

**MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO**  
**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL**  
Escola de Engenharia

Departamento de Metalurgia

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À CORROSÃO EM AÇOS INOXIDÁVEIS ASTM  
F138 EMPREGADOS EM IMPLANTES ORTOPÉDICOS**

Nataly Araújo Cé

Trabalho de Diplomação

Orientador: Professor Dr. Telmo Roberto Strohaecker  
Co-orientadora: Célia de Fraga Malfatti

Porto Alegre  
2010

À família, amigos e colegas da engenharia metalúrgica da  
UFRGS.

## AGRADECIMENTOS

Aos professores e orientadores Telmo Roberto Strohaecker e Célia Malfatti pelo material e espaço cedido nos laboratórios;

Aos colegas e amigos pela ajuda teórica e prática:

Cíntia Zimmer, engenheira metalúrgica;

Rodrigo Borré, engenheiro de materiais;

Tiago Falcade, engenheiro metalúrgico;

Tobias Eduardo Schmitzhaus, graduando em engenharia metalúrgica.

## SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS .....	III
SUMÁRIO.....	IV
LISTA DE FIGURAS .....	VI
LISTA DE TABELAS .....	VIII
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS .....	IX
RESUMO .....	X
ABSTRACT .....	XI
1.0 INTRODUÇÃO.....	1
2.0 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	3
2.1. Implantes Ortopédicos .....	3
2.1.1. ASTM F138.....	4
2.1.2. Microestrutura Austenítica .....	6
2.1.3. Microestrutura Bruta de Fusão .....	7
2.2. Corrosão em Implantes Ortopédicos .....	8
2.2.1. Contornos de Grão.....	9
2.2.2. Diferença no Tamanho dos Grãos .....	9
2.2.3. Tratamentos Térmicos ou Metalúrgicos Diferentes .....	9
2.3. Corrosão por Pites.....	9
2.4. Corrosão Intergranular .....	10
2.5. Técnicas eletroquímicas.....	12
3.0 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL .....	15
3.1. Material.....	15
3.2. Metalografia.....	15
3.3. Análise Química .....	16
3.4. Ensaio de Polarização Potenciostático.....	16
3.5. Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) .....	18

4.0	RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	19
4.1.	Metalografia.....	19
4.2.	Análise Química .....	21
4.3.	Ensaio de Polarização Potenciodinâmica.....	22
4.4.	Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) .....	23
5.0	CONCLUSÕES .....	26
6.0	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	27
7.0	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	28

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1	À esquerda imagem de uma prótese ajustada no corpo humano. À direita os componentes (de cima para baixo): componente acetabular, componente de polietileno, cabeça femoral e haste (HEALTHBASE 2010).....	4
Figura 2.2	Microestrutura do aço inoxidável austenítico AISI 316L recozido. Ataque: glicerégia (SciELO Brasil 2008).....	6
Figura 2.3	(a) o metal solidifica completamente em austenita, nenhuma outra transformação em alta temperatura acontece; (b) a solidificação inicia-se com a formação de dendritas de austenita, ocorrendo a formação de ferrita entre os braços das dendritas; (c) a solidificação inicia-se com a formação de dendritas de ferrita e a austenita é formada posteriormente na interface ferrita – líquido; (d) idem ao (c) porém com maior fração volumétrica de ferrita; (e) a ferrita é a única fase a se formar durante a solidificação, a austenita é formada através de transformação e estado sólido [TAVARES 2008].....	7
Figura 2.4	Esquema de precipitação de carbonetos de cromo em contornos de grão (PADILHA 1994) – Adaptado.....	10
Figura 2.5	Curvas de sensibilização relacionando temperatura, tempo e teor de carbono (GENTIL1996).....	12
Figura 2.6	Esquema de curva de polarização típica de aços inoxidáveis em meio ácido. $E^*$ : potencial de corrosão. $E_{pp}$ : potencial de início da passivação. $E_{trans}$ : potencial de início da região anódica transpassiva (BRUNO 2005).....	14
Figura 3.1	Potenciostato e computador utilizado para a obtenção dos dados.....	17
Figura 3.2	Célula utilizada para o ensaio eletroquímico.....	18
Figura 3.3	Arranjo esquemático para levantamento de curvas de polarização, onde CE é contra eletrodo (Platina), ER é eletrodo de referência (calomelano), ET é eletrodo de trabalho (amostras) e o eletrólito é a solução PBS (UDESC 2010).....	18
Figura 4.1	Micrografia da prótese “a” (200x), composta por grãos austeníticos de tamanho de grão 6ASTM.....	19
Figura 4.2	Micrografia da prótese “b” (200x). Aço inoxidável fundido.....	20

Figura 4.3	Micrografia da prótese “c” (200x). Grãos equiaxiais heterogêneos com precipitação de carbonetos (região escura) nos contornos de grão austenítico (região clara).....	20
Figura 4.4	Micrografia da prótese “c” (500x). Detalhe da sensitização (região escura).....	21
Figura 4.5	Micrografia original (A) e micrografia trabalhada no software Image J (B). .....	21
Figura 4.6	Curva representativa do ensaio de polarização potenciodinâmica.....	23
Figura 4.7	Corrosão intergranular (A) e formação de pites (B) na amostra sensitizada.....	24
Figura 4.8	Corrosão formada na matriz dendrítica e nos espaçamentos interdendríticos observada na amostra com microestrutura bruta de fusão.....	24
Figura 4.9	Corrosão localizada observada na amostra composta por microestrutura austenítica.....	25

## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1	Composição química do aço ASTM 138 em % em massa (ASTM F138)....	5
Tabela 2.2	Influência dos elementos de liga nas propriedades dos aços inoxidáveis (VILLAMILL 2002). .....	5
Tabela 3.1	Imagem dos implantes como recebidos.....	15
Tabela 3.2	Amostras preparadas para ensaio de corrosão.....	16
Tabela 3.3	Composição da solução PBS (g/L).....	17
Tabela 3.4	Parâmetros utilizados para o ensaio potenciodinâmico.....	17
Tabela 4.1	Resultado das análises químicas das hastes femorais.....	22
Tabela 4.2	Resultados retirados das curvas de polarização.....	23



## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

$E_{cor}$	potencial de corrosão
$E_{pite}$	potencial de pite
ISO	Organização Internacional para Normatização;
ASTM	Sociedade Americana para Testes e Materiais;
C	valor obtido pela expressão de análise química em função dos teores de Mo e Cr;
$W_{Mo}$	teor de molibdênio, expresso como uma percentagem em massa;
$W_{Cr}$	teor de cromo, expresso como uma percentagem em massa;
LAMEF	Laboratório de Metalurgia Física
LAPEC	Laboratório de Pesquisa em Corrosão

## RESUMO

A qualidade de componentes biomédicos depende de sua biocompatibilidade e biofuncionalidade. Através de uma metodologia de ensaios e análises é possível prevenir ocorrências de futuros erros, evitando assim possíveis prejuízos aos pacientes.

Os aços inoxidáveis austeníticos conformados (ASTM F138) são muito utilizados para implantes ortopédicos por apresentarem boas propriedades mecânicas e resistência à corrosão, além de ter um menor custo em relação a outros materiais biomédicos. Porém materiais não conformes (processados inadequadamente ou provenientes do processo de fundição) são indevidamente utilizados para esta finalidade.

Neste estudo avaliou-se a resistência à corrosão de um aço inoxidável austenítico conformado, de acordo com as normas vigentes para próteses. Este foi comparado com um material sensibilizado e um fundido, ambos obtidos de próteses que causaram complicações em pacientes, tendo que ser explantados.

O meio corrosivo para análise usado foi a solução PBS que se assemelha à composição do fluido fisiológico. Através de um potenciostato foi feita uma varredura de potencial nas amostras das próteses para comparar então os valores de potenciais em que ocorrem defeitos devido à corrosão. A microestrutura e a composição química das amostras foram avaliadas por metalografia e espectrometria e, após os ensaios de corrosão, as amostras foram observadas por microscopia eletrônica de varredura.

Os resultados mostraram que o material sensibilizado apresentou o menor potencial de pite. No material fundido ocorreu corrosão localizada nas dendritas e na região interdendrítica, com potencial de pite razoável. Já a amostra austenítica se mostrou mais resistente ao meio.

## ABSTRACT

The biomedical component's quality depends on its biocompatibility and biofunctionality. Through a methodology of tests and analysis in these materials is possible prevent futures mistakes, avoiding possible sufferings to patients.

The wrought stainless steel (ASTM F138) is widely used as orthopedic implants because of its good mechanical properties and corrosion resistance besides a lower cost in comparison with another biomedical material. Nevertheless nonconforming materials (inadequately processed or from cast process) are improperly used for this purpose.

In this study was valued the corrosion resistance of a wrought austenitic stainless steel, which was according with the actual prosthesis standard. This one was compared with a sensitized material with heterogeneous grains and with a casted one, both obtained of prosthesis that have caused complications in patients, having to be explanted.

