindo que possa ser produzidos pites. Os fundos dos pites são mais anódicos do que o resto do metal e, desta forma, a corrosão prossegue para seu interior. Quando o pite se torna pontiagudo o bastante para produzir uma grande concentração de tensões e trincas, a trinca é nucleada. É muito maior o número de pites produzido na fadiga por corrosão do que em um ataque corrosivo sem ação de tensões.

2.7.3 Corrosão por frestas

A corrosão do tipo frestas é produzida devido à geometria de fixação entre duas peças metálicas. Podemos destacar como exemplo de corrosão por pite ou frestas combinados, a que ocorre entre o lado inferior da cabeça de um parafuso e a placa de compressão, os quais são colocados sobre o osso fraturado. Esses efeitos podem ser devidos a prováveis diferenças na concentração de oxigênio perto do ponto de contato do parafuso e a placa.

O mecanismo de corrosão é desenvolvido devido ao fato dos fluidos corpóreos conterem agentes agressivos, geralmente íons de cloreto, que potencializam este tipo de corrosão. Por causa dos eletrólitos na fresta, têm-se o acesso limitado para o meio eletrolítico. Reações estas que causam, sobre um considerável período de indução, uma formação de íons metálicos e íons de hidrogênio e é motivado por um decréscimo na concentração de oxigênio neste local. Por causa dos íons de hidrogênio ser usados, íons de cloreto são forçados a migrarem para dentro da fresta para manterem a neutralidade da carga. Outros íons negativos, tais como hidróxidos, têm menor mobilidade comparados aos cloretos. Um aumento na concentração de espécies destruidoras da solução dentro da fenda, juntamente com a concentração de íons metálicos e íons de hidrogênio (MARINHEIRO, 2004).

inapropriado do implante ortopédico, causando imperfeições superficiais, como arranhamento no metal. Um exemplo prático é o emprego de pinças de redução na fixação do implante no intraoperatório. Essas imperfeições (riscos) evidenciam o surgimento da corrosão por pite quando o dispositivo é implantado, desde que seja destruída a camada protetora de óxido (camada passiva). Lembrando que o óxido de cromo superficial é o maior responsável pela resistência à corrosão do aço. (VILLAMIL, et al, 2002).

A resistência à corrosão por pites é fortemente dependente da relação da sua composição química. Assim cromo, níquel e molibdênio aumentam a resistência à corrosão por pites. Impurezas tais como enxofre, formam inclusões de sulfeto de manganês e formam sítios para a nucleação de pites.

Nos aços inoxidáveis austeníticos, a presença de molibdênio em teores superiores a 2% determina um aumento significativo da resistência à corrosão por pites. Dentre estes aços, o AISI 316 é o mais conhecido.

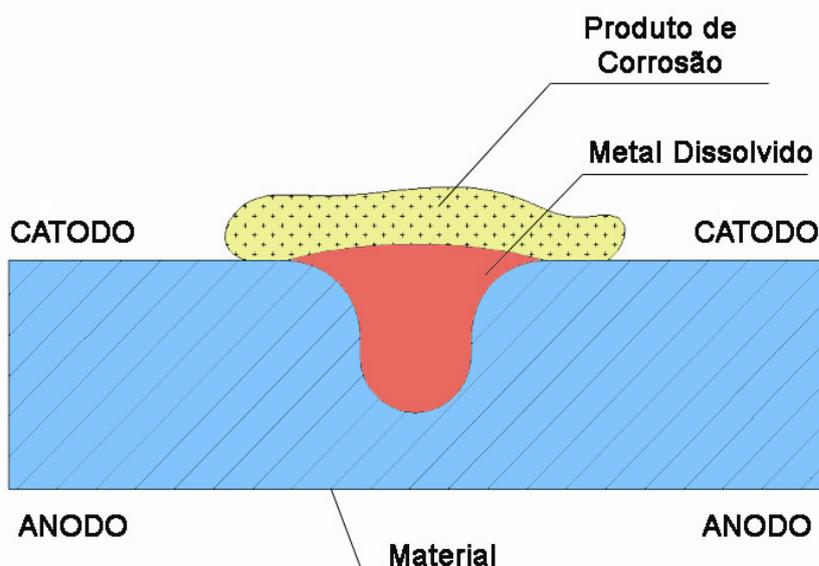


Figura 9: Representação esquemática do desenvolvimento de uma corrosão localizada do tipo pite.

2.7.5 Corrosão sob tensão e as fraturas intergranular e transgranular

A corrosão sob tensão conhecida também como tensão fraturante ocorre também nos aços inoxidáveis austeníticos que são os mais propensos, acontece quando o material é submetido a tensões de tração (aplicadas ou residuais), quando é colocado em

contato com um meio corrosivo específico. As tensões podem ser oriundas das condições metalúrgicas do material, como dureza, encruamento, fases presentes, que são fatores freqüentemente decisivos. Portanto a corrosão sob tensão descreve o efeito combinado das tensões mecânicas e do meio corrosivo que apresentam trincas geralmente seguidas pela fratura do material, porém com uma tensão muito inferior à que o metal resistirá em meio não corrosivo (VATAVUK, 2004 e ASM, 1994).

As tensões que provocam o fenômeno podem ser residuais ou atuantes. As residuais são geralmente provenientes de operações de soldagem e deformação à frio, como estampagem e dobramento e as tensões atuantes que resultam da aplicação de esforços sobre a peça (tração, torção etc.). Uma característica importante da corrosão sob tensão é que não se observa praticamente perda da massa do material que permanece com bom aspecto até que ocorra a fratura de caráter macroscópico frágil, e pode ser do tipo intergranular ou transgranular.

Fratura intergranular na corrosão sob tensão acontece quando a fratura acompanha o contorno dos grãos do material. O contorno de grão é uma região de maior energia, o que faz com que sua corrosão seja preferível à corrosão do interior do grão. Essa maior energia pode ser causada tanto por uma diferença de composição química entre o contorno e o interior do grão causada por um acúmulo de discordâncias e átomos de impureza quanto pela estrutura desordenada dos átomos que estão numa posição intermediária na malha cristalina (GENTIL, 2007).

Fratura transgranular na corrosão sob tensão acontece quando a fratura passa pelo meio dos grãos. Este tipo de trinca está associado a fenômenos de natureza eletroquímica e sua formação e propagação podem ser detidas com a utilização de correntes catódicas. Existem muitas teorias para explicar esse tipo de fratura, porém ainda muito divergentes. A fragilização por hidrogênio sustenta uma das teorias mais bem aceitas (GENTIL, 2007).

VATAVUK, 2004 descreve, em seu artigo, que os tipos de mecanismos responsáveis pela corrosão sob tensão não é conhecida de forma completa, porém existem evidências de que essas trincas tenham início em concentradores de tensão, como, por exemplo, “pite” motivado por um ataque químico localizado os quais podem ser de natureza geométrica ou metalúrgica. A direção preferencial de propagação da trinca é perpendicular à direção das tensões, geralmente ocorre de forma lenta, até atingir o tamanho crítico para uma ruptura brusca, os aços inoxidáveis austeníticos não sensibilizados, o tipo da fratura é habitualmente de caráter transgranular ramificada, já nos aços sensibilizados ocorre uma mudança da trajetória da trinca de transgranular para intergranular motivado pelo tipo da

estrutura do material e do meio no qual ocorre a corrosão sob tensão. Geralmente seu tipo de fratura é da forma intergranular em aços sensitizados. Neste caso este tipo de corrosão pode ser fortemente acelerada quando ocorre a precipitação de carbonetos ricos em cromo nos contornos dos grãos.

Vale salientar que o tempo necessário para ocorrer corrosão sob tensão fraturante de um dado material metálico depende da tensão. Por exemplo, quanto maior a tensão, menor o tempo, dessa maneira é aconselhável evitar concentrações de tensões. Geralmente o material com grãos menores é mais resistente à corrosão sob tensão fraturante do que o mesmo material com grãos maiores.

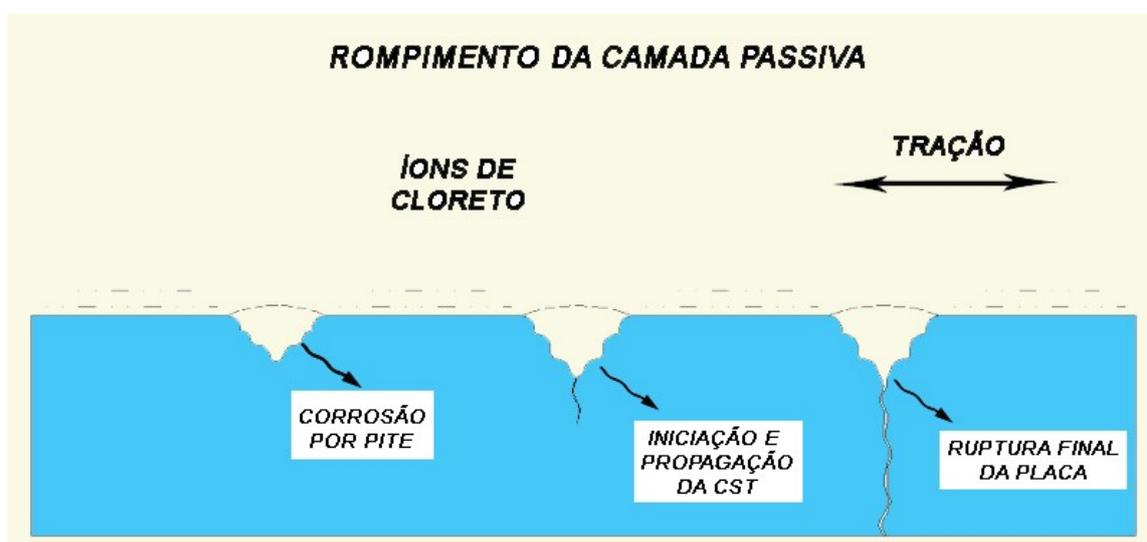


Figura 10: Representação esquemática do desenvolvimento de uma corrosão sob tensão.

2.8 TÉCNICAS DE MODIFICAÇÃO DE SUPERFÍCIE

Com o objetivo de melhorar o índice de sucesso clínico dos implantes, a modificação da topografia superficial apresenta como caminho promissor na busca de uma melhoria no que tangencia a qualidade desses materiais.

Uma das alternativas de diminuir a corrosão dos implantes cirúrgicos é solucionada pela escolha de uma liga adequada com propriedades superficiais que são aprimoradas pela adição de elementos de liga, os quais induzem a uma melhoria da composição e à estabilidade do filme passivo. Cuidados também durante o desenvolvimento de fabricação dos aços inoxidáveis austeníticos podem ser de fundamental importância no que

se refere à qualidade da matéria prima, impedindo o tratamento térmico inapropriado, evitando a formação de fases secundárias nas áreas adjacentes dos contornos de grãos e incrementando o controle do teor de inclusões (ANTUNES, 2006).

(ANTUNES, 2006) descreve que existem diversas técnicas de modificação existentes, tais como deposição física de vapor, deposição química de vapor, sol-gel e muitas outras a técnica de plasma spray, por exemplo, consiste numa aplicação de revestimento de titânio nas superfícies dos implantes. É produzida por aspersão térmica através de gases ionizados na qual o pó de revestimento é acelerado em direção à região da peça a ser recoberta. Após serem fundidas, as partículas aderem à superfície do implante metálico, produzindo uma camada de estrutura típica, o que cria uma possibilidade de reduzir a corrosão e elevar biocompatibilidade do material quando em contato com seu meio.

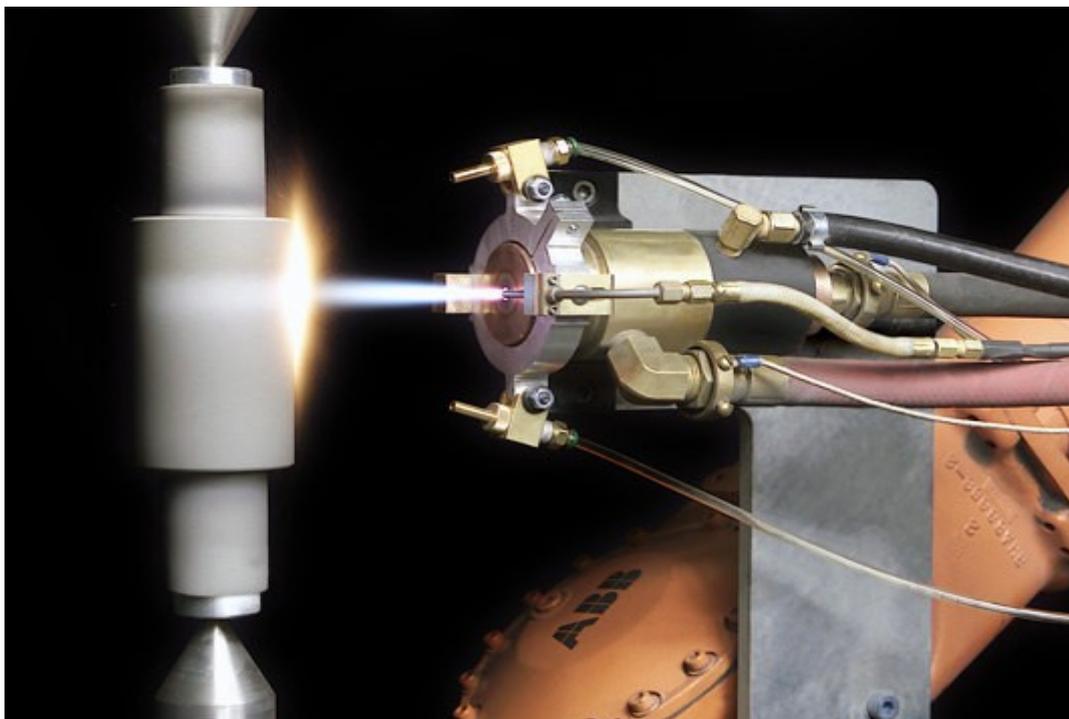


Figura 11: Exemplo da deposição de matérias através da tocha plasma spray do tipo sistema de aspersão térmica.

2.9 AS VARIÁVEIS RELACIONADAS ÀS FRATURAS DOS MATERIAIS METÁLICOS

A fratura pode ser determinada como uma fragmentação ou uma divisão de um corpo sólido em duas ou mais partes, sob atuação de uma carga. Existem dois tipos de variáveis que dão crédito a este tipo de comportamento mecânico de metais e ligas metálicas: uma delas são as variáveis dos processos metalúrgicas e as outras são as variáveis externas ao material (GUIMARÃES, 1997).

Entre as variáveis metalúrgicas podem ser mencionados o tamanho de grão e as partículas de segunda fase que são determinadas pela quantidade, pela geometria, classificação e natureza dessas partículas. Na maioria das vezes, um procedimento metalúrgico de endurecimento, como, por exemplo, encruamento, que neste caso é recomendado para elevar a resistência mecânica, conseqüentemente poderá diminuir a capacidade do material de causar uma deformação plástica, restringindo a sua tenacidade à fratura. Além disso, no decurso do processo de fabricação ou nos procedimentos de obtenção do material, executado em situações inadequadas, pode acontecer a precipitação de fases secundárias e fragilizar o material (FERREIRA, 1987; GUIMARÃES, 1997).

Entre as variáveis externas, podem ser mencionados os níveis de temperatura, a taxa de deformação, o tipo de tensão aplicada e o meio em que está inserido o material. A redução da temperatura ou a elevação da taxa de deformação tendem a aumentar a resistência ao escoamento, ocasionando uma diminuição na tenacidade à fratura. Além disso, a provável presença de uma concentração de tensões produz um estado triaxial de tensões nas regiões adjacentes da ponta da trinca, diminuindo a deformação plástica, e, deste modo, permite a fragilização do material. O estado de tensão desempenha uma atuação importante no desempenho mecânico e nos micromecanismos de deformação e fratura (FERREIRA, 1987; GUIMARÃES, 1997).

2.9.1 Fratura por fadiga

Atualmente pode-se dizer que este fenômeno da fratura por fadiga é responsável por 90% dos casos de falhas associados aos componentes e dispositivos mecânicos quando submetidos a esforços cíclicos, em que operam a uma temperatura

ambiente, é causado por danos de fadiga. Estes materiais mecânicos estão submetidos a condições que produzem ciclos de tensões e deformações flutuantes em alguns pontos, que variam com o tempo, e são capazes de provocar alterações estruturais localizadas, permanentes e progressivas no material, mesmo que estas tensões estejam dentro do regime elástico e em alguns pontos podem surgir trincas ou a fratura completa (VATAVUK, 2008).

As falhas por fadiga costumam apresentar caráter macroscópico frágil, ou seja, sem deformação plástica visível e geralmente ocorrem de ordem catastrófica. Na sua superfície, em geral, podem-se notar as chamadas “marcas de praia” (Beach marks) que delimitam as posições sucessivas de caráter macroscópicos da propagação da trinca. Quando a superfície da peça possui entalhes, provenientes do projeto idealizado, trincas paralelas nucleiam independentemente, e ao crescerem, se juntam em degraus, denominados de “marcas de catracas”, em geral perpendiculares à superfície das peças (VATAVUK, 2008).

(LOPEZ, 1993) descreve em seu artigo que as próteses das extremidades inferiores do corpo humano, como, por exemplo, a prótese total de quadril, estão sujeitas a esforços mecânicos cíclicos da ordem de duas, três ou até mais vezes o peso do indivíduo. A resistência à fadiga do componente implantado é primordial quando se considera que uma prótese pode estar sujeita a até três milhões de ciclos por ano, dependendo de sua função e da atividade física do paciente.

Resumindo, a fadiga é um processo de falha gradativa de um componente submetido a uma solicitação mecânica cíclica de forma flutuante, alternada e pulsante.

Como mencionamos anteriormente, há vários indícios que a origem de uma trinca por fadiga pode estar associada a um defeito superficial do material, como, por exemplo, um risco no procedimento de usinagem ou pites de corrosão, em defeitos metalúrgicos como inclusões não metálicos ou ainda cantos vivos e entalhes nas peças, que agem como concentradores de tensões, propiciando o surgimento de um pico de tensão localizada capaz de promover condições de nucleação de trincas. Uma vez nucleada a trinca, esta irá se propagar até que secção remanescente da peça não será mais capaz de suportar o esforço aplicado, provocando a ruptura final da mesma.

2.9.2 Propagação e iniciação de trinca por fadiga

As regiões de maior sollicitação mecânica são os pontos favoráveis para a nucleação e propagação de novas trincas. As tensões de compressão não geram propagação das trincas, já as tensões de tração são as responsáveis por este fenômeno. Em carregamentos de grandes amplitudes de tensões, por volta de 90% da vida em fadiga de um material acaba sendo consumida no crescimento e na propagação das trincas. Para componentes que possuem entalhe, esta parcela pode ser ainda maior.

A análise do comportamento de um material, quando sollicitado ciclicamente, e as alterações microestruturais, que ocorrem durante a sollicitação, sugerem que o estudo sobre o mecanismo de fadiga seja dividido em quatro estágios (DIETER, 1984):

1. Nucleação de uma trinca;
2. Crescimento da trinca em bandas de deslizamento em planos com máxima tensão de cisalhamento ou estágio I de crescimento da trinca;
3. Crescimento estável da trinca na direção normal à máxima tensão de tração ou estágio II de crescimento da trinca;
4. Propagação instável da trinca ou fratura final.

Essa primeira etapa é a iniciação da trinca, fase em que ocorre o desenvolvimento do dano cíclico inicial, o qual pode ser removido através de tratamento térmico adequado.

A segunda etapa, ou estágio I, é do crescimento em bandas de deslizamento desenvolvidas por esforços cíclicos ou criação de microtrincas, fase do aprofundamento da trinca inicial nos planos de alta tensão de cisalhamento. Trincas começam a se nuclear na superfície e a se propagar por planos orientados a aproximadamente 45° do eixo de tensão. O crescimento das trincas neste estágio é da ordem de micrômetros por ciclo (DIETER, 1984).

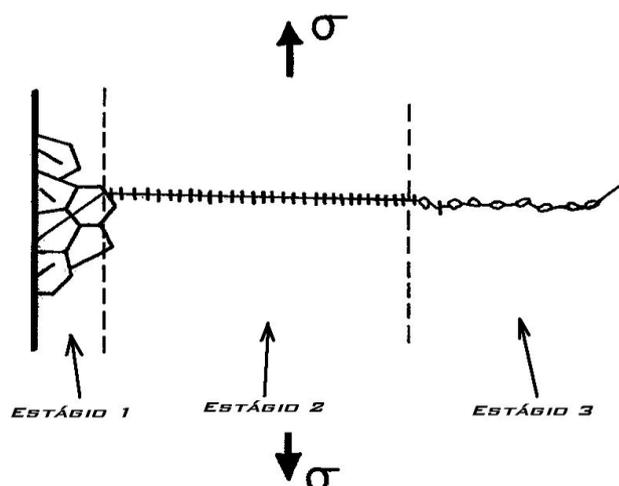


Figura 12: Representação esquemática da propagação de uma trinca.

A terceira fase, ou estágio II, é a do crescimento nos planos de alta tensão de tração, fase de crescimento da trinca. Uma vez iniciada, a trinca se propaga nos correspondentes planos cristalográficos até encontrar os contornos de grão. E assim vai por alguns décimos de milímetro. A partir deste ponto inicia-se o estágio dois, no qual a propagação se dá em uma direção perpendicular ao eixo de tensão. Neste estágio, a trinca normalmente apresenta estrias características, correspondentes ao número de ciclos do carregamento. A ponta desta trinca que se propaga gera muita concentração de tensão, causando deformação plástica local à frente da trinca. Essa zona de deformação plástica cresce até um ponto em que praticamente se iguala à espessura do material, terminando o estágio dois e iniciando-se o estágio III que é a ruptura catastrófica da estrutura, também com crescimento perpendicular ao eixo de tensão, porém de forma instantânea (DIETER, 1984).

O aspecto macroscópico mais característico de uma fratura por fadiga são as chamadas marcas de praias “beach marks”. Estas marcas são produzidas em consequência de alterações no ciclo de tensões que representam períodos de milhares de ciclos de carregamento, ou seja, milhares de estrias de fadiga. São elas que primeiro dão indícios de que a fratura teve a propagação de uma trinca por fadiga (VATAVUK, 2008).

Vale salientar se a velocidade de propagação da trinca for constante, não existiram marcas de praia, portanto só irá existir quando a velocidade variar.

É possível notar claramente o ponto de nucleação das trincas, a área de propagação e a área de ruptura catastrófica, como mostra a figura 13.

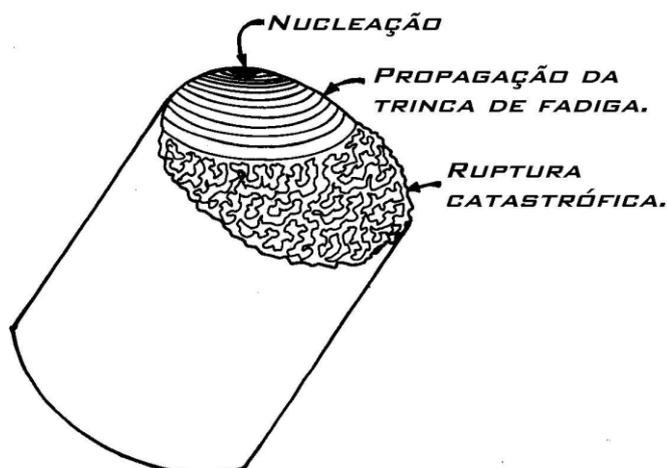


Figura 13: Representação esquemática da superfície de uma fratura por fadiga.

O processo cíclico de carregamento provoca, na superfície, a formação de microirregularidades com a forma de pequenos ressaltos e reentrâncias, denominados microintrusões e microextrusões. Quando estes microdefeitos atingem certo tamanho passam a comportarem-se como concentradores de tensões, tornando-se potenciais pontos de nucleação de trincas.

A propagação de uma trinca sob a influência de tensões alternadas produz fraturas que exibem uma série de marcas paralelas, normalmente curvas, regularmente espaçadas e orientadas numa direção normal à direção local de propagação de trinca. Estas marcas recebem o nome de estrias de fadiga e são formadas uma a uma em cada ciclo de tensão, sendo observadas apenas em microscópio eletrônico de transmissão ou varredura, diferentemente das marcas de praia que se formam quando o ciclo de tensões sofre alguma alteração e sua observação é feita a olho. Cada estria de fadiga corresponde a um ciclo de tensão, mas nem todo ciclo de tensão corresponde a uma estria de fadiga (VATAVUK, 2008).

A nucleação e a propagação de trincas são um processo de deformação plástica muito localizada, e pequenas sobrecargas no ciclo de tensões podem levar à liberação de discordâncias ancoradas, facilitando a sua movimentação e a nucleação de trincas, ou a sua propagação (DIETER, 1984).

Nas solicitações mecânicas usuais dos componentes são comuns pequenas sobrecargas de tensões, diferentes dos ensaios de laboratório, nos quais todos os parâmetros são controlados. Por isso, existe uma forte tendência por parte de pesquisadores no sentido da extinção do limite de fadiga. Uma das bases para este tipo de preocupação é o fato de grandes sobrecargas, tão comuns em aviões, embarcações e veículos, causarem este desbravamento de discordâncias mesmo em materiais que apresentem um limite de fadiga bem definido,

podendo prosseguir com a falha por mecanismos de fadiga. Este tipo de acontecimento tira a validade plena deste parâmetro e incentiva que o limite de fadiga seja erradicado.

Abaixo está representado o aspecto e a sollicitação mecânica à qual está sujeita uma trinca durante um ciclo do carregamento cíclico:

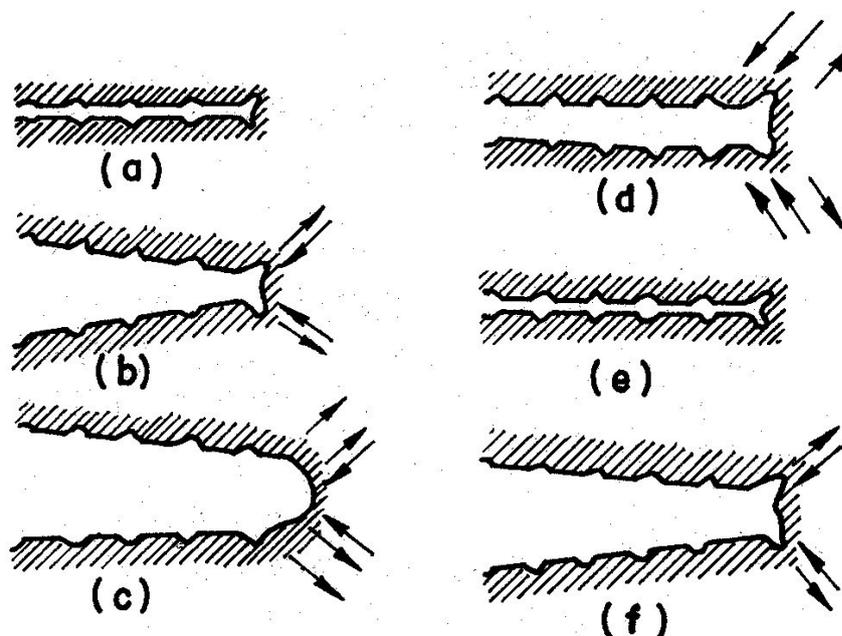


Figura 14: Processo plástico de arredondamento da ponta da trinca durante o estágio II de crescimento (DIETER, 1988).

- a) Inicia-se quando a tensão à tração é aplicada, surgem dois pequenos entalhes na ponta da trinca carga, num plano a 45° do plano da trinca;
- b) A abertura da trinca se estende para sua máxima extensão;
- c) Os entalhes crescem por cisalhamento, enquanto a ponta da trinca começa a se arredondar;
- d) As faces da trinca são prensadas, e a porção da superfície da trinca, criada durante a aplicação de tração, é forçada para dentro do plano da trinca;
- e) Forma novamente a ponta da trinca;
- f) A ponta da trinca refeita está pronta para avançar e arredondar-se no próximo ciclo de carregamento (GIORDANI, 2001 apud DIETER, 1998).

2.10 CASOS DE FALHAS EM IMPLANTES ORTOPÉDICOS

Segundo (ANTUNES, 2006) , (FONSECA, 2005) e colaboradores que descreveram em seu trabalho referindo-se ao uso do aço inoxidável austenítico 316 L, é ainda o aço mais empregado como implante ortopédico no Brasil, pelo Sistema Único de Saúde devido, principalmente, ao seu baixo custo em relação a outros materiais utilizados em implantes ortopédicos, mas ressalta a importância das falhas, defeitos superficiais, materiais fora das especificações (normas técnicas ISO 5832-1 1987 e boas práticas de fabricação) que contribuíram para uma diminuição da vida útil destes dispositivos os quais foram implantados por um certo período de tempo até a sua falha o que acarretou transtornos anatômicos e psicológicos aos pacientes além de custo adicional ao Sistema Único de Saúde que em geral paga por estas recirurgias. Verificaram em seus estudos que em implantes retirados de pacientes, uma parcela destas próteses apresentaram uma inconformidade para a utilização como dispositivos ortopédicos em relação às limitações nas propriedades mecânica e tribológicas do metal.

Ainda de acordo com (FONSECA, 2005) e seus colaboradores que notificaram os motivos da falta de procedimentos relativos à normatização nacional e concluíram que existe uma deficiência de dados pertinentes a resultados estatísticos referentes a falhas de implantes existentes no país, mas há uma considerável diferença entre a durabilidade das próteses empregadas em países desenvolvidos que, na maioria dos casos, é sempre superior a 10 anos comparadas com as próteses utilizadas aqui no Brasil, que geralmente o seu tempo de uso é inferior na maior parte a 10 anos. De um aspecto geral as indústrias fabricantes de implantes ortopédicos não atendem as questões básicas como, por exemplo, as boas práticas de fabricação e evidenciaram que, em alguns casos, a qualidade é inferior do aço inoxidável austenítico utilizado na confecção dos implantes. Esta deficiência possibilita com maior facilidade a deterioração e o desgaste, vindo a ocorrer às falhas prematuras.

Azevedo e Hippert Jr. (2002), em seus estudos sobre análise de falhas de implantes cirúrgicos no Brasil, investigaram as falhas ocorridas em duas placas femorais confeccionadas em aço inoxidável austenítico, um parafuso de aço inoxidável austenítico, uma placa maxilo-facial para reconstrução de mandíbula em titânio comercialmente puro e alguns fios de Nitinol (ligas Ti-Ni de efeito memória de forma). Verificaram que as falhas das placas de aço inoxidável ocorreram por mecanismo de fadiga-atrito, concluíram que o parafuso de aço inoxidável apresentou fratura por um mecanismo de fadiga. A fratura, deste

dispositivo, foi nucleada em diversos locais, possivelmente por causa da presença de defeitos nos procedimentos de fabricação, associados a problemas do desenvolvimento de projeto do dispositivo, na qual havia concentração excessiva de tensões. A falha da placa maxilo-facial de titânio aconteceu por corrosão associada à fadiga, em resultado da corrosão localizada e trincas intergranulares. E as falhas dos fios de Nitinol foram motivadas por sobrecarga no material, devido ao aumento da formação de corrosão por pite no decurso do trabalho. A formação de pites estava relacionada com aspecto de defeitos superficiais da confecção destes dispositivos.

Mudali et al. (2003) redigiram um trabalho bastante completo, fazendo uma revisão recente sobre a influência da corrosão de implantes metálicos, destacando especialmente os aços inoxidáveis austeníticos. Os autores definem os materiais utilizados, as causas de falhas, os tipos de corrosão normalmente apresentados pelos implantes, as técnicas de proteção contra a corrosão para aprimorar as características de biocompatibilidade. Diversos procedimentos de aplicação de revestimentos de proteção são descritos.

(ANTUNES, 2006) uma revisão sobre os diversos tipos de biomateriais e suas características foi realizada por Nielsen (1987). O autor examina os diversos usos desses materiais (placas, próteses totais de quadril, joelho, parafusos de fixação e implantes dentários) e a real necessidade de possuir um parâmetro de combinação de resistência à corrosão e propriedades mecânicas. Os possíveis problemas relacionados aos implantes metálicos são também citados: reações alérgicas ou infecciosas, fadiga, desgaste e corrosão. Os materiais comentados no texto são aços inoxidáveis austeníticos, ligas de cobalto-cromo e titânio e suas ligas. Entre eles, os aços inoxidáveis austeníticos possuem como característica uma menor resistência à corrosão. Entretanto, os autores descrevem que todos os materiais metálicos utilizados como implantes ortopédicos, demonstram algum tipo de carência, do ponto de vista de suas características de corrosão. Os aços inoxidáveis austeníticos estão propensos à corrosão localizada do tipo: pite e frestas, as ligas de cobalto-cromo são passíveis à corrosão por fadiga e as ligas de titânio, embora manifestem uma camada protetora chamada de passiva, é altamente inalterável nos meios fisiológicos, podendo liberar íons metálicos em tecidos adjacentes no corpo humano.