The corrosion environment used for the analysis was the PBS solution, which is similar to the physiological fluid composition. A potentiostat was used to make the potential scanning on prosthesis samples, in order to compare the potential values where the failures happen due the corrosion. The microstructure and chemical composition of the samples were examined by metallography and spectrometry and, after corrosion tests, the samples were observed by scanning electron microscopy.

The results showed that the sensitized material had the lower pitting potencial. On the casted one, localized corrosion occurred in dendrites and interdendritic region, with reasonable pitting potencial. The austenitic sample was the most resistant to the environment.

## 1.0 INTRODUÇÃO

Dados mundiais apontam a crescente incidência de casos de cirurgias de reparo para as fraturas de quadril. Estimativas da década de 1990 apontavam 1,7 milhões de casos desta modalidade por ano e previam para a década de 2050 que esse número possa chegar aos 6,3 milhões de casos por ano. No Brasil, um estudo realizado na cidade de Marília/SP apontou o índice de 343 casos de fratura proximal no fêmur para cada 100 mil habitantes com idade acima de 60 anos. Diretamente relacionado ao elevado número de casos cirúrgicos estão os onerosos gastos para o tratamento da artroplastia total de quadril e, adicionalmente, são freqüentes os casos de re-operações para substituição dos implantes que falham prematuramente o que representa consideráveis gastos extras ao sistema (EPUSP 2010).

Os implantes metálicos trabalham sob a ação de complexos carregamentos mecânicos em meio salino, que exige do material ótima resistência à corrosão. Os mecanismos de desgaste e corrosão podem promover a liberação de partículas ou de íons metálicos no corpo humano, podendo causar, além da falha prematura do implante, reações adversas aos seres humanos. Por exemplo, cromo e níquel são agentes cancerígenos no ambiente industrial e estudos realizados por pesquisadores da Universidade de Cambridge comprovaram que alguns íons metálicos solúveis (Co, Cr, Ni e Mo) são citotóxicos e produzem tumores malignos em cobaias. Daí a importância da seleção adequada dos materiais metálicos biocompatíveis previstos em normas (GENTIL 1996).

A norma vigente atualmente no Brasil contendo especificações metalúrgicas para tais materiais ortopédicos de aço inoxidável é a ASTM F138 - 08 - "Standard Specification for Wrought 18Chromium- 14Nickel- 2.5Molibdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants". Esta determina que a composição química seja de um aço inoxidável da classe AISI316L, com microestrutura composta por grãos austeníticos de tamanho não maior que cinco.

Portanto, o uso de ligas não conformes para implantes ortopédicos não mantêm um nível de resposta biológica aceitável.

O objetivo deste trabalho é comparar o potencial de pite ( $E_{\text{pite}}$ ), através de ensaios eletroquímicos, entre três amostras provenientes de implantes ortopédicos ASTM F138. O potencial de pite reflete a tendência à propagação irreversível à esse tipo de ataque e quanto maior for seu valor, menor será a suscetibilidade a este tipo de corrosão localizada.

Os ensaios em corrosão foram realizados no LAPEC - UFRGS e as demais análises no LAMEF – UFRGS.

Nos capítulos seguintes do trabalho serão apresentados, em revisão bibliográfica, tópicos relacionados com o estudo em questão e, posteriormente, a parte prática com resultados e análise dos mesmos.

## 2.0 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1. Implantes Ortopédicos

A substituição total de quadril foi um sucesso na ortopedia, propiciando qualidade de vida a milhares de pessoas, permitindo a elas maiores atividades. Ao longo do tempo ocorreram muitos avanços no design, produção e implantação de juntas de quadril artificiais resultando em uma alta porcentagem de êxito dos resultados a longo prazo. (American Academy of Orthopedic Surgeons 2010). A duração média de uma prótese pode variar de 10 a 30 anos (Segs Portal Nacional 2010).

As articulações têm um intrincado desenho no qual a cartilagem e o osso que a sustenta funcionam juntos para absorver as grandes pressões que são transmitidas através das superfícies, isto é, três vezes o peso do corpo durante a marcha normal e sete vezes durante corridas, escadas, lombas entre outros terrenos íngremes com obstáculos. Não havendo consenso sobre o modelo de prótese de quadril ideal, o mais razoável e seguro é procurar seguir os fundamentos biomecânicos dos modelos que menos falharam e que menores alterações precisaram sofrer.

Atualmente, algumas combinações de materiais são utilizadas para fabricação destes implantes. As combinações mais comuns são acetábulo de polietileno de ultra-alto peso molecular e cabeças modulares de cromo-cobalto, aço inoxidável e cerâmica. O polietileno é a interface acetabular de mais longo seguimento, tem desgaste e, embora as partículas não sejam tóxicas, podem produzir osteólise. As superfícies cerâmica-cerâmica apresentam alta resistência ao desgaste, partículas não tóxicas e longo seguimento. As superfícies metal-metal apresentam alta resistência ao desgaste e permitem o uso de cabeças com maior diâmetro, melhorando a estabilidade (MACEDO 2010). Um exemplo de implante ortopédico pode ser visto na figura 2.1.

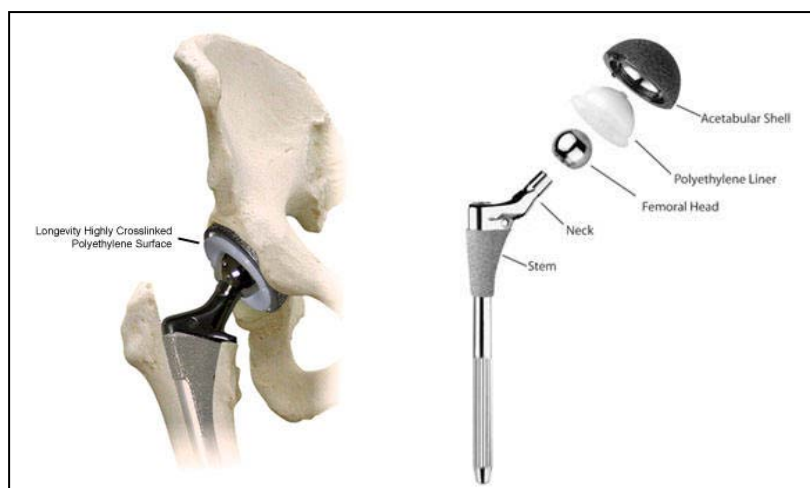


Figura 2.1 À esquerda imagem de uma prótese ajustada no corpo humano. À direita os componentes (de cima para baixo): componente acetabular, componente de polietileno, cabeça femoral e haste (HEALTHBASE 2010).

### 2.1.1.1. ASTM F138

O aço inox ASTM 138, é um aço inoxidável padronizado pela norma americana ASTM (American Society for Testing And Materials). Tem como elementos básicos o cromo na faixa de 17% a 19%, o níquel na faixa de 13% a 15%, o molibdênio na faixa de 2,25% a 3% e o Carbono com valor máximo de 0,030% (ASTM F138 2008). Ainda que a formação de carboneto de cromo não possa ser completamente suprimida, esta é em muito reduzida, sendo esta classe de aço adequada para muitas aplicações (KWIETNIEWSKI 2009).

Em grandes quantidades, todos os elementos constituintes do aço são nocivos, no entanto, o conhecimento da resistência à corrosão desse material em fluidos biológicos pode levar a controle da dissolução metálica em níveis permissíveis, isto é, não prejudiciais à saúde.

A tabela 2.1 apresenta as faixas de teores admissíveis do aço inoxidável ASTM F138 e a tabela 2.2 apresenta a contribuição dos diferentes elementos de liga, presentes na composição dos aços inoxidáveis, às suas propriedades físicas e químicas (VILLAMILL 2002).

Tabela 2.1 Composição química do aço ASTM 138 em % em massa (ASTM F138)

Elemento	C máx	Si máx	Mn máx	P máx	S máx	Cr	Mo	Ni	Fe
Fração em massa (%)	0,03	0,75	2,0	0,025	0,01	17,0 - 19,0	2,25 - 3,0	13,0 - 15,0	Balanço

Tabela 2.2 Influência dos elementos de liga nas propriedades dos aços inoxidáveis (VILLAMILL 2002).

<b>Cromo</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Confere a passividade (acima de 12%).</li> <li>– Eleva a resistência à corrosão com o aumento do teor.</li> <li>– Forma uma película de óxido fina e aderente que retarda ou impede a ação corrosiva posterior.</li> <li>– Forma uma película de óxido que é reforçada em meio ambiente redutor.</li> <li>– Eleva ligeiramente a resistência mecânica.</li> <li>– Eleva a temperabilidade.</li> </ul>
<b>Níquel</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Confere estabilidade e estrutura austenítica à temperatura ambiente.</li> <li>– Eleva a resistência ao choque.</li> <li>– Eleva a resistência à corrosão e facilita a passivação em determinados meios ambientes não oxidantes.</li> </ul>
<b>Molibdênio</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Eleva a resistência à corrosão dos aços austeníticos e ferríticos.</li> <li>– Eleva a resistência mecânica em temperaturas altas.</li> <li>– Eleva a resistência à corrosão localizada.</li> </ul>
<b>Manganês e Nitrogênio</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Substituem parcialmente o níquel como estabilizador de austenita.</li> </ul>
<b>Nióbio e Titânio</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Atuam como estabilizadores de carbono, combinando-se preferencialmente com ele e evitando a formação de carboneto de cromo e a corrosão intergranular.</li> </ul>
<b>Silício</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Acima dos teores usuais, eleva a resistência à oxidação a altas temperaturas.</li> </ul>

Para aumentar a resistência à formação de pites de corrosão, a norma NBR ISO 5832-1 cita que os teores de molibdênio e cromo devem ser tais que o valor de C da expressão a seguir deve ser maior ou igual a 26:

$$C = 3,3W_{Mo} + W_{Cr}$$

Na expressão anterior W simboliza o percentual em massa atômica do elemento subscrito.