Disegi e Eschbach (2000) publicaram um estudo sobre a utilização de aços inoxidáveis austeníticos como biomateriais. O artigo fornece um panorama amplo e numeroso sobre o emprego dos aços inoxidáveis, discutindo os temas sobre o material como: composição química, propriedades mecânicas, microestrutura, e tendências de desenvolvimento destes materiais. Os autores salientam sobre uma combinação de

propriedades apropriadas de biocompatibilidade, resistência à corrosão, propriedades mecânicas e um custo de valor baixo como pontos favoráveis em relação a outros tipos de materiais utilizados em implantes ortopédicos, principalmente para dispositivos de fixação, chamados de osteosínteses. O advento de novos materiais sem níquel é citado como um progresso tecnológico dos implantes de aços inoxidáveis. Essa categoria de aços demonstram melhores propriedades referentes à resistência à corrosão e o mínimo de risco de infecções alérgicas motivadas pela presença do níquel no implante dentro do corpo humano.

Sivakumar e Rajeswari (1992) investigaram os mecanismos de causas de falhas em implantes ortopédicos confeccionados em aços inoxidáveis austeníticos. Os autores examinaram um parafuso de fixação intramedular. Foi observada corrosão do tipo pite nas extremidades do dispositivo e diversas trincas relacionadas a eles. A característica geométrica da trinca era do tipo transgranular e ramificada, propondo que a falha ocorresse por corrosão sob tensão. A análise dos elementos químicos referentes a produtos de corrosão no interior dos pites descobriu a presença significativa em termos de quantidades de substâncias de íons de cloreto, cálcio, fósforo e a presença de teor de enxofre. Análise química deste implante após a sua utilização no interior do corpo humano resultando em uma falha demonstrou evidências que o teor de molibdênio estava inferior a 2%. Um exame metalográfico evidenciou que o percentual de teor de inclusões da peça estava com seu limite superior permitido pela norma.

Em outro estudo similar, Sivakumar et al. (1995) estudaram as causas da falha de um implante permanente do tipo prótese de fêmur fabricado em aço inoxidável austenítico. Ocorrendo a fratura da prótese, análise feita por microscopia eletrônica de varredura mostrou a existência geométrica de microtrincas, cuja nucleação originou nas extremidades do dispositivo. Existiam muitos pontos de corrosão do tipo pites nessas extremidades e as trincas estavam relacionadas a eles. A característica geométrica da trinca evidenciou que a falha ocorreu por corrosão associada à fadiga do implante ortopédico. Exame metalográfico da estrutura do material indicou que o teor de molibdênio do dispositivo, após falha, estava no limite inferior ao mínimo recomendado pela norma que é de 2%, evidenciando indício à diminuição da resistência o qual estava relacionado com a corrosão por pite do aço.

(ANTUNES, 2006) as causas de falha de um implante do tipo osteossíntese, placa de aço inoxidável austenítico 316 L foram pesquisadas por esses mesmos autores (Sivakamur et al. 1994A). Eles determinaram a composição química do implante ortopédico, a resistência à corrosão do tipo pite em solução de Hanks e a resistência à corrosão

intergranular. Os resultados finais mostraram um acréscimo do percentual do teor de cromo e níquel da placa após um determinado tempo em que esteve no interior do corpo do paciente. Foi verificada a ausência de precipitados de carbeto de cromo nos contornos de grãos. O potencial de pite no dispositivo demonstrou uma pequena ascensão em relação ao aço inoxidável austenítico não implantado, o que foi concedido ao maior teor de elemento de cromo e níquel identificado durante a análise química. Os autores finalizaram os seus estudos evidenciando que a falha antecipada do dispositivo aconteceu por fadiga devido ao defeito de montagem durante a fixação da osteossíntese (placa e parafuso) ao osso do paciente. Em outro estudo bastante semelhante aos trabalhos anteriores descritos pelos pesquisadores (Sivakumar et al. 1994B), que investigaram e analisaram as causas de falha em uma prótese de joelho feita em aço inoxidável austenítico do tipo 316 L.

Utilizaram procedimentos de ensaios para examinar as características de resistência à corrosão do tipo intergranular e por pite, bem como um exame metalográfico da superfície do implante após a ocorrência de falha. A falha do dispositivo ortopédico mencionado como prótese ocorreu devido à consequência de um procedimento inapropriado de soldagem durante a confecção do dispositivo. A formação de porosidade, ferrita delta e macrocavidades, foram verificadas. Esses problemas podem ser impedidos quando o processo de fabricação não envolverem procedimentos de soldagem. No entanto, os autores fazem uma sugestão à utilização de próteses confeccionadas como uma peça única, por procedimentos de estampagem à quente do tipo forja, excluindo o processo de soldagem do conjunto para a formação do dispositivo, evitando assim problemas relacionados às falhas examinadas do implante.

Bombara e Cavallini (1977) em seu trabalho sobre investigação de causa de falhas de implantes de aço inoxidável austenítico do tipo 316 L. O tipo de implante investigado foi um parafuso de fixação. Os autores afirmam que a corrosão por frestas aparecem nos parafusos implantados no interior do corpo humano, dando origem a um aumento de número de sítios críticos em que o acesso do oxigênio é bastante restrito. Isto possibilitaria levar, por meio de células de aeração diferencial, a uma acumulação progressiva e gradual de íons de cloreto nas regiões anódicas nas partes envolvidas, reduzindo o potencial de pite. A falha durante o período em que estava fixado o parafuso aço 316 L evidenciou ser consequência de corrosão sob tensão fraturante a partir da existência da formação de corrosão de pites nas frestas. O alto teor de inclusões de enxofre no aço inoxidável austenítico seria causador da sua susceptibilidade à corrosão por pite.

(ANTUNES, 2006) e Xie et al. (2002) apresentaram um procedimento para a iniciação de trincas de corrosão associada à fadiga no aço inoxidável austenítico do tipo 316 L, em solução de Hanks. Segundo os pesquisadores, as trincas iniciais foram formadas durante o ataque químico nos contornos de grão motivado pela corrosão intergranular dentro da geometria do pites. Essas trincas iniciais se difundem, então, para uma trinca associada à fadiga principal, com o emprego de cargas de tensões cíclicas, induzindo à falha por fratura dos dispositivos aplicados em implantes. Com a propagação de uma trinca transgranular, pites são causados devido à passagem do fluxo de solução corrosiva no interior da trinca. Acontece, então, corrosão intergranular dentro das cavidades desse pites devido a aspecto de solução agressiva (íons de cloreto). A carga de tensão cíclica, quando aplicada, causa tanto corrosão do tipo pite quanto a intergranular durante o ensaio de corrosão relacionada à fadiga. Foi verificado pelos autores que potencial de rompimento da película passiva se tornou inferior e as densidades de corrente de corrosão por pite e intergranular foram aumentadas com o emprego das cargas de tensões cíclicas. As trincas que iniciaram foram causadas com maior facilidade ao longo dos contornos de grãos que são eletroquimicamente ativos com a multiplicação e acréscimos de defeitos em linha de discordâncias.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo tem como objetivo a descrição dos materiais, equipamentos e métodos experimentais utilizados no desenvolvimento do trabalho experimental. Foram realizadas análises de acabamento superficial, graus de corrosão, desgaste mecânico, microestrutura, tamanho de grão, teor de inclusão, dureza e análises químicas.

3.1 MATERIAIS

Para este trabalho foram utilizadas diferentes amostras de aço inoxidável austenítico coletadas pelos integrantes do Departamento de Ortopedia do Hospital Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, e colocadas à disposição do Laboratório de Caracterização de Materiais da Universidade Presbiteriana Mackenzie, com o propósito de verificar possíveis

causas e falhas. As amostras são frações de dispositivos utilizados como implantes ortopédicos do tipo placas, pinos e parafusos chamados de osteossínteses.

No recebimento de um primeiro grupo de implantes, todos foram identificados e codificados, totalizando nove implantes: uma placa fêmur DCS, um parafuso cortical 4,5 mm edj 1, um pino do conjunto placa fêmur DCS, uma placa estreita modelada e cinco parafusos corticais 4,5mm, denominados: arm 1, arm 2, arm 3, arm 4 e arm 10.

O segundo grupo de implantes recebidos consiste em: uma placa reta LCP, uma haste intramedular para tibia e uma placa reta ponte de fêmur. Estas amostras também foram identificadas e codificadas para as análises. Estes dois grupos totalizam doze implantes removidos de pacientes.

3.2 MÉTODOS

As análises das amostras dos implantes removidos de pacientes seguiram as seguintes diretrizes básicas apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1: Análises efetuadas e metodologia adotada.

Análises Realizadas	Normas e Métodos
Acabamentos Superficiais / Graus de corrosões e Desgastes Mecânicos	Inspeção Visual e Macrográfica.
Análises Químicas	ASTM F138-92 e ISO 5832-1:1987 / Espectrometria de Absorção Atômica
Análises Metalográficas	
Caracterizações Microestruturais	ASTM E 3-95 – “Standard Practice for Preparation of Metallographic Specimens”. ASTM E 407- 93 - “Standard Practice for Microetching Metals and Alloys”.
Tamanhos de Grãos Médios	ASTM E 112 – “Standard Test Methods for Determining Average Grain Size Using Semiautomatic and Automatic Image Analysis”.
Teores de Inclusões	ISO 4967: 1998 – “Steel – Determination of Content of Non-Metallic Inclusion- Micrographic Method using Standard Diagrams”. ASTM E-45, Method A, Plate III
Durezas	ISO 6507-1:1997 – “Metallic Materials – Vickers Hardness Test – Part I: Test methods”.

3.2.1 Análise do acabamento superficial dos graus de corrosão e desgaste mecânico

Após o recebimento dos implantes, todos foram submetidos a uma limpeza de superfície, pois as amostras já se encontravam esterilizadas. A seguir, foram realizadas observações visuais das superfícies dos implantes e também se utilizou de um microscópio marca Stereomicroscopic Olympus (SZ- PT 60 Japan), de modo a obter resultados conforme indicado na tabela 2.

Tabela 2: Critério adotado para determinação dos graus de corrosão e de desgaste dos implantes removidos de pacientes.

Graus de corrosão e desgaste mecânico	Critério adotado
Severo (grau 3)	Quando visível a olho nu
Moderado (grau 2)	Visível com aumento de 10X
Baixo (grau 1)	Visível com aumento de 70X
Nenhum (grau 0)	Invisível mesmo com aumento de 70X

3.2.2 Análise química

No presente trabalho optou-se por verificar a composição química dos principais elementos dos aços, da composição D, das Normas ASTM F138-92 e ISO 5832-1: 1987. Estas definem os teores máximos e as faixas de concentração em porcentagem de peso dos elementos de liga dos aços inoxidáveis austeníticos utilizados para implantes cirúrgicos, denominados de alta qualidade.

As análises para caracterizar a composição química dos principais elementos dos aços, como manganês, cromo, molibdênio, níquel e cobre foram realizadas no Laboratório de Caracterização de Materias da Universidade Presbiteriana Mackenzie, utilizando-se a técnica de análise química quantitativa por Espectrometria de Absorção Atômica. As determinações dos elementos químicos carbono, silício, fósforo e enxofre foram realizadas pela empresa TORK Controle Tecnológico de Materias Ltda e aplicou-se o método de análise por combustão direta da marca LECO. Vale salientar que os elementos nitrogênio e ferro não foram verificados, sendo este último o seu complemento de peso do percentual restante da liga.

Tabela 3: Composição química dos elementos dos aços exigidos segundo a norma ASTM F138-92 e ISO 5832-1 1987.

ELEMENTOS (%PESO)	NORMA ASTM F138-92	NORMA ISO 5832-1 1987
C	0.030 máx	0.030 máx
Si	0.750 máx	1.000 máx
Mn	2.000 máx	2.000 máx
P	0.025 máx	0.025 máx
S	0.010 máx	0.010 máx
Cu	0.500 máx	0.500 máx
Ni	13.00 a 15.00	13.00 a 15.00
Cr	17.00 a 19.00	17.00 a 19.00
Mo	2.00 a 3.00	2.25 a 3.50
Fe	Balanço	Balanço
N	0.100 máx	(**)

(**) não determinado

3.2.3 Análise metalográfico

Os ensaios metalográficos foram realizados no Laboratório de Metalografia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, para fins de caracterização dos implantes em estudo. Foram utilizados o microscópio estereoscópico (Modelo Olympus SZ-PT 60 Japan) e o microscópio óptico de reflexão (Olympus BX 60M).

3.2.4 Microestrutura

A caracterização microestrutural por microscopia óptica teve como objetivo principal a verificação da homogeneidade microestrutural, a presença e a distribuição de partículas de precipitados. Realizou-se em todas as amostras um ataque químico utilizando água régia, solução com 10 ml de ácido nítrico (HNO_3) e 30 ml de ácido clorídrico (HCl) concentrado.

As amostras foram preparadas de acordo com norma ASTM E 3-95 e ASTM E 407-93. Empregaram-se os seguintes equipamentos: Politriz Pantec (POLIPAN- 2), Prensa de embutimento a quente em baquelite (STRUERS) e Esmerilhadeira de corte (PANAMBRA).

As amostras foram cortadas e embutidas em baquelite à quente, na seqüência foram lixadas com lixas de grana 240, 320, 400, 600 e 1200, nesta ordem e posteriormente polidas com pasta de diamante de granulação de 1 μ m. A solução para ataque químico foi colocada em vidro de relógio a fim de realizar o ataque com permanência neste por aproximadamente 6 segundos, em seguida foi lavada em água e posteriormente em álcool, e secas com jato de ar quente.

3.2.5 Tamanho de grão

A determinação do tamanho médio de grão foi realizada de acordo com a norma ASTM E 112-96, utilizando o método de contagem de intersecção linear, conhecido como método de Heyn. Para a contagem das intersecções, foram utilizadas imagens das microestruturas escolhidas aleatoriamente sobre as superfícies das amostras estudadas.

3.2.6 Teor de inclusões

A verificação de teores de inclusões à aplicação da metodologia consistiu em seguir os mesmos procedimentos e equipamentos efetuados para a caracterização microestrutural, sendo que a imagem foi tomada com um aumento de 100X sem ataque químico.

Optou-se para esta análise as normas ASTM F 138 e ISO 5832-1, para os aços inoxidáveis austeníticos empregados em implantes ortopédicos.

As amostras não devem superar os limites de teor de inclusões, conforme indicado na tabela 4:

Tabela 4: Limites de teor de inclusão.

Tipo de inclusão	Número de referência do teor de inclusão	
	Fina	Grossa
A - Sulfetos	1,5	1
B - Aluminatos	1,5	1
C - Silicatos	1,5	1
D - Óxidos, globular	1,5	1

3.2.7 Dureza

Para a realização dos ensaios de microdureza Vickers, utilizou-se um penetrador com geometria pirâmidal de diamante de base quadrada com ângulo de faces opostas de 136° , e aplicou-se carga de penetração de 1000gf (9,8N), por aproximadamente 15 segundos nas amostras embutidas no baquelite. Optou-se por este método de embutimento a fim de facilitar a fixação da amostra e assegurar a perpendicularidade da superfície em relação ao penetrador. Foram realizadas 5 medições nas secções das amostras e calculou-se a média dos valores de acordo com a norma ISO 6507-1.