### 2.1.2. Microestrutura Austenítica

Os aços inoxidáveis austeníticos são selecionados para resistirem às condições atmosféricas normais e àquelas contendo água do mar, bem como uma variedade de ambientes químicos.

A microestrutura é composta exclusivamente por grãos equiaxiais de austenita, contendo algumas maclas (figura 2.2). Os aços inoxidáveis austeníticos são usualmente recozidos em altas temperaturas a fim de se produzir recristalização (nucleação e crescimento de grãos) e dissolução de carbonetos. O resfriamento rápido em água segue o recozimento para prevenir a precipitação de carbonetos (KWIETNIEWSKI 2009).

Um aço inoxidável solubilizado é aquele em que todo carbono e cromo estão na forma de solução sólida na matriz austenítica que fica em condição de supersaturação em termos de carbono e não há carbonetos em contorno de grão. Para obter-se os aços inoxidáveis austeníticos na condição solubilizada, deve-se aquecer a liga a temperaturas elevadas. A temperaturas acima de 1035°C, os carbonetos ricos em cromo são completamente solúveis na matriz austenítica (Instituto de Pesquisas Tecnológicas 1993). Processados propriamente, os aços inoxidáveis austeníticos são verdadeiramente monofásicos, sem carbonetos, ferrita ou outras fases, com todos os elementos de liga em solução, o que garante máxima resistência à corrosão (KWIETNIEWSKI 2009).

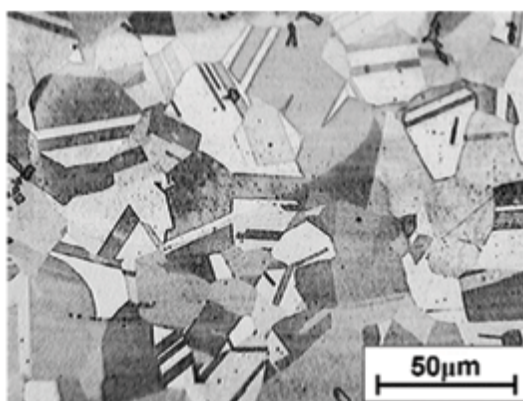


Figura 2.2 Microestrutura do aço inoxidável austenítico AISI 316L recozido. Ataque: glicerégia (SciELO Brasil 2008).

### 2.1.3. Microestrutura Bruta de Fusão

O crescimento dendrítico é a forma mais comum encontrada em materiais fundidos, e o grau de refinamento das dendritas influencia diretamente nas propriedades mecânicas, na resistência à corrosão e nos tratamentos térmicos posteriores dos produtos fundidos. Estas estruturas formam-se com um teor de soluto muito diferente da média da liga. Essa diferença da concentração do centro das dendritas para a região interdendrítica é causada pela diferença de solubilidade entre as fases líquida e sólida. Esta característica tem efeito direto nos tempos de homogeneização e determina as propriedades mecânicas e de corrosão e seu desempenho em serviço (MELO 2007).

Uma vez iniciada a solidificação, a sequência com que este processo ocorre irá determinar a distribuição dos elementos de liga que compõe as ligas do grupo Fe-Cr-Ni. Além do modo de solidificação, também atuam sobre a distribuição dos elementos de liga pelos diferentes microconstituintes presentes a velocidade de crescimento na solidificação e a velocidade de resfriamento no estado sólido (PADILHA 1994). As características da transformação subsequente irão determinar o nível de segregação e a distribuição final de ferrita, a qual poderá ser dendrítica ou interdendrítica dependendo do modo de solidificação, conforme figura 2.3 (TAVARES 2008).

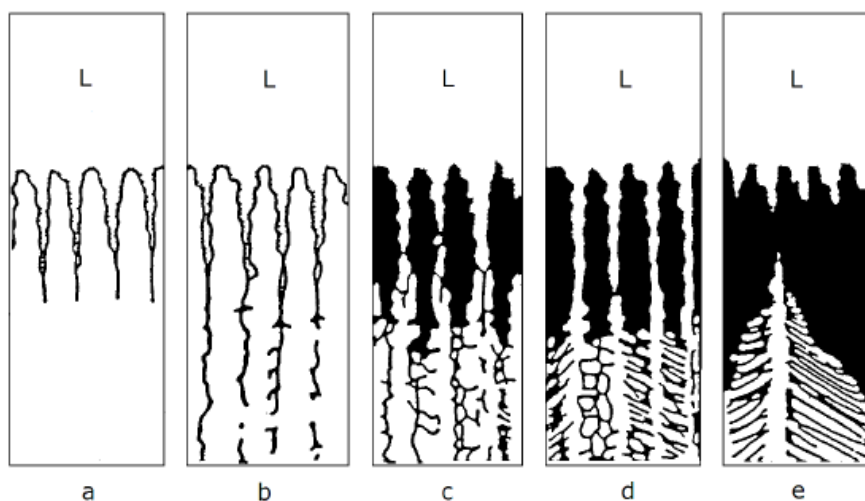


Figura 2.3 (a) o metal solidifica completamente em austenita, nenhuma outra transformação em alta temperatura acontece; (b) a solidificação inicia-se com a formação de dendritas de austenita, ocorrendo a formação de ferrita entre os braços das dendritas; (c) a solidificação inicia-se com a formação de dendritas de ferrita e a austenita é formada posteriormente na interface ferrita – líquido; (d) idem ao (c) porém com maior fração volumétrica de ferrita; (e) a ferrita é a única fase a se formar durante a solidificação, a austenita é formada através de transformação e estado sólido [TAVARES 2008].

## 2.2. Corrosão em Implantes Ortopédicos

Os aços inoxidáveis formam e conservam filmes passivos em uma grande variedade de meios, o que explica a elevada resistência à corrosão destes materiais e a grande quantidade de alternativas que existem para a utilização dos mesmos.

O fenômeno da passividade é estudado faz muitos anos e houve (e há) diversas interpretações sobre o mesmo. Os filmes passivos são extraordinariamente finos (nos aços inoxidáveis são filmes de uma espessura aproximada de 30 a 50 angström (sendo um angström o resultado da divisão de 1 mm por dez milhões) e isso cria grandes dificuldades para uma interpretação definitiva sobre a forma e a natureza dos mesmos. Sabe-se que a formação destes filmes é favorecida pela presença de meios oxidantes (CARBÓ 2001).

De fato, o pH dos líquidos corpóreos (meio salino) é levemente básico e gira em torno de 7,2 a 7,4. A presença de íons de  $\text{Cl}^-$ ,  $\text{Na}^+$  e  $\text{HCO}_3^-$  nos fluidos (celulares e sanguíneos) em contato com o implante metálico pode promover a atuação de mecanismos de corrosão do metal. A presença de defeitos superficiais favorece a nucleação prematura de trincas de fadiga e de pontos de concentração de tensões. O crescimento das trincas é, via de regra, acelerado pelo mecanismo de corrosão, levando à falha prematura do componente por um mecanismo do tipo misto (AZEVEDO 2002).

Os materiais ortopédicos, além de suas propriedades mecânicas e fisiológicas (tolerância pelo organismo humano e atoxidez sobre os tecidos dos produtos de corrosão), devem ser resistentes à ação corrosiva dos líquidos que os cercam, sabendo-se que o fluido fisiológico (solução com cerca de 1% de cloreto de sódio) é corrosivo para muitos materiais metálicos. Esses implantes cirúrgicos se não forem devidamente especificados para um adequado uso, podem ocasionar problemas de corrosão com sérias implicações para os pacientes.

A corrosão eletroquímica pode ocorrer sempre que existir heterogeneidade no sistema material metálico - meio corrosivo, pois a diferença de potencial resultante possibilita a formação de áreas anódicas e catódicas (GENTIL 1996).

### 2.2.1. Contornos de Grão

Nos limites dos grãos cristalinos os átomos apresentam certo desarranjo decorrente do encontro entre os grãos. O que determina freqüentemente certas imperfeições no interior dos cristais. Algumas experiências mostram que geralmente o contorno dos grãos funciona como área anódica em relação aos grãos, que funciona como área catódica (GENTIL 1996).

### 2.2.2. Diferença no Tamanho dos Grãos

Um grão fino, de um dado metal, contém energia interna em valor mais alto do que um grão grosseiro. Logo, pode-se esperar, teoricamente, diferentes potenciais para estas espécies (GENTIL 1996).