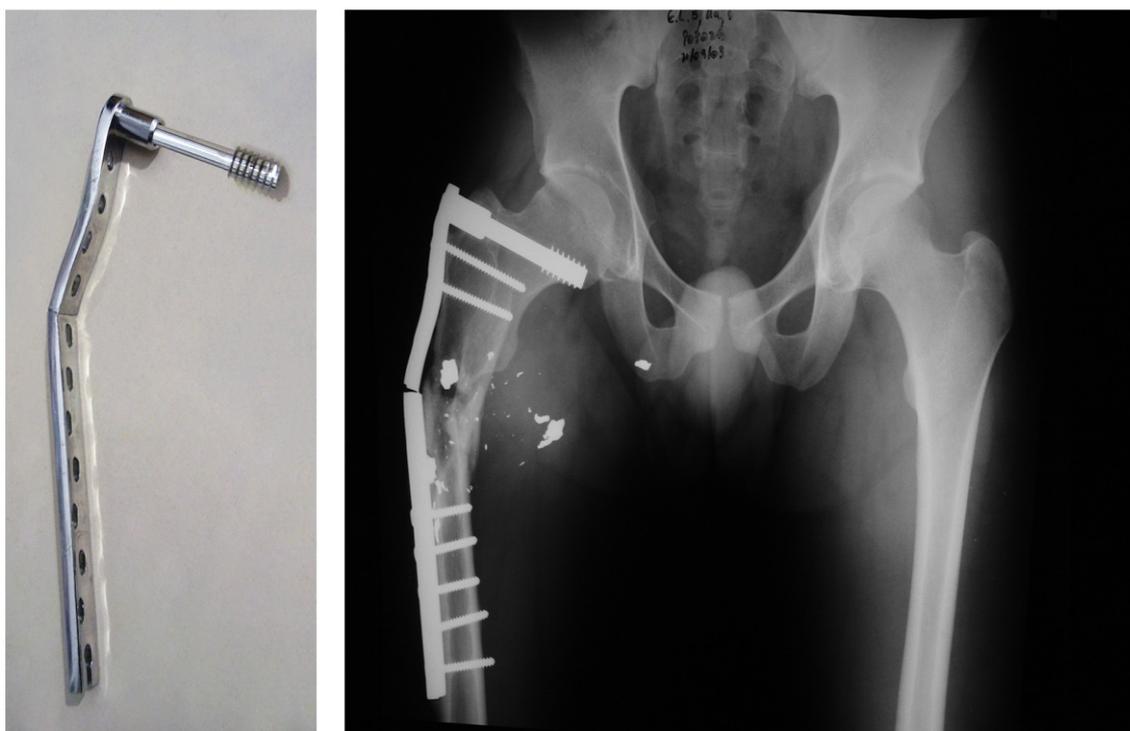
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados obtidos durante o desenvolvimento deste trabalho. Dentre eles estão a inspeção visual, para verificação dos acabamentos superficiais, graus de corrosão, desgaste mecânico, análises químicas, caracterizações microestruturais, tamanhos de grãos, teores de inclusões e durezas.

4.1 ANÁLISES POR FOTOS E RADIOGRAFIA DA SITUAÇÃO DAS PEÇAS ANTES E DEPOIS DE SEREM REMOVIDAS DE PACIENTES

Nos casos em que foi possível, foram tomadas radiografias de raios x dos implantes ainda sendo utilizados pelo paciente. Estas radiografias são mostradas nas figuras 15, 17 e 20.

Com o objetivo de analisar num aspecto visual as possíveis causas e falhas, os prováveis tipos de carregamentos mecânicos, os possíveis pontos de concentrações de tensões, a fixação e a distribuição dos parafusos junto ao osso, o aspecto da geometria do implante com relação à anatomia do osso e a verificação da geometria do modelo utilizado na placa.



(a)

(b)

Figura 15: (a) Aspecto Visual da montagem do implante placa de fêmur e (b) radiografia de raios-x da região onde ocorreu a falha do implante.



Figura 16: Aspecto visual do implante placa estreita modelada e removida do paciente.

A figura acima mostra uma placa estreita lisa que foi modelada, com dispositivo de dobramento a fim de adequar a geometria do implante para o uso em ortopedia.

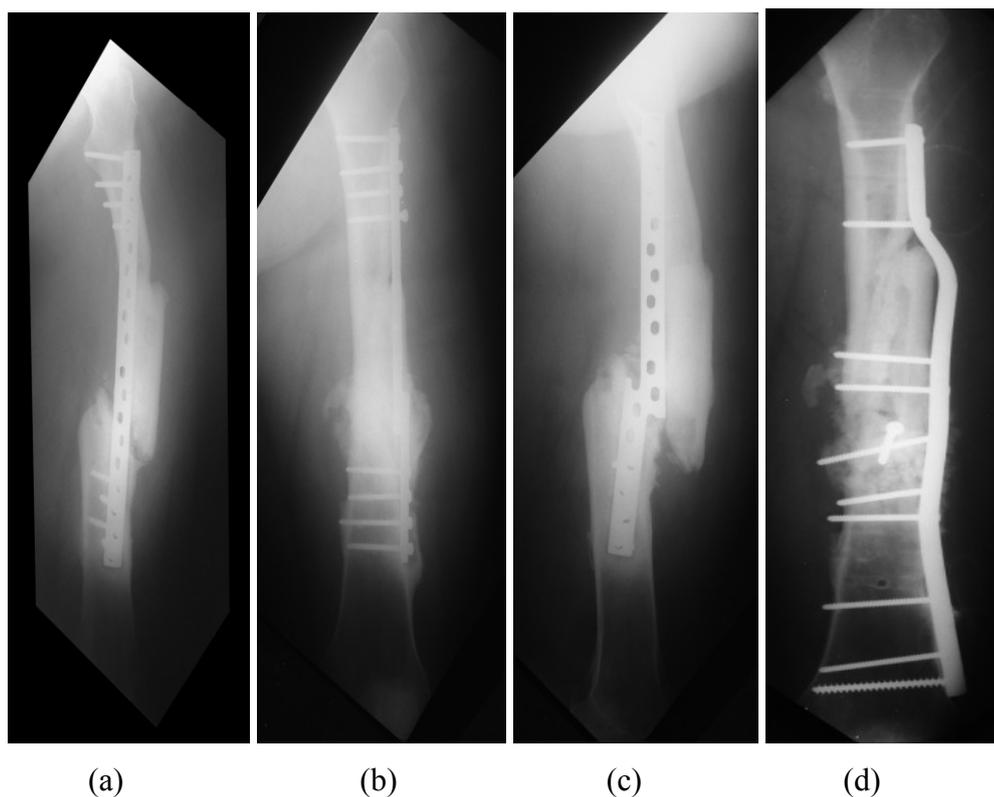


Figura 17: (a) Radiografia de raio x do implante placa reta ponte de fêmur antes da ocorrência da falha, (b) a indicação da fratura do implante e parafusos soltos , vista frontal do deslocamento do osso e do implante fraturado e (d) radiografia de raio x do implante utilizado na recirurgia do fêmur fraturado .



Figura 18: Imagem fotográfica do implante placa reta ponte de fêmur.

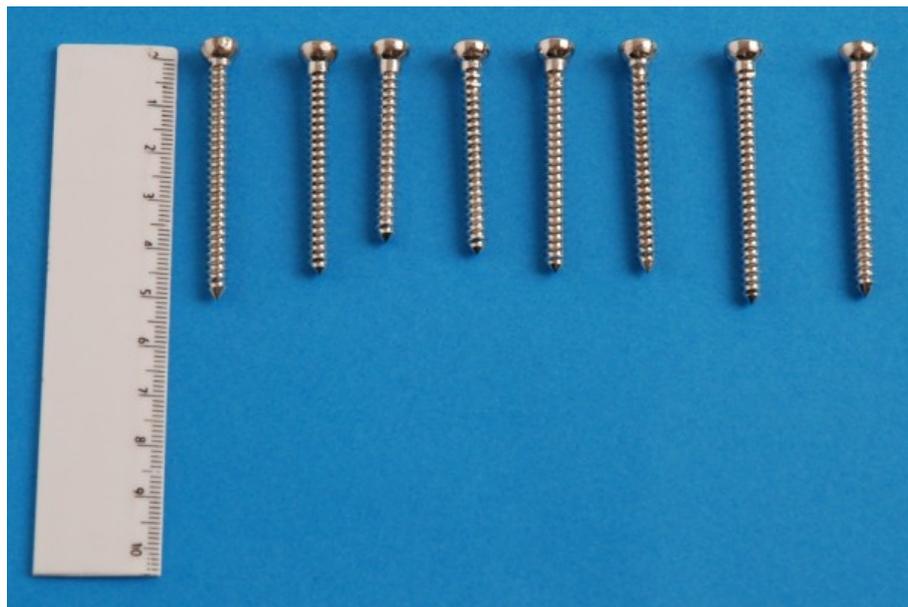


Figura 19: Imagem fotográfica das seqüências dos parafusos corticais utilizado no implante placa reta ponte de fêmur.

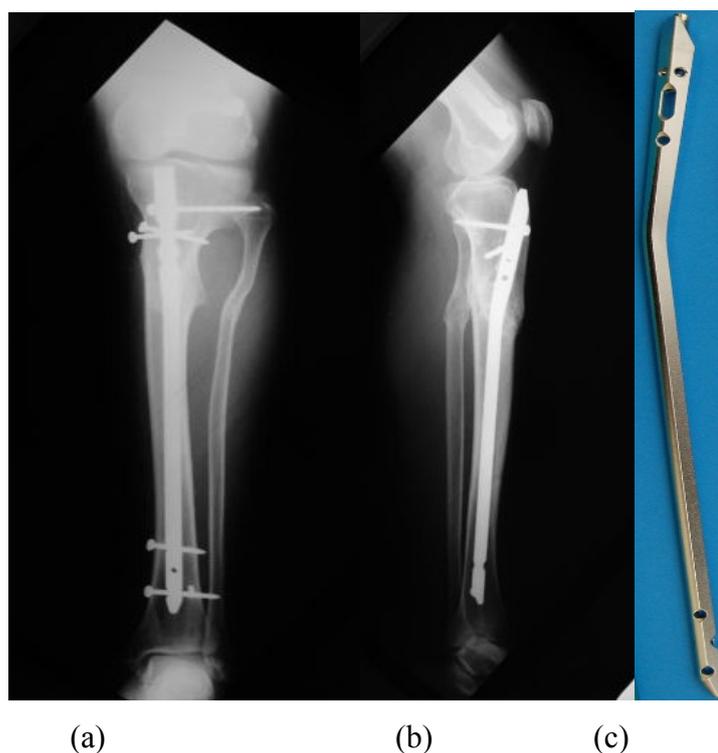


Figura 20: (a) e (b) Radiografias de raios-x de fixação da haste intramedular para tibia e (c) imagem fotográfica da haste intramedular para tibia.

4.2 CÁLCULOS DE TENSÃO DE FLEXÃO DO IMPLANTE PLACA RETA PONTE DE FÊMUR

Após os parafusos perderem a tensão de aperto, conforme indicado na figura 21, ou seja, perda do atrito entre osso e fixação, o conjunto osso e a placa reta de ponte de fêmur deixam de ser um corpo simples para ser comprimido, e assim inicia-se a tensão de flexão.

Com o objetivo de verificar o limite do material utilizado neste implante, seguem os cálculos:

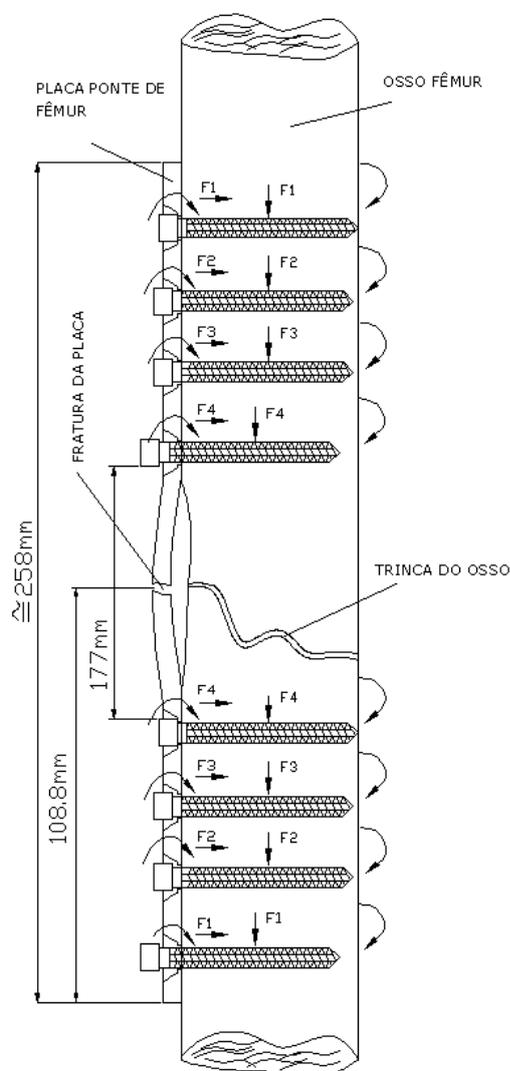


Figura 21: Desenho esquemático das forças atuantes do implante placa reta ponte de fêmur.

4.2.1 Diagrama e fórmula para uma viga engastada

Segue abaixo um croqui de uma viga engastada solicitada por carga uniformemente distribuída. Este método se assemelha a solicitação em que o implante placa de fêmur foi submetido, tendo em vista este princípio, pode se observar avaliando a distribuição de carga constante que a reações resultante de força e momento fletor descrevem pontos de máximos e mínimos de tensões, podendo desta forma associar por este motivo a possível ocorrência de falha.

W = carga uniformemente distribuída total

P = carga concentrada

R = reações

V = esforço cortante

M = momento fletor

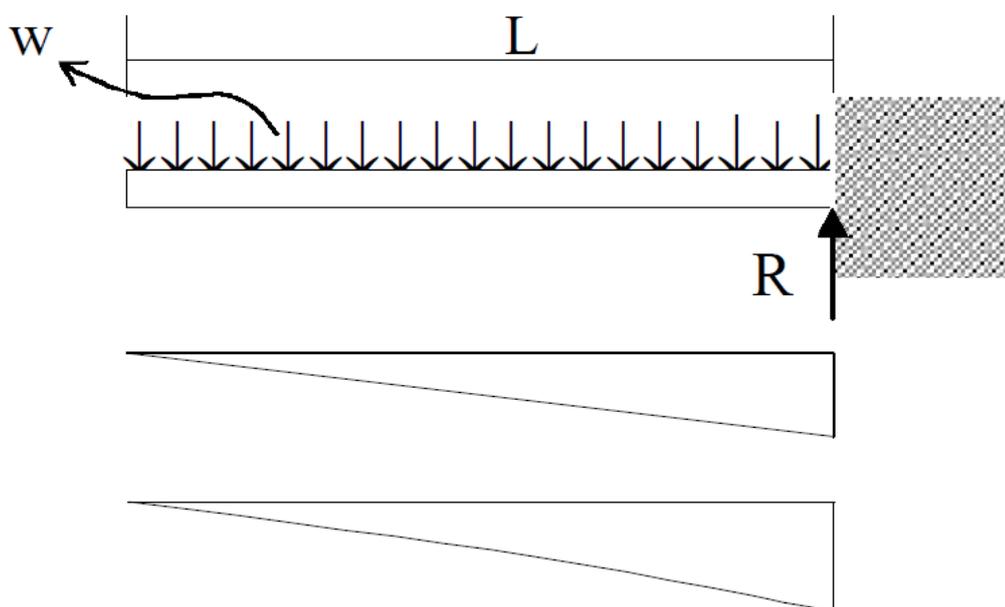


Figura 22: Momento fletor de uma viga engastada sob uma força uniformemente distribuída.

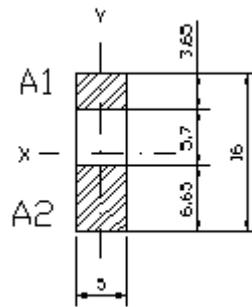


Figura 23: Desenho da vista lateral em corte do implante placa reta ponte de fêmur.

$$I_x = \frac{hb^3}{12}$$

Para área 1: $I_{1x} = \frac{5 \times 0,65^3}{12} = 122,53 \text{ mm}^4$, para área 2: $I_{2x} = \frac{5 \times 3,65^3}{12} = 20,26 \text{ mm}^4$

Somando: $I_{1x} + I_{2x} = 142,80 \text{ mm}^4$

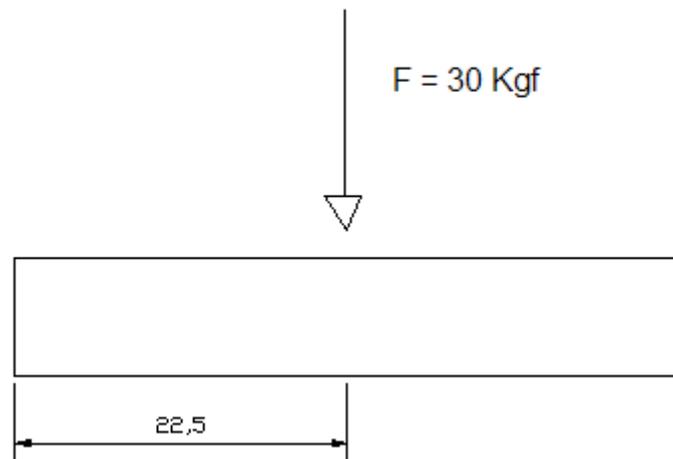


Figura 24: Representação esquemática da força aplicada em um parafuso cortical, utilizado na fixação do implante placa reta ponte de fêmur.

$$M_f = 270 \text{ Kgf cm}^2$$

$$MFm = \frac{w \cdot L^2}{2} = 675 \text{ Kgf mm}$$

$$\sigma = \frac{M \cdot y}{I} = \frac{2700}{142,80} = 18,9 \text{ Kgf/mm}^2 = 185,3 \text{ MPa}$$

Analisando a tensão solicitante no implante, nota-se que a tensão aplicada foi menor que a tensão limite de resistência do material utilizado, que corresponde ao valor de 310 MPa. Portanto, o implante não rompeu devido ao momento fletor.