### 2.2.3. Tratamentos Térmicos ou Metalúrgicos Diferentes

Se uma parte da superfície metálica sofrer um tratamento térmico diferente das restantes regiões da superfície, ocorre diferença de potencial entre essas regiões.

O aquecimento de aços inoxidáveis ferríticos ou austeníticos, sem determinadas especificações, torna-os passíveis de sofrerem corrosão intergranular, o que reduz bastante a resistência mecânica desses materiais. Assim, quando o aço é submetido, em um dado tempo, a uma determinada temperatura que o torna sujeito à corrosão intergranular, diz-se que o aço está sensitizado. Para os aços austeníticos, a temperatura de sensitização está entre 400-900° C (GENTIL 1996).

## 2.3. Corrosão por Pites

A corrosão por pites é um tipo de corrosão localizada, com diâmetro variando de alguns microns até alguns milímetros e pode perfurar um material num espaço de tempo relativamente curto. Estas cavidades podem ou não se tornar preenchidas com produtos de corrosão. Metais e ligas com película passiva são habitualmente susceptíveis à formação de pites. Aços inoxidáveis austeníticos imersos em soluções aquosas contendo apreciáveis concentrações de íons halogênicos, principalmente  $\text{Cl}^-$  e  $\text{Br}^-$ , são susceptíveis ao ataque localizado e puntiforme (“pitting corrosion”). Do ponto de vista da teoria do filme de óxido, o  $\text{Cl}^-$  penetra a camada de óxido através de poros e defeitos mais facilmente do que outros íons, por exemplo, o íon  $\text{SO}_4^{2-}$ . A “eficiência” da corrosão por pites aumenta com a concentração do íon causador, com a diminuição do pH e com o aumento da temperatura. A adição de molibdênio (acima de 2%; aço AISI 316) e de níquel, assim como a redução

do número de inclusões e precipitados, reduzem a incidência de corrosão por pites (PADILHA 1994).

Um pite pode ser também o resultado do manuseio não apropriado do implante ortopédico, causando imperfeições superficiais, como riscos. Um exemplo prático é o emprego das pinças de redução na fixação do implante no intra-operatório. Essas imperfeições (riscos) podem levar ao pite quando a peça é implantada, desde que seja destruída a camada protetora de óxido (VILLAMIL, et al., 2002).

#### 2.4. Corrosão Intergranular

Aços inoxidáveis são materiais metálicos policristalinos e polifásicos. Por essa razão, a sua estrutura é constituída de diferentes cristais (grãos) que se desenvolvem com diversas orientações. A região limite dos diferentes grãos cristalinos apresenta átomos em níveis maiores de energia do que aqueles que compõem o grão (em virtude das ligações químicas destruídas quando a superfície é criada), o que favorece o aparecimento da corrosão intergranular. Em aços inoxidáveis esse tipo de corrosão ocorre em consequência da segregação de certos elementos de liga (solutos) que se difundem para o limite do grão (ver figura 2.4). Serve de exemplo a segregação de carbono, que reage com o cromo, formando carboneto de cromo. A corrosão intergranular pode ser minimizada a partir de tratamentos térmicos prévios aplicados ao aço que permitem a dissolução desses carbonetos.

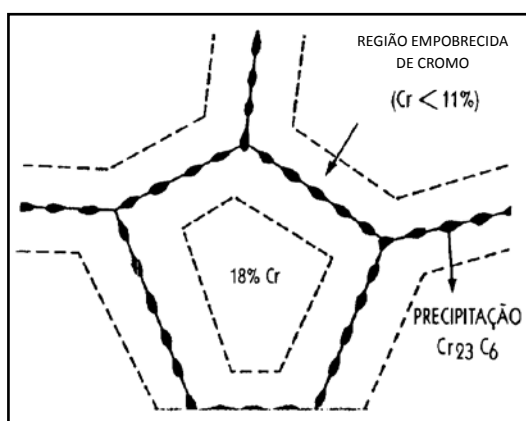


Figura 2.4 Esquema de precipitação de carbonetos de cromo em contornos de grão (PADILHA 1994) - Adaptado.

Diz-se que um aço inoxidável está sensibilizado quando ocorre a precipitação de carbonetos ricos em cromo nos contornos de grão. A extensão de sensibilização em uma dada temperatura em um dado tempo depende muito do teor de carbono no aço. As propriedades físicas do aço inoxidável, após a sensibilização, não são muito alteradas; entretanto, a liga se torna menos dúctil e, quando colocada em meio corrosivo, se corrói ao longo dos contornos dos grãos a uma velocidade que vai depender do poder corrosivo do meio e da extensão da sensibilização (GENTIL 1996).

A suscetibilidade à corrosão intergranular severa é resultado da diminuição de cromo nos contornos de grão da austenita devido à formação de carbonetos de cromo. Os carbonetos foram identificados como sendo  $M_{23}C_6$ , onde M representa o átomo metálico do carboneto, que pode ser ferro e/ou molibdênio, assim como cromo. Desta forma, a alta concentração de cromo nas partículas  $M_{23}C_6$  reduz localmente o teor de cromo da austenita para um valor abaixo dos 12% mínimo para garantir resistência à corrosão. Além da resistência à corrosão reduzida de regiões adjacentes à precipitação de  $M_{23}C_6$ , o menor teor de cromo aumenta a temperatura  $M_s$ , podendo resultar em formação de martensita.

Acima de 950°C, o carbono e o cromo dos carbonetos são dissolvidos na estrutura cristalina da austenita, de forma que não exista força motriz para a precipitação de carbonetos. Abaixo de 500°C, a difusão de átomos de cromo necessária para a formação de  $M_{23}C_6$  é muito lenta, de forma que a precipitação de carboneto essencialmente não ocorre. Baseada na cinética de precipitação de  $M_{23}C_6$ , produtos de aço inoxidáveis austeníticos conformados são recozidos ou solubilizados a temperaturas entre 1140 e 1150°C e rapidamente resfriados para eliminar a sensibilização. O tratamento térmico de solubilização dissolve os carbonetos  $M_{23}C_6$  e o rápido resfriamento previne a reprecipitação, na faixa crítica de temperatura ao redor do cotovelo da curva em “C” (KWIETNIEWSKI 2009). Curvas de sensibilização podem ser observadas na figura 2.5.

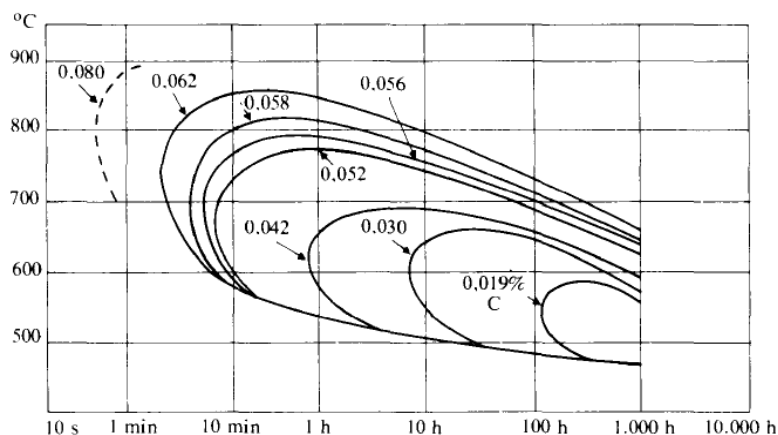


Figura 2.5 Curvas de sensitização relacionando temperatura, tempo e teor de carbono (GENTIL 1996).

## 2.5. Técnicas eletroquímicas

A utilização do potenciostato é o meio mais comum para o estudo das reações eletroquímicas de um corpo de prova imerso numa solução e é particularmente importante no estudo do comportamento eletroquímico de aços inoxidáveis. O potenciostato pode ser descrito como um circuito elétrico capaz de manter constante uma diferença de potencial entre o corpo-de-prova em estudo (eletrodo de trabalho) e um eletrodo inerte, chamado de contra-eletrodo, construído de grafita ou platina; um eletrodo de referência (como o de calomelano saturado) permite a leitura do potencial a que está submetido o eletrodo de trabalho; esta informação, e a corrente registrada no sistema, permitem caracterizar as reações eletroquímicas que se estabelecem.

As reações eletroquímicas que podem ocorrer na interface de um corpo-de-prova dependem do potencial de eletrodo a que a superfície está submetida, e o estudo destas reações pode ser feito através da relação entre o potencial aplicado e a corrente gerada nas reações eletroquímicas (anódicas e catódicas) que se desenvolvem. Assim, a varredura contínua de potencial e o correspondente registro da corrente permitem o estudo do comportamento eletroquímico de um material, gerando a curva de polarização deste material (BRUNO 2005).

A técnica para a obtenção de curvas de polarização é a polarização potenciodinâmica, através da varredura contínua do potencial, iniciando-se ou no potencial de circuito aberto, chamado também potencial de corrosão, ou em potenciais onde predominam reações catódicas, elevando-se o potencial a taxa de varredura constante (BRUNO 2005).

Estes ensaios de natureza eletroquímica têm o intuito de caracterizar a resistência à corrosão por pites. São capazes de revelar o potencial de pite,  $E_{pite}$ , o qual reflete a tendência à propagação irreversível desta forma de ataque. Quanto maior for o seu valor, menor será a susceptibilidade do material a este tipo de corrosão localizada (CAVALCANTI 2002).

Este método é caracterizado pelo fato de ter como variável de controle o potencial e não a intensidade da corrente, como no modo galvanostático. Para variar o potencial aplicado ao corpo de prova em estudo é necessário um potenciostato, que é um aparelho bem mais complexo. Por meio do potenciostato varia, no sentido anódico ou no catódico, o potencial do metal em relação ao eletrodo de referência. Para cada valor do potencial imposto, o sistema demanda uma certa corrente que é suprida pelo próprio potenciostato.

Os fenômenos de polarização assumem grande importância na cinética dos processos de corrosão. O fundamento da técnica consiste em se aplicar um potencial anódico à estrutura, levando-a ao campo de passividade, onde a corrente de corrosão é muito mais baixa. Esta técnica não elimina, portanto, a corrosão e só é possível de ser aplicada em materiais que apresentam a transição ativo/passivo (IOPE 2010).

A velocidade de varredura, a composição da solução, o tempo de imersão anterior à varredura de potencial e a temperatura de ensaio podem influenciar a forma das curvas de polarização. A corrente, nas curvas de polarização, é mostrada em valores absolutos e é dividida pela área de material exposta às reações, criando o conceito de densidade de corrente. No presente trabalho esses parâmetros foram mantidos constantes.

Uma curva típica de polarização de aço inoxidável em meio ácido é mostrada na figura 2.6, podendo ser observadas regiões catódica e anódica. A região anódica é dividida em regiões ativa, passiva e transpassiva. Nos potenciais abaixo do potencial de corrosão ( $E^*$ ), a taxa de dissolução de metal é baixa, devido à predominância de reações catódicas, como a de evolução de hidrogênio ( $2H^+ + 2e \rightarrow H_2$ ). Há reversão de corrente no potencial de corrosão devido ao aumento de potencial, tendo início a região anódica da curva de polarização, onde pode ocorrer a corrosão do metal ou reações de interface metal/solução.



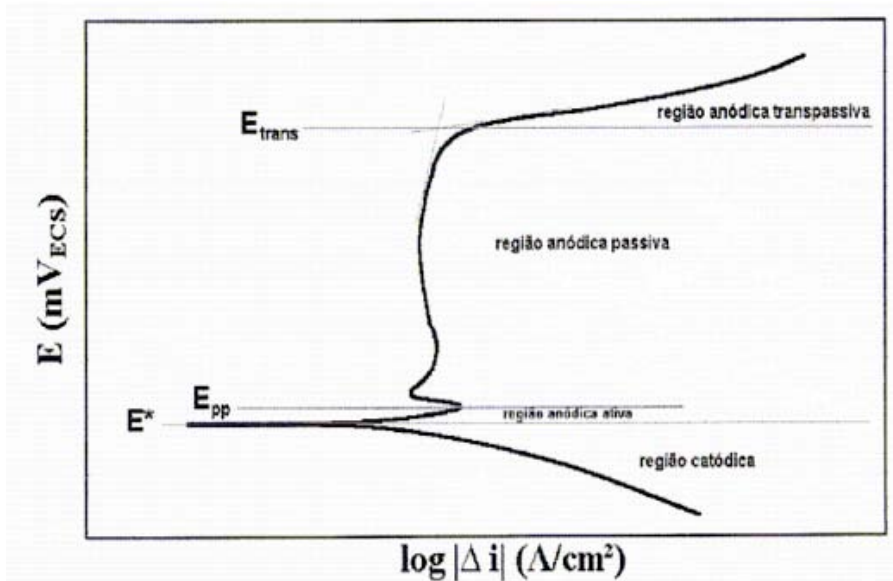


Figura 2.6 Esquema de curva de polarização típica de aços inoxidáveis em meio ácido.  $E^*$ : potencial de corrosão.  $E_{pp}$ : potencial de início da passivação.  $E_{trans}$ : potencial de início da região anódica transpassiva (BRUNO 2005).

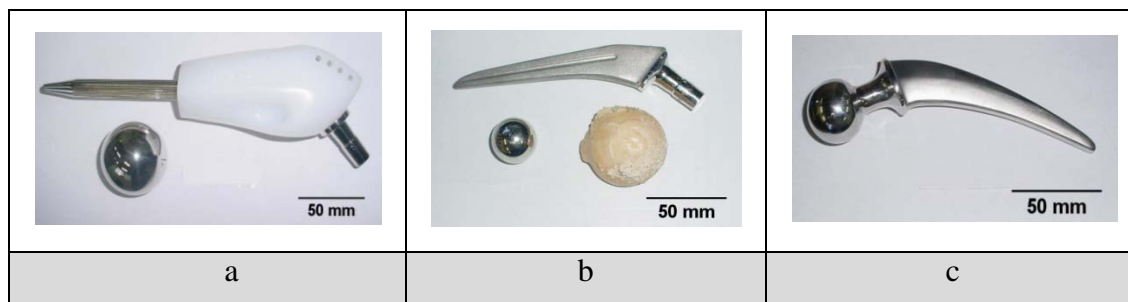
A corrosão do metal acontece quando a densidade de corrente cresce devido ao aumento de potencial, localizada na região anódica ativa da curva de polarização. Em aços inoxidáveis, alcançando-se um valor máximo de corrente há redução da densidade de corrente pela formação de películas aderentes, dando início a região anódica passiva, que nos nestes aços é caracterizada por baixa densidade de corrente, portanto baixa taxa de corrosão (BRUNO 2005).

### 3.0 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

#### 3.1. Material

Para o trabalho foram utilizadas três próteses ortopédicas, uma nova (a) e duas que foram explantadas de pacientes que apresentaram complicações pelo uso das mesmas (b e c). Os implantes apresentavam diferentes designs e podem ser vistas na tabela 3.1.

Tabela 3.1 Imagem dos implantes como recebidos.



#### 3.2. Metalografia

Para análise microestrutural amostras transversais das hastes femorais foram preparadas de acordo com o descrito abaixo:

- Embutimento a quente;
- Lixamento com granulometria de 80 até 1200;
- Polimento de 1 – 4  $\mu\text{m}$  com pasta de diamante e álcool.

Após as amostras foram atacadas com ácido oxálico (10 g de ácido oxálico e 100 mL de água) a fim de se obter as microestruturas das mesmas. A seguir foram observadas em microscópio óptico marca Olympus, modelo BX51M.

Através do software Image J foi possível medir o percentual de área sensitizada aproximado da prótese “c”.

O processo de análise consiste na preparação de imagens geradas no microscópio ótico através de ajustes de cor nos tons de cinza, para que seja feita a separação das fases e então a determinação da área percentual correspondente aos carbonetos precipitados.

### 3.3. Análise Química

Foi verificada a composição química dos componentes através de um espectrômetro de emissão óptica. Para isso foi retirada uma amostra da haste de cada implante e preparadas através de lixamento, obtendo-se amostras planas. O resultado obtido é a média de três análises de cada amostra, comparando-se com os teores aceitáveis pela norma vigente.

A norma utilizada para análise da prótese austenítica e sensitizada foi a ASTM F138 - “Standard Specification for 18 Chromium-12.5 Nickel-2.5 Molibdenium Stainless Steel for Cast and Solution-Annealed Surgical Implant Applications”; enquanto que para a prótese fundida foi usada a ASTM F 745 – 07 – “Standard Specification for 18Chromium - 12.5Nickel - 2.5Molibdenum – Stainless Steel for Cast and Solution-Annealed Surgical Implant Applications”.

### 3.4. Ensaio de Polarização Potenciodinâmico

Para os ensaios de corrosão por pites foram retiradas amostras em triplicatas da haste femoral, as quais foram preparadas até o polimento de 4  $\mu\text{m}$ , conforme descrito no item 3.2 e observadas na tabela 3.2.

Tabela 3.2 Amostras preparadas para ensaio de corrosão.

		
Amostras da haste (a)	Amostras da haste (b)	Amostras da haste (c)

Como eletrólito utilizou-se solução PBS (Phosphate Buffered Saline) de pH 7,2 ,a qual se assemelha ao fluido fisiológico e cuja composição se encontra na tabela 3.3. As amostras foram submetidas à varredura catódica e anódica em um potenciostato ligado a um software (figura 3.1), a fim de se obter o potencial de corrosão por pite ( $E_{\text{pite}}$ ) das mesmas. Os parâmetros de ensaio podem ser vistos na tabela 3.4.

Tabela 3.3 Composição da solução PBS (g/L)

NaCl	KCl	Na <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub>	KH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub>
0,8	0,2	0,59	0,2

Tabela 3.4 Parâmetros utilizados para o ensaio potenciodinâmico.

Eletrodo de referência	Contra eletrodo	Área exposta das amostras	Velocidade de varredura	Potencial catódico	Potencial anódico	Temperatura	pH
Calomelano saturado	Platina	0,21cm <sup>2</sup>	1mV/s	+ 1000 mV	- 400 mV	24°C	7,2



Figura 3.1 Potenciostato e computador utilizado para a obtenção dos dados.