4.2 ANÁLISES DO ACABAMENTO SUPERFICIAL, DOS GRAUS DE CORROSÃO E DO DESGASTE MECÂNICO

Tabela 5: Quadro resumo da intensidade do ataque corrosivo observado.

Implante	Corrosão / grau estimativo
Placa fêmur DCS	Localizada por pite / grau 3 (severo)
Parafuso cortical 4,5mm edj 1	Localizada por frestas / grau 3 (severo)
Pino do conjunto placa fêmur DCS	-----
Placa estreita modelada	Localizada por pite / grau 2 (moderado)
Parafuso cortical 4,5mm arm 1	Localizada por frestas / grau 3 (severo)
Parafuso cortical 4.5mm arm 2	Localizada por frestas / grau 3 (severo)
Parafuso cortical 4.5mm arm 3	-----
Parafuso cortical 4,5mm arm 4	Localizada por frestas / grau 3 (severo)
Parafuso cortical 4.5mm arm 10	Localizada por frestas / grau 3 (severo)
Placa reta LCP	Localizada por pite / grau 2 (moderada)
Haste intramedular para tibia	-----
Placa reta ponte de fêmur	Localizada por pite / grau 2 (moderada)

No geral, os parafusos corticais apresentaram marcas de corrosão por frestas e as placas marcas de corrosão por pite, variando de grau moderado a severo. Somente três implantes não apresentaram marcas de corrosão conforme, indicado na tabela 5.

Tabela 6: Quadro resumo da intensidade do desgaste mecânico observado.

Implante	Riscos	Outros tipos
Placa fêmur DCS	Grau 3 (severo)	Trincas superficiais e fratura Grau 3 (severo)
Parafuso cortical 4,5 mm edj 1	Grau 2 (moderado)	-----
Pino do conjunto placa fêmur DCS	Grau 2 (moderado)	Amassamento no canal de aperto Grau 3 (severo)
Placa estreita modelada	Grau 1 (baixo)	Marcas de ranhuras devido ao dobramento / Grau 3 (severo)
Parafuso cortical 4,5 mm arm 1	Grau 1 (baixo)	-----
Parafuso cortical 4,5 mm arm 2	Grau 1 (baixo)	-----
Parafuso cortical 4,5 mm arm 3	-----	-----
Parafuso cortical 4,5 mm arm 4	Grau 1 (baixo)	-----
Parafuso cortical 4,5 mm arm 10	Grau 1 (baixo)	-----
Placa reta LCP	Grau 1 (baixo)	-----
Haste intramedular para tibia	Grau 1 (baixo)	Marca de atrito fixação / Grau 3 (severo)
Placa reta ponte de fêmur	Grau 1 (baixo)	Fratura / Grau 3 (severo)

Conforme indicado na tabela acima, podem-se verificar as marcas de engaste mecânico como: riscos superficiais, marcas de atrito, amassamento do canal de aperto. Todos ocorreram possivelmente durante a fixação do implante, tais marcas de ranhuras foram observadas devido ao fato do uso do dispositivo de dobramento, utilizado para a conformação da geometria do implante.



Figura 25: Marcas de riscos e trincas superficiais do implante placa fêmur DCS, subdividido por fraturas.

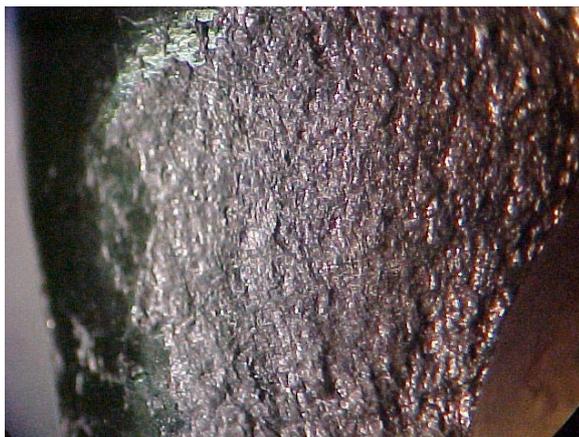


Figura 26: Superfície de fratura da placa reta ponte fêmur (aumeto 7x)

A imagem acima refere-se a uma região de superfície fraturada da placa reta ponte fêmur, sendo observada em um microscópio estereoscópico, com objetivo de verificar os possíveis mecanismos de falhas que evidenciaram a ocorrência a fratura.

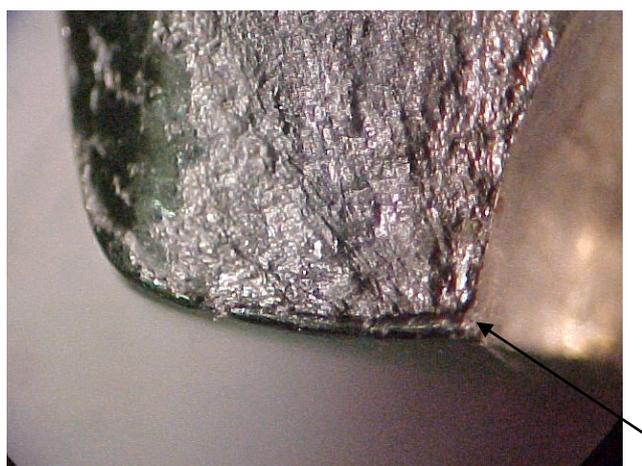


Figura 27: Superfície fraturada indicando marcas de praia e início da trinca

A imagem da figura 27 possibilitaram visualizar a região da iniciação da trinca observada na placa, que é exatamente na borda do furo, e a presença de marcas de praia numa escala macroscópica indicando o caráter progressivo e o crescimento de trincas sob condições de fadiga em amplitudes de tensões.

Como indicados na tabela 6, todos os implantes apresentaram riscos superficiais, com exceção do implante parafuso cortical 4,5 mm arm 3 devido ao fato dele ser um implante novo, marcas com desgastes mecânicos também foram observadas marcas de trincas superficiais, marcas de atritos, etc, e classificadas de acordo com a intensidade, variando o grau de baixo a severo.

4.3 ENSAIOS METALOGRÁFICOS / MICROESTRURA

Com relação à microestrutura do implante, deve-se apresentar grãos 100% austeníticos e relativamente homogêneos, isentos de ferrita delta, de segregações e de precipitados, quando examinados a 100 x de ampliação de acordo com as especificações da norma ISO 5832-1, de forma a garantir uma boa resistência à corrosão. Vale ressaltar que a presença de ferrita delta na microestrutura nos implantes ortopédicos de aço inoxidável são inaceitáveis pelo motivo de causarem menor resistência à corrosão, quando comparada à matriz austenítica. Além disso, ferrita delta é ferro-magnética e aumenta a permeabilidade magnética do aço inoxidável. De um modo geral, a presença de ferrita delta está relacionada aos menores valores de tenacidade, apesar de ser dúctil e tenaz.

Foram estudados 12 implantes, em amostras embutidas das seções longitudinais e transversais.

As microestruturas das amostras observadas de seções longitudinais e transversais, totalizaram 12 implantes removidos de pacientes, uma placa de fêmur DCS (subdividida em fratura 1 e 2), indicando evidências de possíveis trincas associadas à fadiga corrosão, um parafuso cortical 4,5 mm edj 1, um pino do conjunto placa fêmur DCS, placa estreita modelada e cinco parafusos corticais 4,5mm, denominados: arm 1, arm 2, arm 3, arm 4 e arm 10, uma placa reta LCP, uma haste de tíbia e uma placa reta ponte de fêmur.

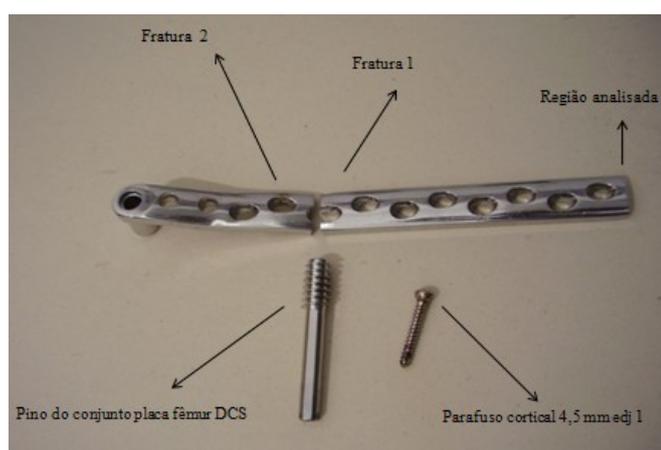


Figura 28: Implantes removidos de paciente, setas indicando regiões de análises metalográficas.

A figura 28 indica por meio de setas as regiões onde realizou-se os ensaios metalográficos. Deste conjunto chamado de placa fêmur DCS, constituído de um parafuso cortical e o um pino do ajuste do implante à anatomia do osso.

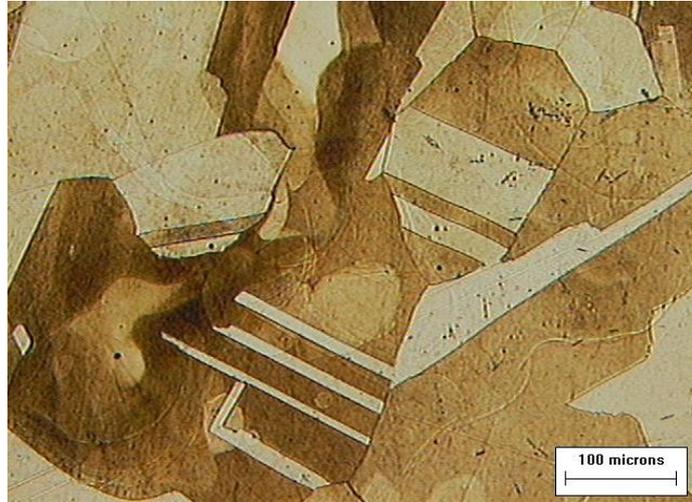


Figura 29: Microestrutura austenítica do implante da placa de fêmur DCS, analisado por microscopia ótica, na secção longitudinal (aumento 100X).

A imagem acima mostra uma estrutura austenítica com maclas e carbonetos dispersos pela matriz.

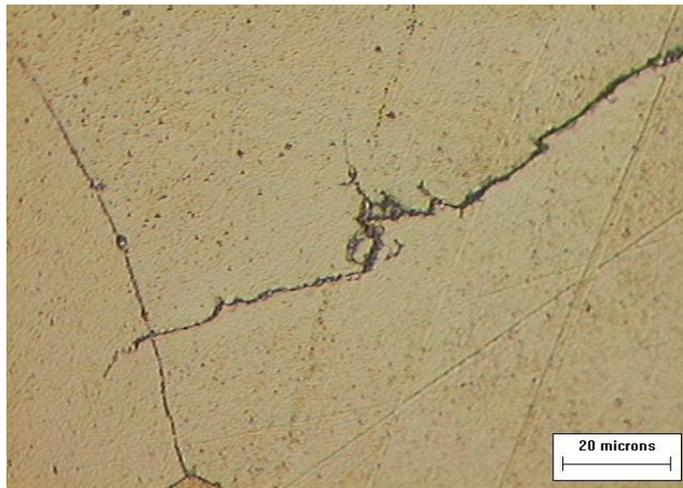


Figura 30: Microestrutura austenítica mostrando evidências de uma trinca com ramificações, do implante placa de fêmur DCS fratura 1 (aumento 500X).

A imagem da figura 30 ilustra a superfície fraturada disposta pra cima, não podendo ser observados os grãos devido o seu aumento referente à 500X.

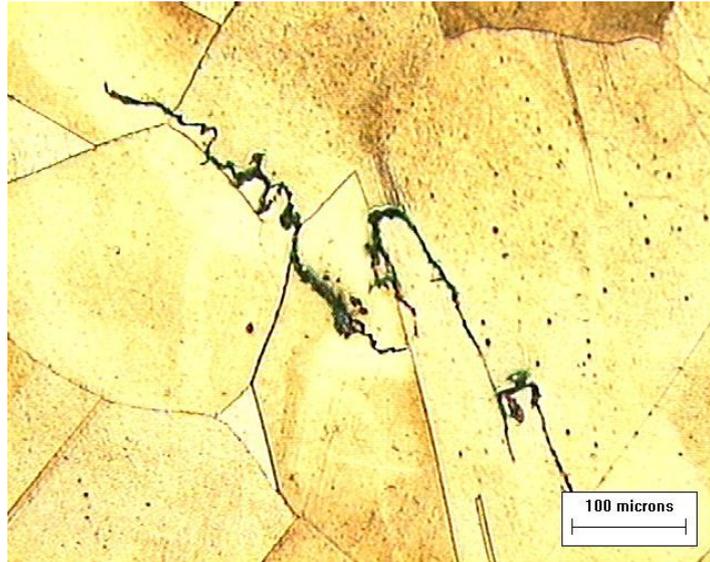


Figura 31: Microestrutura austenítica mostrando evidências de uma trinca com ramificações transgranulares, do implante da placa de fêmur DCS fratura 2 (aumento 100X).

A imagem acima mostra maclas e carbonetos dispersos pela matriz.

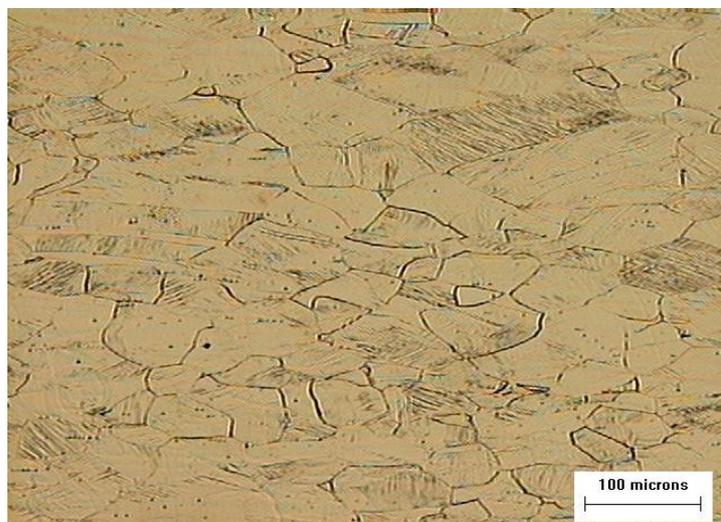


Figura 32: Microestrutura austenítica do parafuso cortical 4,5mm edj 1, na secção longitudinal (aumento 100X).

A imagem acima mostra grãos achatados, elevado de encruamento e carbonetos dispersos pela matriz.

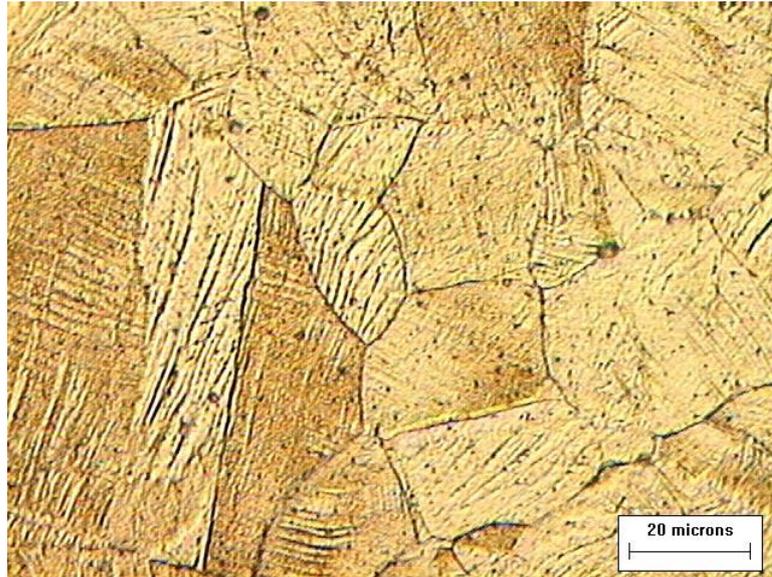


Figura 33: Microestrutura austenítica do pino do conjunto da placa do fêmur DCS, na secção transversal, (aumento 500X).