A célula utilizada para o ensaio eletroquímico pode ser vista na Figura 3.2. Este consiste em colocar a superfície da amostra (limitada por uma borracha de seção circular) e eletrodos em contato com a solução PBS.

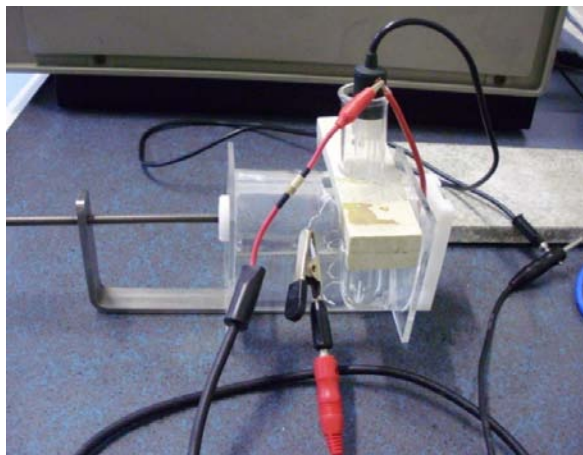


Figura 3.2 Célula utilizada para o ensaio eletroquímico.

Através da Figura 3.3 é possível ter uma melhor visão de como todo o sistema é conectado.

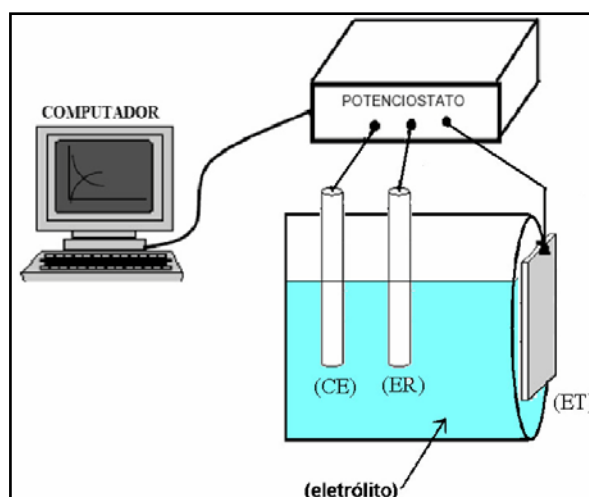


Figura 3.3 Arranjo esquemático para levantamento de curvas de polarização, onde CE é contra eletrodo (Platina), ER é eletrodo de referência (calomelano), ET é eletrodo de trabalho (amostras) e o eletrólito é a solução PBS (UDESC 2010).

A partir dos dados obtidos foram plotadas as curvas  $E \times \text{Log } i$  para cada amostra, sendo possível determinar o valor  $E_{\text{pite}}$ .

### 3.5. Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Após os ensaios eletroquímicos, as amostras foram observadas por MEV para visualização da corrosão gerada, assim como o aspecto morfológico da superfície.

## 4.0 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1. Metalografia

A figura 4.1 mostra a microestrutura da prótese “a”. Observa-se a fase austenita, sem presença de fases secundárias, com tamanho de grão 6 ASTM ( $\sim 45 \mu\text{m}$ ).

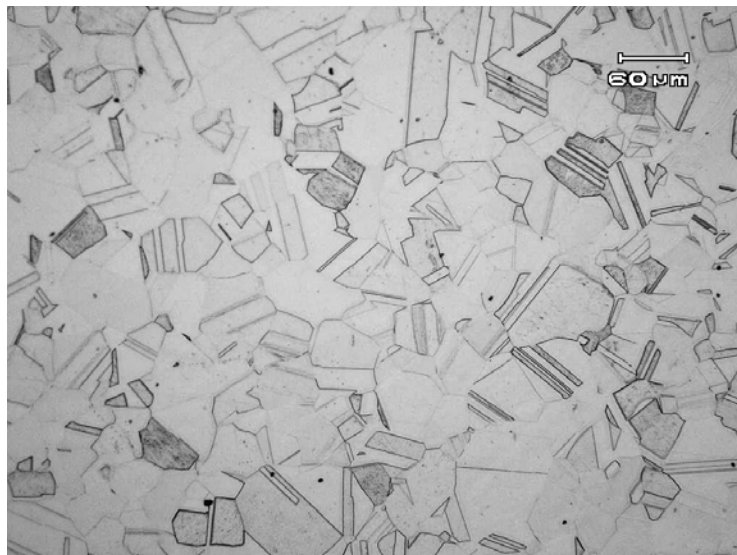


Figura 4.1 Micrografia da prótese “a” (200x), composta por grãos austeníticos de tamanho de grão 6 ASTM. 200x.

A figura 4.2 representa a micrografia da prótese “b”, a qual apresenta microestrutura bruta de fusão, composta por dendritas de austenita e pequena quantidade de ferrita delta na região interdendrítica.

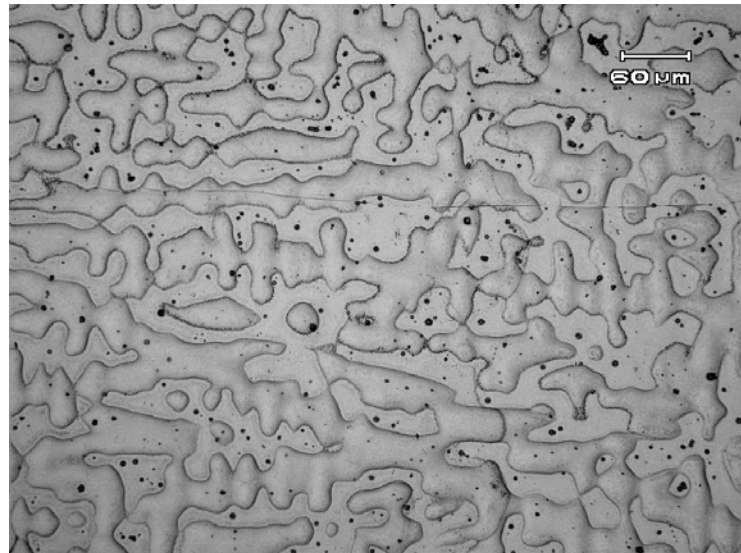


Figura 4.2 Micrografia da prótese “b” (200x). Aço inoxidável fundido.

As figuras 4.3 e 4.4 se referem à prótese “c”. Sua microestrutura apresentou carbonetos precipitados em contorno de grão (sensitização) – o que evidencia a susceptibilidade à corrosão intergranular – além de heterogeneidade em relação ao tamanho dos mesmos, possivelmente decorrente do crescimento de grãos secundários.

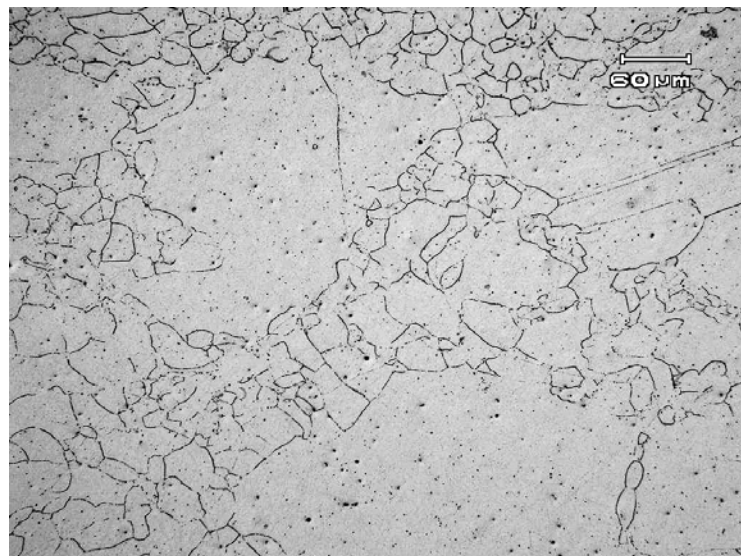


Figura 4.3 Micrografia da prótese “c” (200x). Grãos equiaxiais heterogêneos com precipitação de carbonetos (região escura) nos contornos de grão austenítico (região clara).

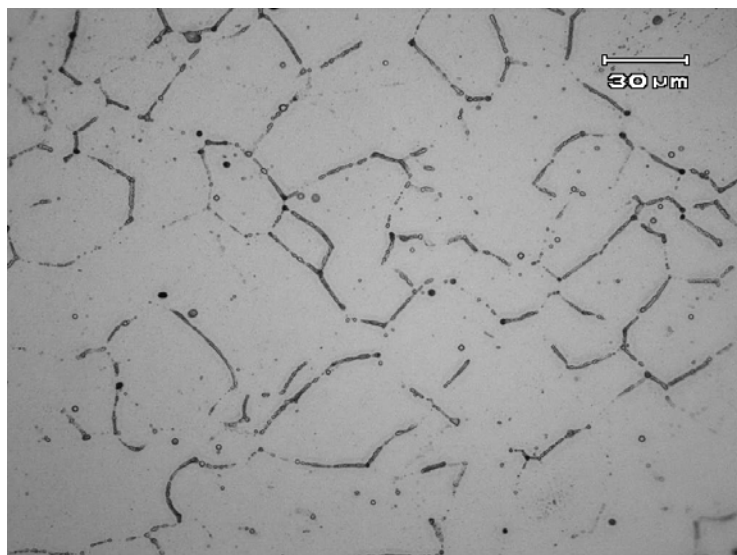


Figura 4.4 Micrografia da prótese “c” (500x). Detalhe da sensibilidade (região escura).