A figura acima mostra linhas de escorregamento em todos os grãos, elevado grau de encruamento e carbonetos dispersos pela matriz.



Figura 34: Microestrutura austenítica da placa estreita modelada, na secção transversal, (aumento 200X).

A imagem mostra as linhas de escorregamentos, um grau moderado de encruamento, com grãos levemente achatados e carbonetos dispersos pela matriz.

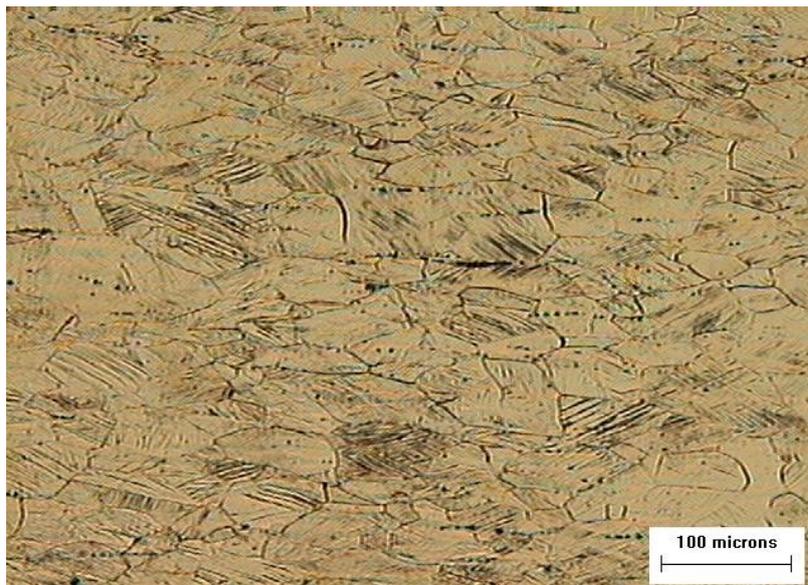


Figura 35: Microestrutura austenítica parafuso cortical 4,5 mm arm 1, na secção longitudinal (aumento 100X).

A figura mostra grãos achatados e elevado grau de encruamento com carbonetos dispersos pela matriz.

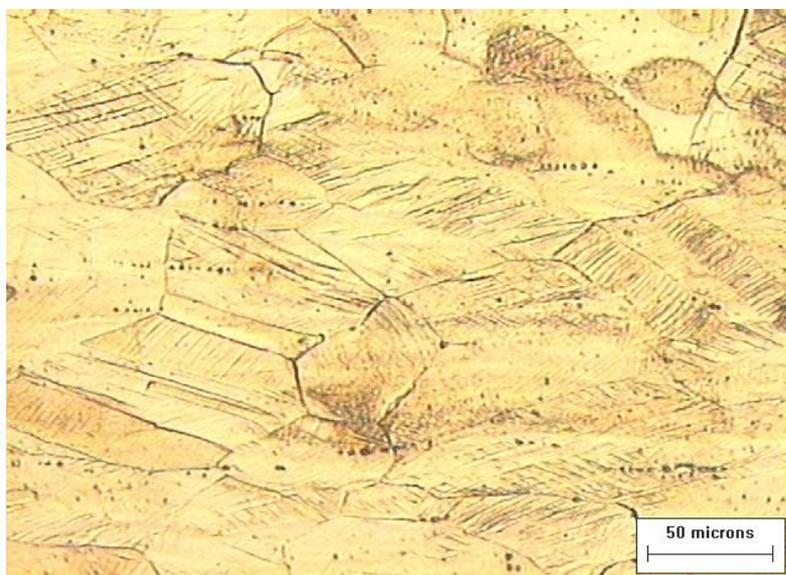


Figura 36: Microestrutura austenítica do parafuso cortical 4,5 mm arm 2 (aumento 200X).

A figura mostra grãos achatados com baixo grau de encruamento com carbonetos dispersos pela matriz.



Figura 37: Microestrutura do parafuso cortical 4,5 mm arm 3, na secção longitudinal (aumento 100X).

A figura acima mostra uma microestrutura com alto grau de encruamento.

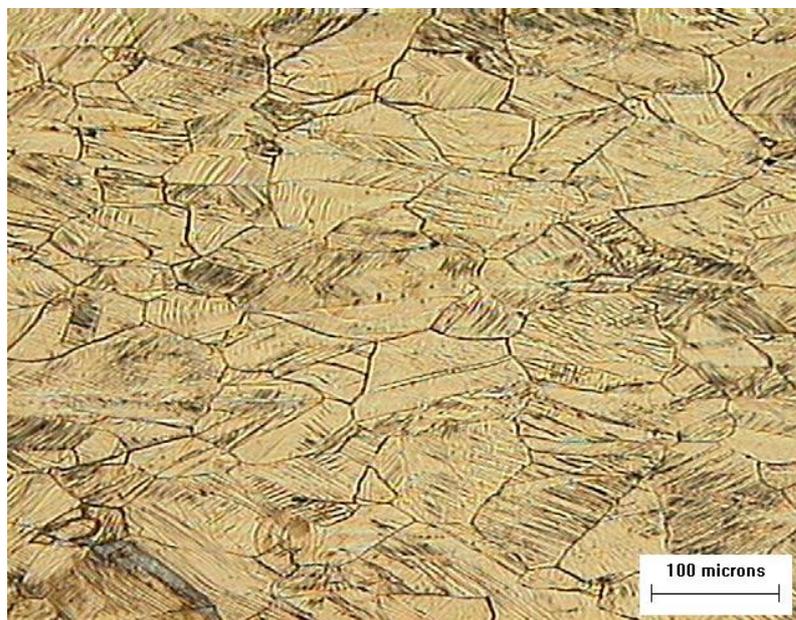


Figura 38: Microestrutura austenítica do parafuso cortical 4,5 mm arm 4, na secção longitudinal (aumento de 100X).

A figura mostra linhas de escorregamento com grãos achatados e moderado grau de encruamento e carbonetos dispersos pela matriz.



Figura 39: Microestrutura austenítica do parafuso cortical 4,5 mm arm 10, na secção longitudinal (aumento de 100X).

A figura mostra linhas de escorregamento com grãos achatados e moderado grau de encruamento e carbonetos dispersos pela matriz.

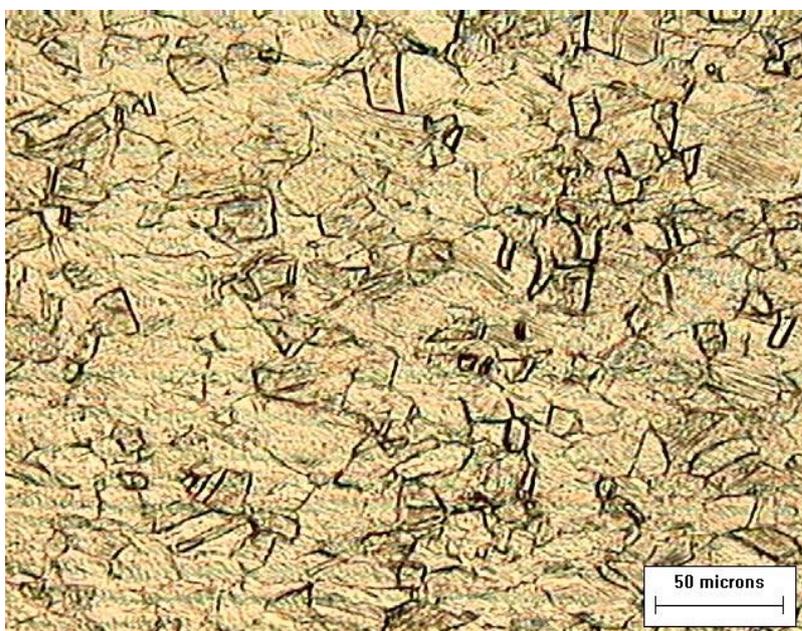


Figura 40: Microestrutura austenítica placa reta LCP, na secção longitudinal (aumento 200X)

A figura mostra linhas de escorregamento com grãos achatados e com moderado grau de encruamento e carbonetos dispersos pela matriz.

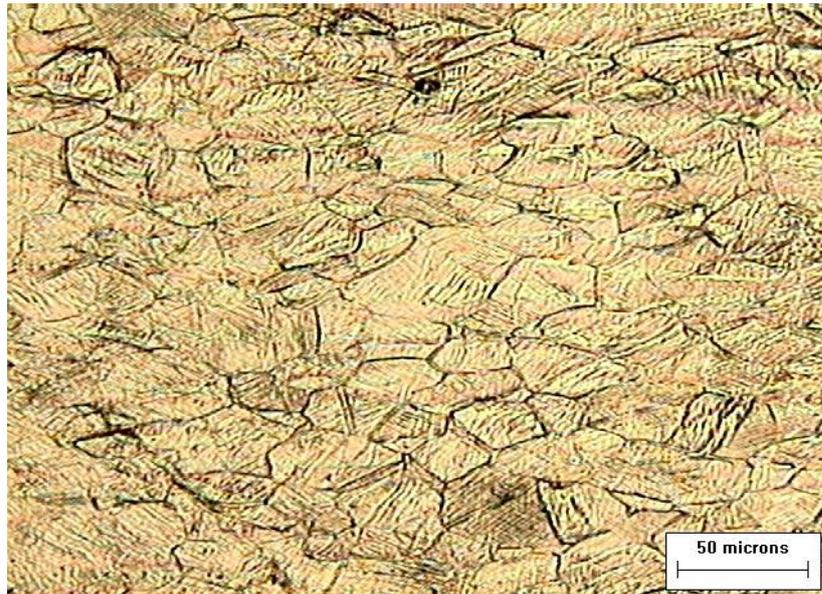


Figura 41: Microestrutura austenítica da haste intramedular para tibia, na secção transversal (aumento 200X).

A figura mostra linhas de escorregamento com grãos achatados e com moderado grau de encruamento e carbonetos dispersos pela matriz.

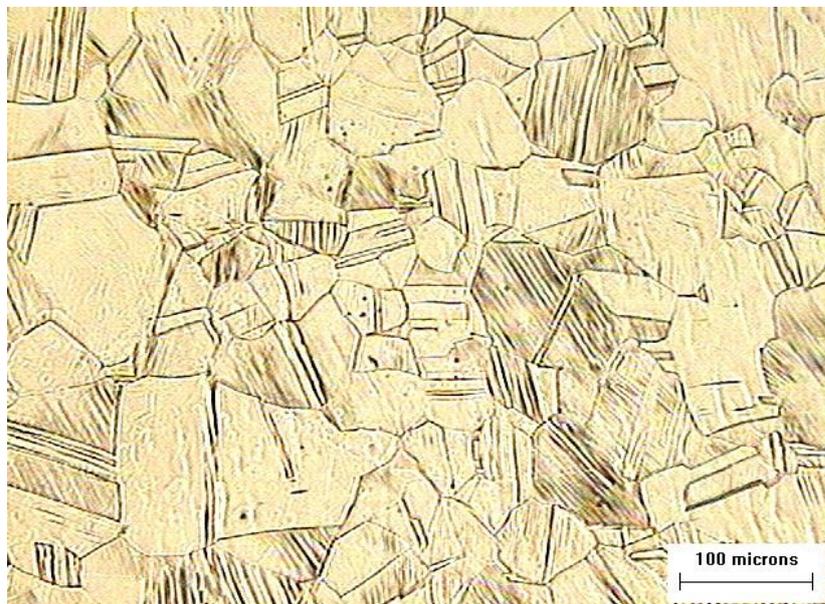


Figura 42: Microestrutura austenítica placa reta ponte de fêmur, apresentando maclas de recozimento (aumento de 100X).

A figura mostra maclas de recozimento e carbonetos dispersos pela matriz.

4.3.1 Tamanho de grão

Conforme recomendado na norma ISO 5832-1, o tamanho de grão deve ser igual ou menor que o grau ASTM 4 ou superior (quanto menor o tamanho, maior o grau ASTM) para que não haja prejuízo para as propriedades mecânicas e de resistência à fadiga do implante. Além de grãos finos é desejável também que o tamanho de grão seja relativamente homogêneo ao longo de toda peça.

Tabela 7: Resultado da determinação do tamanho Médio de Grão.

Implante	Tamanho Médio de Grão
Placa de fêmur DCS	6,5
Placa de fêmur DCS fratura 1	3,5
Placa de fêmur DCS fratura 2	3,5
Parafuso cortical 4,5 mm edj 1	6
Pino do conjunto placa fêmur DCS	8
Placa estreita modelada	7
Parafuso cortical 4,5 mm arm 1	6
Parafuso cortical 4,5 mm arm 2	6,5
Parafuso cortical 4,5 mm arm 3	6,5
Parafuso cortical 4,5 mm arm 4	5,0
Parafuso cortical 4,5 mm arm 10	5,0
Placa reta LCP	5,5
Haste intramedular para tibia	7
Placa reta ponte de fêmur	5,5

Em nosso estudo, verificamos a presença do tamanho de grão fora das especificações das normas em um implante placa de fêmur DCS, próximo à região onde ocorreu a fratura. Esse resultado de tamanho médio de grão no valor de 3,5 é extremamente relevante, pelo fato de que este implante sofreu uma fratura por fadiga, sem sinais de afrouxamento dos parafusos, conforme mostrado na radiografia do raio-x. Os demais implantes apresentaram tamanho médio de grão dentro das especificações exigidas.

4.3.2 Teores de inclusões

É reconhecido que as inclusões desempenham uma influência negativa no comportamento dos aços inoxidáveis, frente à corrosão em meios neutros aerados salinos, como o existente no interior do corpo humano. Desta forma os teores de inclusão deverão ser residuais, pois a sua presença aumenta a susceptibilidade dos aços inoxidáveis à ocorrência de corrosão localizada do tipo pite. De acordo com as normas ASTM F 138 e ISO 5832-1, o aço inoxidável austenítico utilizado para implantes não deve ter teores de inclusões maiores do que recomendado em norma.

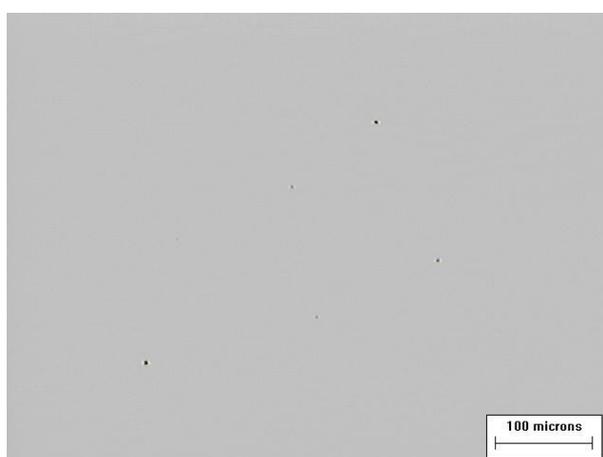


Figura 43: Inclusões observadas na placa de fêmur DCS (aumento de 100X).

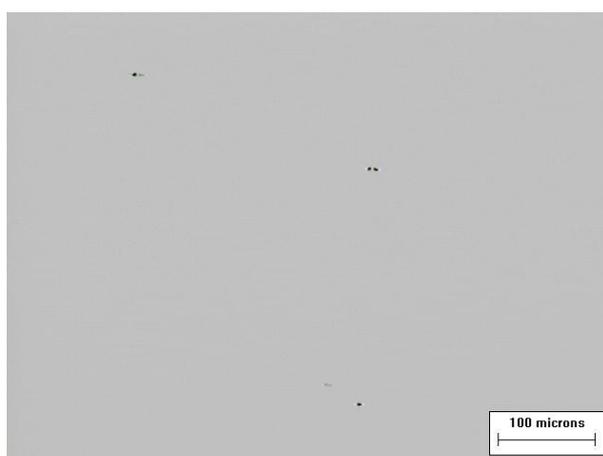


Figura 44: Inclusões observada no parafuso cortical 4,5mm edj 1 (aumento de 100X).

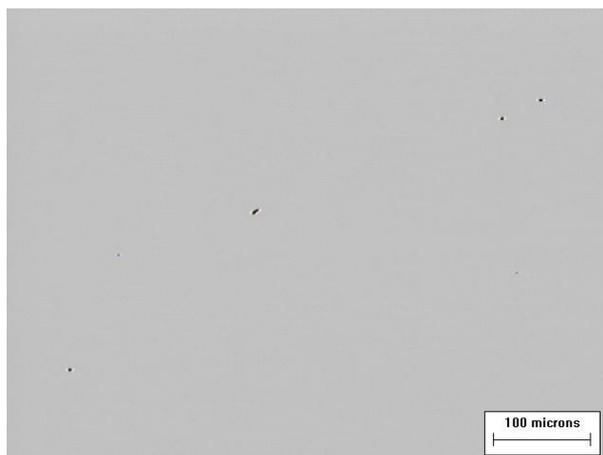


Figura 45: Inclusões observadas no pino do conjunto placa fêmur DCS (aumento de 100X).

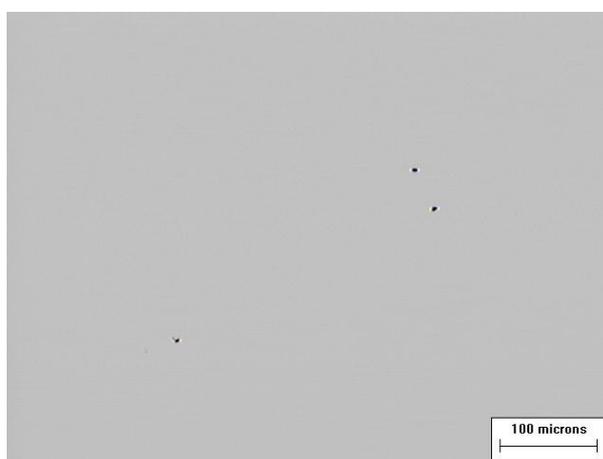


Figura 46: Inclusões observadas na placa estreita modelada (aumento de 100X).



Figura 47: Inclusões observadas no parafuso cortical 4,5 mm arm 1 (aumento de 100X).

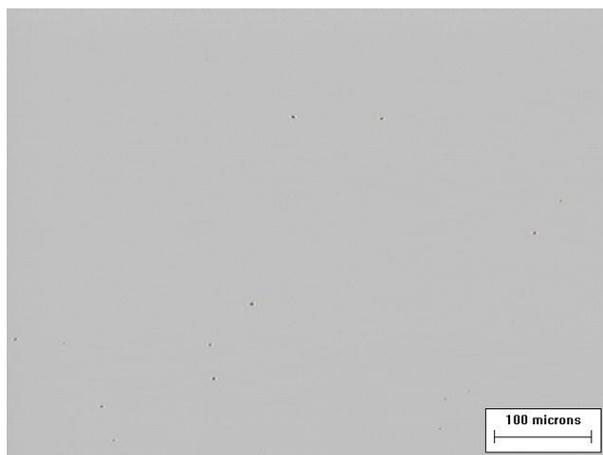


Figura 48: Inclusões observadas no parafuso cortical 4,5 mm arm 2 (aumento de 100X).

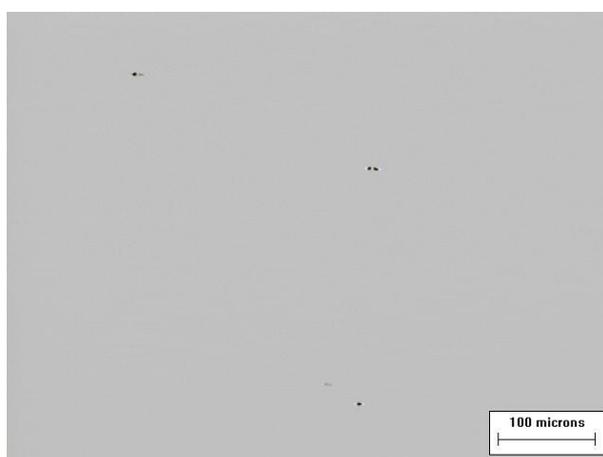


Figura 49: Inclusões observadas no parafuso cortical 4,5 mm arm 3 (aumento de 100X).



Figura 50: Inclusões observadas no parafuso cortical 4,5 mm arm 4 (aumento de 100X).



Figura 51: Inclusões observadas no parafuso cortical 4,5 mm arm 10 (aumento de 100X).



Figura 52: Inclusões observadas na Placa reta LCP (aumento de 100X).



Figura 53: Inclusões observadas na haste intramedular para tibia (aumento de 100X).

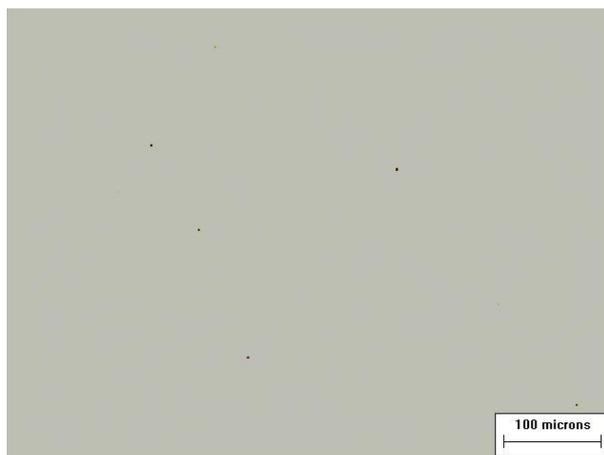


Figura 54: Inclusões observadas na ponte reta fraturada (aumento de 100X).

Não foram encontrados nas amostras estudadas limites de teores de inclusões não metálicas superiores ao recomendado em norma, estando todos os implantes dentro das especificações exigidas, no tocante a este quesito, conforme mostrados nas figuras de 43 a 54.

4.4 ENSAIO DE DUREZA

Apesar de não ter a sua determinação exigida na norma ABNT NBR ISO 5832-1 e ASTM F 138 esta característica é um parâmetro importante a ser examinado, pois reflete o grau de encruamento do material.

Os valores apresentados nas tabelas de numeração 8 a 21 representam a média de cinco medições efetuadas no grão médio das faces das amostras embutidas no baquelite.

Tabela 8: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Placa fêmur DCS

PONTOS REGIÃO	1	2	3	4	5	MÉDIA
Grão Médio	163,52	161,51	169,50	171,37	166,22	166,42

Tabela 9: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Placa fêmur DCS Fratura 1

PONTOS REGIÃO	1	2	3	4	5	MÉDIA
Grão Médio	180,13	189,81	188,41	185,59	195,72	187,93

Tabela 10: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Placa fêmur DCS Fratura 2

PONTOS REGIÃO	1	2	3	4	5	MÉDIA
Grão Médio	180,60	191,49	179,64	190,87	182,23	184,97

Tabela 11: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Parafuso cortical 4,5 mm edj 1

PONTOS REGIÃO	1	2	3	4	5	MÉDIA
Grão Médio	409,97	428,07	410,50	403,62	411,91	412,81

Tabela 12: Microdureza Vickers 1000gf (9,8) / Pino do conjunto placa fêmur DSC

PONTOS REGIÃO	1	2	3	4	5	MÉDIA
Grão Médio	354,52	344,03	328,73	361,09	326,93	343,06

Tabela 13: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Placa estreita modelada

PONTOS REGIÃO	1	2	3	4	5	MÉDIA
Grão Médio	362,24	340,65	350,76	338,56	339,15	346,27

Tabela 14: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Parafuso cortical 4,5 mm arm 1

PONTOS REGIÃO	1	2	3	4	5	MÉDIA
Grão Médio	377,38	377,38	376,60	372,32	369,43	374,62

Tabela 15: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Parafuso cortical 4,5 mm arm 2

PONTOS REGIÃO	1	2	3	4	5	MÉDIA
Grão Médio	343,59	356,33	346,19	357,48	345,33	349,79

Tabela 16: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Parafuso cortical 4,5 mm arm 3

PONTOS REGIÃO	1	2	3	4	5	MÉDIA
Grão Médio	356,10	376,06	378,98	366,91	377,28	371,06

Tabela 17: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Parafuso cortical 4,5 mm arm 4

PONTOS REGIÃO	1	2	3	4	5	MÉDIA
Grão Médio	331,45	330,35	329,57	328,93	326,52	329,36

Tabela 18: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Parafuso cortical 4,5 mm arm 10

PONTOS REGIÃO	1	2	3	4	5	MÉDIA
Grão Médio	361,99	364,01	362,25	360,10	367,09	363,08

Tabela 19: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Placa reta LCP

PONTOS REGIÃO	1	2	3	4	5	MÉDIA
Grão Médio	335,70	335,70	335,70	336,15	336,56	335,96

Tabela 20: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Haste intramedular para tibia

PONTOS REGIÃO	1	2	3	4	5	MÉDIA
Grão Médio	392,07	386,56	390,07	381,04	399,49	404,49

Tabela 21: Microdureza Vickers 1000gf (9,8 N) / Placa reta ponte de fêmur

PONTOS REGIÃO	1	2	3	4	5	MÉDIA
Grão Médio	269,60	287,33	275,65	303,34	305,46	288,28

Conforme verificado nos ensaios de microdurezas indicados nas tabelas 8 a 21, os valores de durezas obtidos são característicos de microestrutura encruada, com exceção do implante placa fêmur DCS, que apresentou um valor de dureza não encruada da microestrutura do material do implante, em toda a sua região analisada.

4.5 ANÁLISE DA COMPOSIÇÃO QUÍMICA DO IMPLANTE

A tabela 18 apresenta os resultados das análises químicas dos elementos dos aços inoxidáveis austeníticos, utilizados nos implantes ortopédicos removidos de pacientes. Estas análises foram realizadas no Laboratório de Caracterização de Materiais da Universidade Presbiteriana Mackenzie e no Laboratório de Química da empresa TORC

Controle Tecnológico de Materias Ltda, e foram verificadas de acordo com as normas vigentes.

Tabela 22: Composição química dos principais elementos dos implantes.

Elementos% Amostras	C	Si	Mn	P	S	Cu	Ni	Cr	Mo
Placa Fêmur DCS	0,028	0,374	1,88	0,018	0,0048	0,204	14,09	18,30	2,80
Parafuso cortical 4,5 mm edj 1	0,052	0,65	1,79	0,017	--	0,033	13,08	17,99	3,22
Pino do conjunto placa fêmur DCS	0,042	0,75	1,69	0,013	0,010	0,11	13,47	17,11	2,53
Placa estreita modelada	0,042	0,60	1,27	0,015	0,011	0,026	13,10	16,97	3,41
Parafuso cortical 4,5 mm arm 1	0,042	0,70	1,26	0,011	--	0,027	12,82	17,07	2,71
Parafuso cortical 4,5 mm arm 2	0,041	0,50	1,35	0,014	0,012	0,070	13,02	17,01	2,89
Parafuso cortical 4,5 mm arm 3	0,050	0,50	1,88	0,017	0,008	0,130	13,54	18,00	3,41
Parafuso cortical 4,5 mm arm 4	0,055	0,60	1,10	0,015	0,011	0,033	13,10	17,61	2,69
Parafuso cortical 4,5 mm arm 10	0,042	0,50	1,33	0,018	--	0,070	12,57	17,61	3,21
Placa reta LCP	0,033	0,40	1,78	0,016	0,010	0,11	15,05	19,89	2,44
Haste intramedular para tibia	0,026	0,52	1,80	0,016	0,002	0,02	13,80	18,85	2,72
Placa reta ponte de fêmur	0,030	0,42	1,86	0,014	0,001	0,17	15,25	19,70	2,64

Irregularidades na composição química foram detectadas em dez dos doze implantes submetidas à análise química, em oito casos o teor de carbono apresentava irregularidades, estando acima do exigido pelas normas ASTM F138-92 e ISO 5832-1. Tais diferenças de carbono podem exercer certa relevância devido à influência que esses elementos desempenham sobre as propriedades mecânicas e resistência a corrosão dos aços inoxidáveis austeníticos.

Em dois casos o teor de níquel e cromo estavam acima do recomendado, conforme indicado na tabela 22.

As pequenas alterações encontradas nos teores de enxofre, possivelmente foram motivadas pelas imprecisões dos métodos utilizadas por pequenas variações de composição das amostras.

Tais diferenças encontradas na composição da liga podem ou não exercerem certa relevância devido a influência que estes elementos desempenham sobre as propriedades dos aços inoxidáveis austeníticos.

Vale salientar que os fatores de resistência à corrosão por pites (F_{pite}), indicado na norma ISO 5832-1, definem-se em função do cromo e do molibdênio, que deve ser igual ou maior do que $26 \text{ pite} = (3,3 \times \% \text{ de molibdênio} + \% \text{ de cromo})$.

4.6 ANÁLISE POR MICROCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Foram analisadas as superfícies de fratura do implante placa fêmur utilizando o método pela microscopia eletrônica de varredura assim realizada em um microscópio marca Jeol modelo JSM T330A.

Antes do exame ao microscópio a superfícies de fraturas foram colocadas em uma câmara a vácuo.

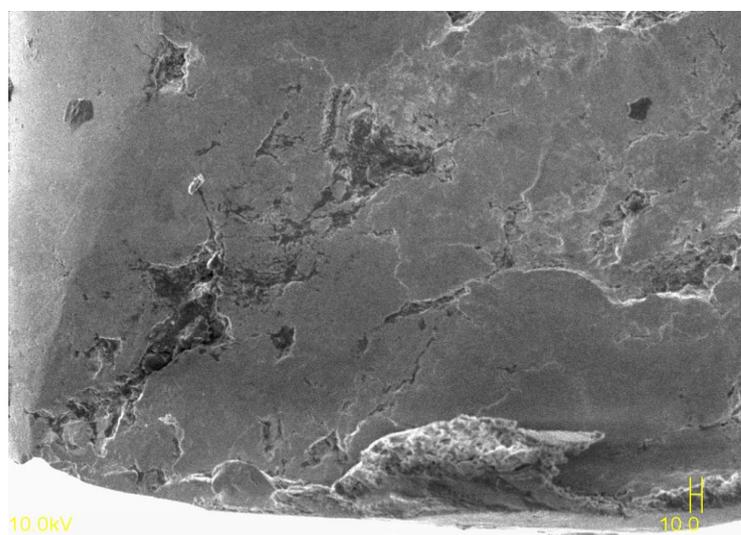


Figura 55: Microfotografia por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura do implante placa fêmur (aumento de 200X).

Nesta imagem, obtida com elétrons secundários por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), se pode observar a interação entre as duas superfícies da fratura. A figura se mostra para assinalar a dificuldade que havia para interpretar a face da fratura usando microscopia óptica.

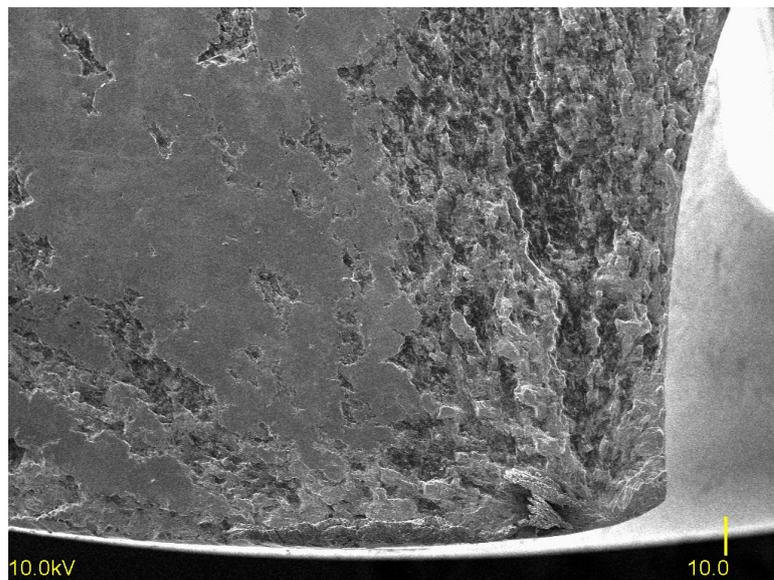


Figura 56: Microfotografia por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura do implante placa fêmur (aumento de 35X).