A quantidade de carbonetos precipitados, segundo o analisador de imagens, é de 4,5% em relação à matriz austenítica. A figura 4.5 mostra a transformação da imagem para a obtenção dos resultados.

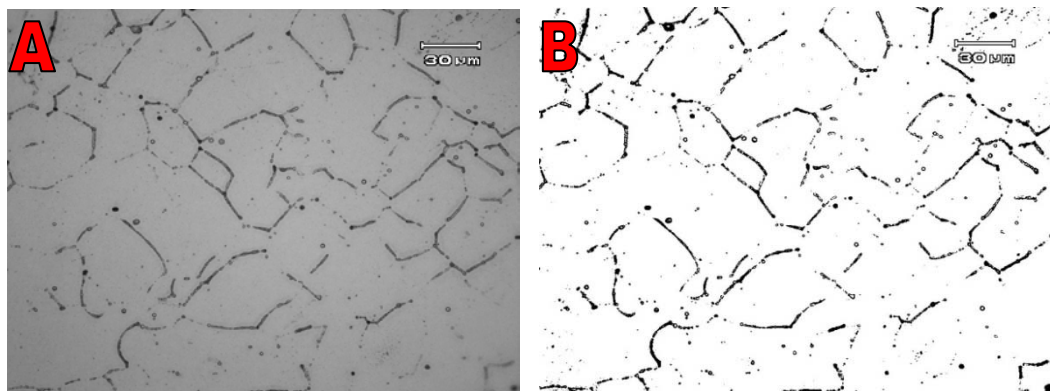


Figura 4.5 Micrografia original (A) e micrografia trabalhada no software Image J (B).

#### 4.2. Análise Química

As médias das análises químicas das amostras das hastes são mostradas na tabela 4.1, sendo a = austenítica, b = bruta de fusão e c = sensibilizada. Em negrito, os valores que se encontram fora do especificado pela norma. Verificou-se que o teor de molibdênio e níquel está fora do especificado para a prótese “c”.



Tabela 4.1 Resultado das análises químicas das hastes femorais.

COMPOSIÇÃO QUÍMICA (% EM PESO)								
Amostra	C	Si	Mn	P	S	Cr	Mo	Ni
Prótese “a”	0,009	0,27	1,89	0,023	0,002	17,04	2,77	13,39
Prótese “c”	0,018	0,83	1,62	0,023	0,008	18,31	<b>2,07</b>	<b>12,73</b>
ASTM F 138-08	0,03 máx	0,75 máx	2,0 máx	0,025 máx	0,01 máx	17,0 - 19,0	2,25 - 3,0	13,0 - 15,0
Prótese “b”	0,015	0,53	1,21	0,017	0,003	17,58	2,91	13,20
ASTM F 745-07	0,06	1,00	2,00	0,045	0,03	19,00	3,00	14,50

A partir desses resultados foi calculado o fator de resistência à corrosão por pites (C) para as amostras conformadas, sendo  $C = 3,3 W_{Mo} + W_{Cr}$ , com valor especificado  $C \geq 26$ . Os valores seguem abaixo. Para a prótese fundida a norma não indica cálculo para o fator citado.

- Prótese “a”:  $C = 26,17$
- Prótese “c”:  $C = 25,00$

Observa-se que o fator de resistência a pite da amostra sensitizada se apresentou um pouco abaixo do especificado, devido ao teor de Mo abaixo da faixa admitida. Já a amostra austenítica apresentou composição química dentro das faixas e  $C > 26$ , estando provavelmente os elementos Mo e Cr atuando na prevenção à corrosão por pites.

#### 4.3. Ensaio de Polarização Potenciodinâmica

As curvas obtidas pela polarização podem ser observadas sobrepostas na figura 4.6. A tabela 4.2 resume os resultados de potencial de pite ( $E_{p\text{ite}}$ ) obtido. As curvas podem ser visualizadas na figura 4.6.

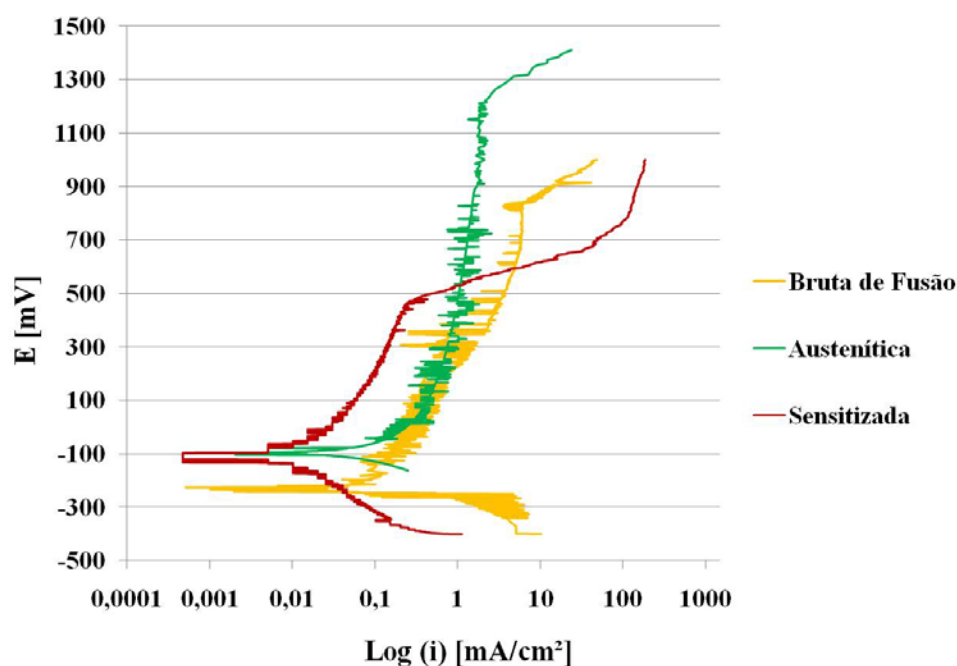


Figura 4.6 Curva representativa do ensaio de polarização potenciodinâmica.

Tabela 4.2 Resultados retirados das curvas de polarização.

Amostra	$E_{\text{pite}}$ (mV)
Sensitizada	430
Bruta de fusão	790
Austenítica	1180

Foi possível observar que a amostra austenítica apresentou o maior  $E_{\text{pite}}$ , seguido da bruta de fusão e sensitizada, sendo a mais resistente a este tipo de ataque.

Para a amostra fundida, sabe-se que diferentes parâmetros de solidificação está relacionado com a formação dos espaçamentos interdendríticos e, conseqüentemente, na resistência à corrosão. O potencial de pite depende também do comportamento eletroquímico anódico ou catódico dos elementos que ora são solutos, ora solventes; isto é, ora um elemento está na matriz dendrítica, ora está no interdendrítico.

#### 4.4. Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Em MEV observou-se diferentes tipos de corrosão nas amostras (figuras 4.7- 4.9). Na amostra sensitizada ocorreu ataque intergranular e grande quantidade de pites dispersos, enquanto que na amostra bruta de fusão houve corrosão na matriz dendrítica e

nas regiões interdendríticas. Já a amostra retirada da prótese composta por microestrutura por grãos austeníticos apresentou pouca quantidade de pites, com morfologia diferente em relação ao material sensitizado e aparentemente menos profundos.

A corrosão intergranular da amostra sensitizada era prevista por sua microestrutura. O surgimento da grande quantidade de pites pode ter sido facilitado devido ao teor de Mo abaixo do especificado.

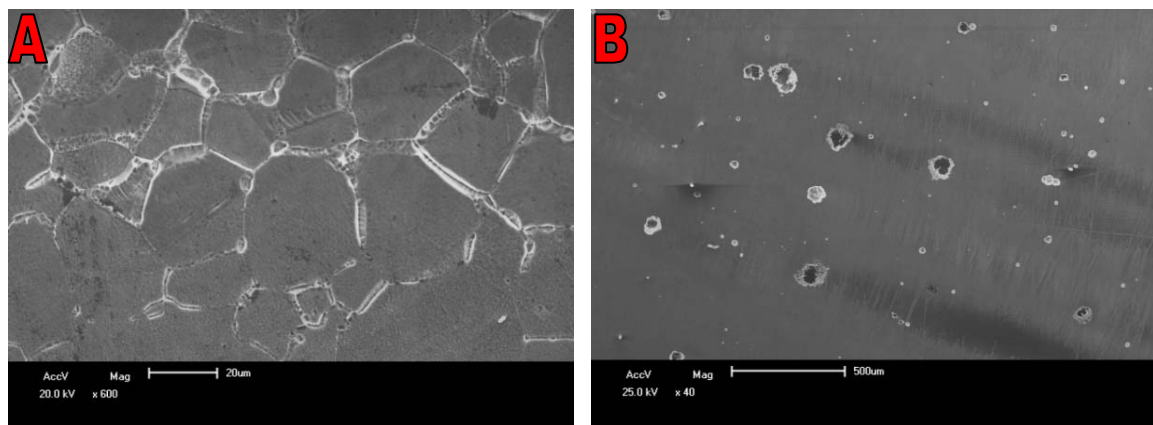


Figura 4.7 Corrosão intergranular (A) e formação de pites (B) na amostra sensitizada.