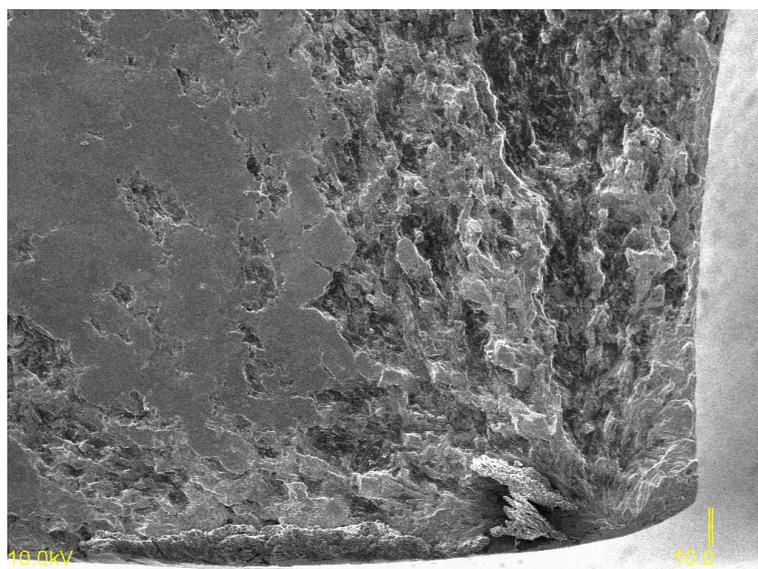


Figura 57: Microfotografia por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura do implante placa fêmur (aumento de 50X).

As fotos das figuras 56 e 57 mostram uma fratura com topografia muito acidentada, o que pode estar associado a uma ramificação durante a propagação, o qual é típico de trincas de corrosão sob tensão.

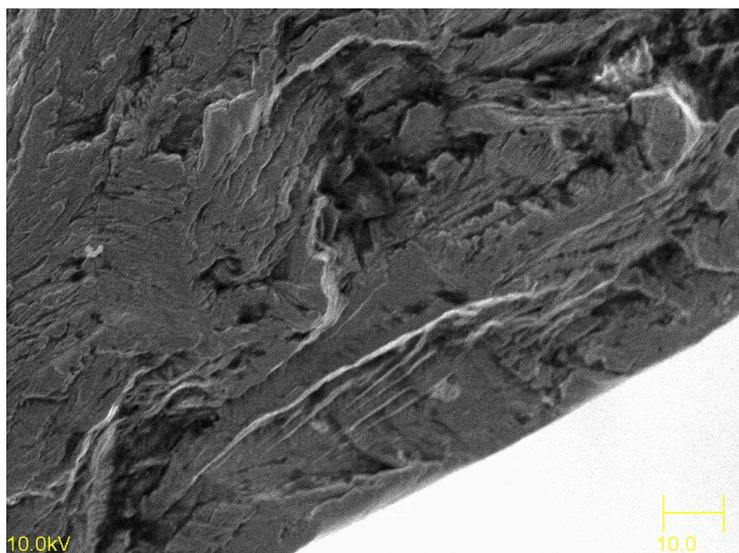


Figura 58: Microfotografia por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura do implante placa fêmur (aumento de 1000X).

Na região superior esquerda da foto podem-se observar trincas de corrosão sob tensão com aspecto de “clivagem”. Na região direita abaixo e no centro abaixo observam-se estrias de fadiga.

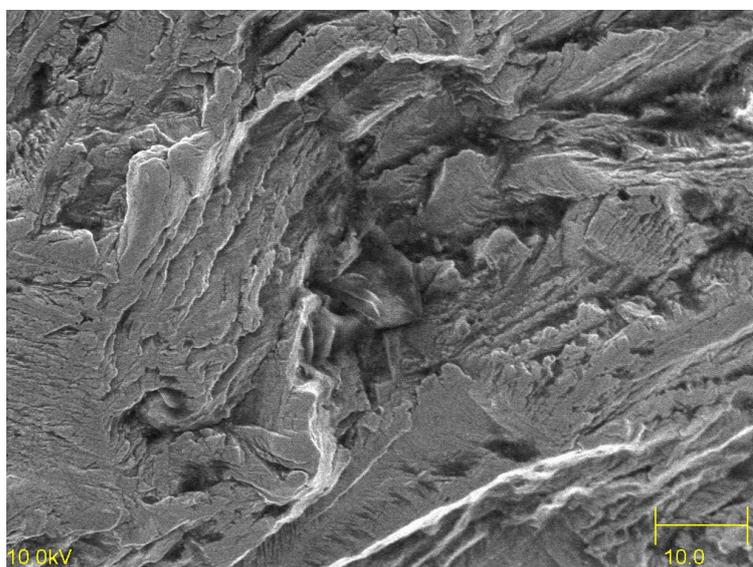


Figura 59: Microfotografia por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura do implante placa fêmur (aumento de 1500X).

Nesta foto podem-se observar trincas de corrosão sob tensão que apresentam freqüentemente uma topografia que lembra o mecanismo de clivagem em estruturas ferríticas.

O acentuado aspecto topográfico (relevos) pode ser uma indicação de trincas se ramificando, o que é típico da corrosão sob tensão.

5 CONCLUSÕES

Dos resultados obtidos ao longo do presente trabalho sobre as causas de falhas dos aços inoxidáveis austeníticos utilizados em implantes ortopédicos, pode-se chegar às seguintes conclusões:

- Os resultados permitiram concluir que o tipo de corrosão encontrada nas cabeças dos parafusos corticais foi por frestas.
- Há evidências que permitem associar o motivo da causa da falha ao tamanho de grão, o qual é excessivamente grande, conforme verificado na micrografia.
- Baseado nos resultados obtidos na análise química da placa de fêmur DCS, o material utilizado na fabricação deste implante foi 316 L, sendo os demais F 138.
- As condições da superfície da fratura do implante placa fêmur DCS não eram apropriadas para uma análise adequada da topografia, pois tinham marcas de atrito provenientes de interação entre as faces de fratura. Os resultados indicam uma predominância de uma propagação de trincas assistida pelo meio ambiente em que estava inserida “environmental assisted crack”, obviamente associada ao ciclo de carregamento aplicado.
- As superfícies de fratura do implante placa reta ponte de fêmur indicaram, ao nível de inspeção utilizada, o mecanismo de fadiga, com a trinca partindo da borda dos furos, com propagação de fadiga ao longo de toda face de fratura, o que indica um carregamento de baixa tensão nominal. A falha foi produzida por flexão unidirecional.
- Este trabalho permitiu gerar uma sugestão para o procedimento de retirada dos implantes, quando seja necessário realizar uma investigação de causas de falhas.

6 SUGESTÃO DE INICIATIVA DE PROCEDIMENTOS

Iniciativa para produção de acompanhamento e estudos de implantes removidos de pacientes, para investigação de casos de falhas em implantes ortopédicos em especial osteossínteses.

Após a retirada do implante falhado, seguem algumas recomendações:

1. Anexar ao implante a ser estudado, uma radiografia da região do implante, a fim de identificar possíveis carregamentos mecânicos;
2. Fazer uma higienização superficial do implante, exemplo: água e detergente, para serem examinados em laboratório, utilizando ultra som com acetona durante aproximadamente 6 horas, visando à remoção de sangue, tecido corporal, tecido ósseo e outras substâncias;
3. Fazer uma limpeza superficial da fratura sem danificá-la;
4. Identificar o nome do implante;
5. Que tipo de material foi utilizado na sua fabricação;
6. Código do material. Rastreabilidade.
7. Evitar o contato entre os implantes fraturados, exemplo: atrito das superfícies da fraturas;
8. Acondicionar em embalagem separada, a fim de evitar contatos superficiais entre os implantes;
9. Identificar o tempo de permanência do implante no interior do paciente;
10. A falha apresentada nesta região do implante é comum? Sim () ou Não ()
11. Esta placa foi modelada? Sim () ou Não ()
12. Qual o peso do paciente? _____
13. Houve atividades excessivas do paciente? Sim () ou não ()
14. Motivo da retirada? _____
15. Que tipo de solicitação mecânica agiu no implantes?
 - a) Tração ()
 - b) Compressão ()
 - c) Fadiga ()
 - d) Torção ()

7 REFERÊNCIAS

ANTUNES, R.A., Caracterização do Comportamento Frente à Corrosão de um Aço Inoxidável Austenítico para Aplicações Biomédicas com Resvestimentos PVD de TiN, TiCN e DLC. São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; 2006, 320p. Tese (Doutorado)

Associação Brasileira de Normas Técnicas – NBR ISO 5832-1: Implantes Para Cirurgia

AZEVEDO, C. R. F., HIPPERT JR., E., Failure analysis of surgical implants in Brazil, *Engineering Failure Analysis*, v. 9, p. 621-623, 2002.

AZEVEDO, C. R. F., HIPPERT JR., E., *Análise de falhas de implantes cirúrgicos no Brasil: a necessidade de uma regulamentação adequada*, Caderno Saúde Pública, Rio de Janeiro, set-out, 2002.

BOMBARA, G., CAVALLINI, M., CAVALLINI, M., Stress corrosion cracking of implants, *Corrosion Science*, v. 17, p. 77-85, 1977.

BOSHI, A. O. O que é necessário para que um material possa ser considerado um biomaterial? Encontro Nacional de Biomateriais, 2, 1993, São Paulo. Resumos. São Paulo: IPEN- CNEN/SP, 1996.

BROWNER et al. (2003). Skeletal Trauma: *basic science, management and reconstruction*. 3.edv.1.New York:Saunders

CALLISTER, JR. W.D.: Engenharia e Ciências dos Materiais: *Departamento de Engenharia Metalúrgica*, 2006, University of Utah

CAVALCANTI, E, C.; SOUZA, S., M, C, & CAMPOS, M, M., 1995. Caracterização e avaliação da resistência à corrosão de implantes ortopédicos temporários removidos de pacientes. In: *18º Congresso Brasileira de Corrosão*, Anais, pp. 1001-1013. Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Corrosão.

DAVIES, J.R. & ASSOCIATES, *ASM Speciality Handbook*, stainless steel. ASM International, p. 25, 1994.

DIETER, G. E. (Org.) Fadiga em metais. *Metalurgica mecânica*. Rio de Janeiro: Guanabara koogan, 2 ed. 1984. Cap. 12, p. 369-370.

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

FERRAZ, O. L. M. , 1997. Questionamentos judiciais e a proteção contra o paciente: Um sofisma a ser corrigido pelo gerenciamento de riscos. *Revista Bioética do Conselho Federal de Medicina*, v. 5, n.

FERREIRA I., Tenacidade à fratura, em condições elasto-plásticas, das ligas de alumínio de alta resistência do tipo Al-6Zn-2Mg-xCu. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica. Universidade Estadual de Campinas; 1987, 195p. Tese (Doutorado).

FONSECA, K.B., PEREIRA, H.H. e SILVA, S.N., Avaliação de Falhas em Implantes Metálicos Coxo-Femoral e Joelho Retirados de Pacientes, *Revista Matéria*, v. 10, n. 3, PP. 472-480, 2005.

GENTIL, V. *Corrosão*. 5. ed. Rio de Janeiro: LTC Editora, 2007. 353p. ISBN 978-85-216 1556-9.

GIORDANI, E. J., GUIMARÃES , V. A., PINTO, T. B., FERREIRA, I., Localized corrosion resistance of two austenitic stainless steel used for orthopaedic applications, *Acta Microscopica*, v. 12, Supplement C, p. 25-26, 2003.

GIORDANI, E. J., Propriedades e Mecanismo de Nucleação de Trincas por Fadigas em Meio Neutro e Meio Fisiológico Artificial de Dois Aços Inoxidáveis Austeníticos Utilizados como Biomateriais. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica. Universidade Estadual de Campinas; 2001, 300p. Tese (Doutorado).

GUIMARÃES, Valdir Alves. Influência da taxa de resfriamento nas propriedades mecânicas e no micromecanismo de fratura de um aço microligado com nióbio e titânico. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica. Universidade Estadual de Campinas; 1997, 157p. Tese (Doutorado).

HERTZBERG, R.W. Deformation and fracture mechanics of engineering materials. 4.ed. New York: John Wiley & Sons, 786 p., 1996.

J.R. DAVIS, JR. JOSEPH, *Asm Specialty Handbook Stainless Steels*, Vol 7, 1994

LOPES, G.D. Biodeterioration and corrosion of metallic implants and prosthetic devices Medicina Buenos Aires. V.53, n.3, p.260-274, 1993.

MARIANO, N. A Corrosão sob tensão de um aço inoxidável austenítico em solução aquosa contendo cloretos. São Carlos: Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 1997, 194p. *Tese (Doutorado)*.

MARINHEIRO, C. A., A corrosão química nos implantes ortopédicos, Claretiano- *Revista do Centro Universitário*, Batatais. n. 4, Jan./Dez. 2004.

MERCADANTE M.T., VILLAMIL R.F.V., ARANHA H., AFONSO M.L.C. de A., AGOSTINHO S.M.L.: Aços inoxidáveis em implantes ortopédicos: fundamentos e resistência à corrosão. Ver. Bras. Ortp. 37:471-476, 2002.

METALS HANDBOOK, *Ninth Edition - Corrosion*, ASM International, 1988, V.13, p. 145-149

MUDALI, U. K., SRIDHAR, T. M., RAJ, B., Corrosion of bio-implants, *Sadhana*, v. 28, parts 3 & 4, p 601-637, 2003.

MUROLO, J. P. e MARIANO, N., A. *Revista Matéria*, v. 11, n. 2, p. 138 – 145, 2006

NIELSEN, K., Corrosion of metallic implants, *British Corrosion Journal*, v. 22, n. 4. 272-278, 1987.

PADILHA, A. F., GUEDES, L.C., **Aços Inoxidáveis Austeníticos: Microestrutura e Propriedades**, 1 ed., São Paulo: Hemus, 1994

PAVÓN, S.J. (1975). *Implantes Metálicos em Ortopedia y Traumatologia*. [S.I.]: Editorial Medica Panamericana.

PECKNER, D., BERNSTEIN, I. M., *Handbook Of Stainless*, 1° ed. 1977

SIVAKUMAR, M., MUDALI, U. K., RAJESWARI, S., Investigation of failure in stainless steel orthopedic implant devices: pit-induced fatigue cracks, *Journal of Materials Science*, V. 14, p. 148-151, 1995.

SIVAKUMAR, M., MUDALI, U. K., RAJESWARI, S., Investigation of failure in stainless steel orthopedic implant devices: fatigue failure due to improper fixation of a compression bone plate, *Journal of Materials Science Letters*, v. 13, p. 142-145, 1994.

SIVAKUMAR, M., MUDALI, U. K., RAJESWARI, S., Investigation of failure in stainless steel orthopedic implant devices, *Steel Research*, v. 65, n.2, p. 76-79, 1994.

SIVAKUMAR, M., RAJESWARI, S., Investigation of failures in stainless steel orthopedic implant devices: pit-induced stress corrosion cracking, *Journal of Materials Science Letters*, v. 11, p. 1039-1042, 1992.

SOARES, G. A., *Fórum de Biotecnologia Biomateriais*, Rio de Janeiro, 2006.

SOUSA, S.R. e BARBOSA, M.A., Electrochemistry of AISI stainless steel in calcium phosphate and protein solutions, *Journal of Materials Science: Materials in medicine*, v. 2, p.19-26, 1991.

TAIRA, M., LAUTENSCHLAGER, E.P. In vitro corrosion fatigue of failure of 316 L cold worked stainless steel, *Journal of Biomedical Materials Research*, v.26, p.1131-1139, 1992.

VATAVUK, J., FALDININI, S.B. Análise topográfica de trinca de corrosão sob tensão em aço AISI 304L: *Estudo de caso, Revista Mackenzie de Engenharia e Computação* – p. 151-163, 2001

VATAVUK, J. *Apostila Aços Inoxidáveis*, 51pag. UPM – Escola de Engenharia Mackenzie. Departamento de Materiais, 2000.

VATAVUK, J. *Notas de aula do curso de análise de falhas*. Mestrado Profissionalizante em Engenharia dos materiais, Mackenzie, 2008.

VENTURINI, F. *Consumo de implantes ortopédicos duplica em três anos*. Revista Máquinas e Metais – p.28-37, 2009.

VILLAMIL R.F.V., ARANHA H., AFONSO M.L.C. de A., MERCADANTE M.T., AGOSTINHO S.M.L.: Aços inoxidáveis em implantes ortopédicos: fundamentos e resistência à corrosão. Ver. Bras. Ortp. 37:471-476, 2002.

WILLIAMS, D.F. Definitions in biomaterials-progress in biomedical engineering. Elsevier, v.4, cap.1, 1987.

ZAVAGLIA, C. A. de C. *Aplicações de biocerâmicas em próteses ortopédicas*. Campinas: Faculdade de engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas. Tese (livre docência), 116 p., 1993.

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](#)