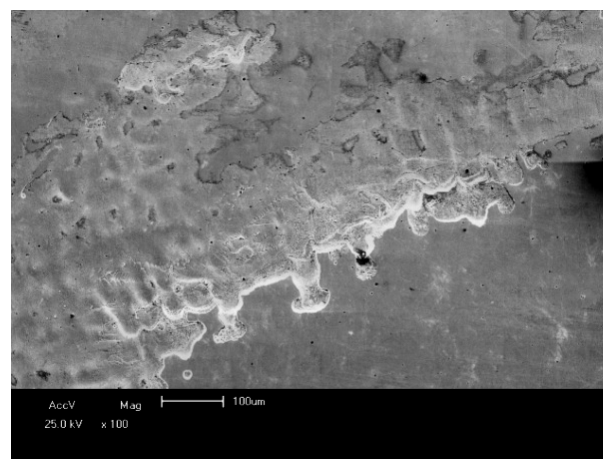


Figura 4.8 Corrosão formada na matriz dendrítica e nos espaçamentos interdendríticos observada na amostra com microestrutura bruta de fusão.

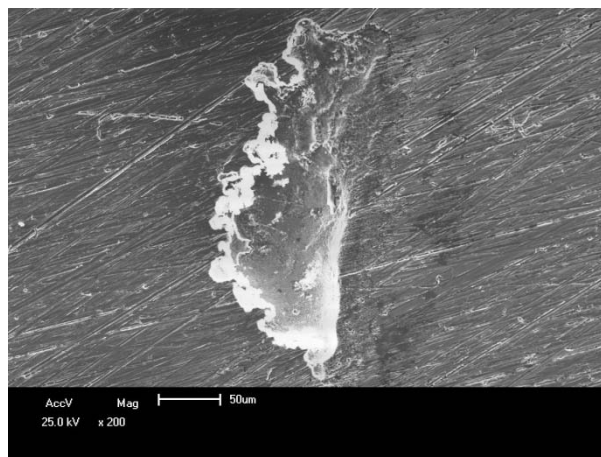


Figura 4.9 Corrosão localizada observada na amostra composta por microestrutura austenítica.

Portanto, foi verificou-se em MEV que na amostra austenítica ocorreu uma corrosão localizada aparentemente menos severa que as demais.

## 5.0 CONCLUSÕES

O aço AISI 316L apresenta ótimo desempenho em relação à corrosão localizada em fluido corpóreo desde que processado de maneira que não resulte em uma microestrutura composta por fases secundárias ou composição heterogênea ao longo do material. O ideal é a formação de grãos austeníticos recozidos.

Próteses fundidas podem conter microsegregação de elementos químicos, baixando o potencial de pite e facilitando a corrosão localizada, sendo inadequados para o uso de implantes ortopédicos.

Composição química fora do especificado suscitibiliza as próteses a defeitos de corrosão, com perda de material para o corpo humano, podendo causar desconforto ao paciente pela liberação de partículas, sendo necessária a retirada do mesmo.

Portanto, a composição química e microestrutura garantem a vida útil das próteses pelo tempo requerido devido a sua resistência à corrosão frente ao meio ao qual é exposto.

## **6.0 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS**

- Fazer os ensaios potenciodinâmicos com a solução de Hank, a qual se aproxima mais do fluido corpóreo, e à temperatura de 37°C, o que levaria a um resultado mais preciso sobre a corrosão nos implantes em relação ao meio real;
- Aplicar testes para avaliar também o comportamento do material na resistência à corrosão por fadiga, já que os implantes ortopédicos são usualmente expostos a forças dinâmicas.

## 7.0 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AALCO.** Asian-African Legal Consultive Organization  
< <http://www.aalco.co.uk/index.html> > Acesso em 8 Fev. 2010.
- ASTM F138-08.** AMERICAN SOCIETY FOR TESTING MATERIALS: Standard Specification for Wrought 18Chromium- 14Nickel- 2.5Molibdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants. West Conshohocken, PA, 2008.
- ASTM F745-07.** AMERICAN SOCIETY FOR TESTING MATERIALS: Standard Specification for 18 Chromium-12.5 Nickel-2.5 Molibdenum Stainless Steel for Cast and Solution-Annealed Surgical Implant Applications. West Conshohocken, PA, 2007.
- AZEVEDO, C.; JÚNIOR E. Análise de Falhas de Implantes no Brasil: A Necessidade de Uma Regulamentação Adequada.** Caderno Saúde Pública, p. 1347-1358, 2002.
- Bruno D. Influência do Tamanho de Grão na Corrosão por Pite de Aço Inoxidável Austenítico UNS S30100.**  
<[http://www.fei.edu.br/~rodrmag/PROJETOS\\_IC/2005/DB.pdf](http://www.fei.edu.br/~rodrmag/PROJETOS_IC/2005/DB.pdf).> Acesso em 3 Jul 2010.
- CAVALCANTI E., et. al.** Avaliação da Resistência à Corrosão de Prótese Total de Quadril. Rio de Janeiro, 2002.
- GENTIL V. Corrosão.** 3 ed. Rio de Janeiro. Universidade Federal do Rio de Janeiro, 1996.
- H. CARBÓ. Aço Inoxidável - Aplicações e Especificações.** Catálogo Arcelor Mittal, pg. 5-18. São Paulo, 2008
- HEALTHBASE.**<<http://www.healthbase.com/resources/orthopedics/total-hip-replacement-surgery-implants/zimmer-hip-replacement-implant-cemented-cementless-press-fit-india-affordable-medical-tourism.html>> Acesso em 12 Dez. 2010.
- INOX DO BRASIL.** < <http://www.inoxdobrasil.com.br/vrs4/empresa.html>.> Acesso em 9 Fev. 2010
- IOPE.** Instrumentos de Precisão. <[http://www.iope.com.br/3i\\_corrosao\\_2.htm](http://www.iope.com.br/3i_corrosao_2.htm)> Acesso em 30 Jul 2010.
- IPT - Instituto de Pesquisas Tecnológicas. Corrosão e Proteção Contra Corrosão em Equipamentos e Estruturas Metálicas.** Manual, pg. 197. São Paulo, 1993.

KWIETNIEWSKI C.; KISS F. **Metalografia e Tratamentos Térmicos de Aços e Ferros Fundidos**. 1 ed. Porto Alegre , 2009.

MACEDO C. **Fraturas e Artroplastias**. <<http://www.artroplastia-quadril.com.br/causas-cirurgia-quadril.html>> Acesso em 28 Fev. 2010

MELO M. **Análise dos Modelos Utilizados para a Previsão dos Parâmetros Microestruturais Obtidos Durante a Solidificação Direcional do Aço Inoxidável Austenítico AISI 304**. Revista Escola de Minas, p. 135-140, 2007.

ORTHOINFO. American Academy of Orthopedic Surgeons. <<http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00355>> Acesso em 12 Fev. 2010

PADILHA F.; GUEDES L. **Aços Inoxidáveis Austeníticos: Microestrutura e Propriedades**. 3 ed. São Paulo - SP. Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 1994.

R. VILLAMIL; et al. **Aços Inoxidáveis em Implantes Ortopédicos: Fundamentos e Resistência à Corrosão**. Revista Brasileira de Ortopedia, p. 11-12, 2002.

SCIELO BRASIL <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1517-70762008000400003](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-70762008000400003)> Acesso em 20 Nov. 2010:

#### SEGS PORTAL NACIONAL

<[http://www.segs.com.br/index.php?option=com\\_content&view=article&id=1838:crece-numero-cirurgias-para-implante-de-protese-ortopedicas-e-videocirurgia&catid=47:saude&Itemid=328](http://www.segs.com.br/index.php?option=com_content&view=article&id=1838:crece-numero-cirurgias-para-implante-de-protese-ortopedicas-e-videocirurgia&catid=47:saude&Itemid=328)> Acesso em 2 Fev. 2010.

TAVARES, C. **Influência da Composição Química e da Espessura da Peça Fundida na Quantidade e Distribuição de Ferrita Delta em Aços Inoxidáveis Austeníticos**. São Paulo, 2008.

UDESC. Universidade do Estado de Santa Catarina

< [http://www.tede.udesc.br/tde\\_busca/arquivo.php?codArquivo=434](http://www.tede.udesc.br/tde_busca/arquivo.php?codArquivo=434)> Acesso em 12 Jul. 2010.