

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À CORROSÃO DE PRÓTESE TOTAL DE QUADRIL  
DE AÇO INOXIDÁVEL AUSTENÍTICO REMOVIDA DE PACIENTE**

**E.H. de S. Cavalcanti<sup>(1)</sup>, S.M.C. de Souza<sup>(1)</sup>, C. de A. Ferreira<sup>(1)</sup>, M.M.Campos<sup>(1)</sup>, I. de C.  
Abud<sup>(1)</sup>, L.Palmeira<sup>(2)</sup>**

<sup>(1)</sup> Instituto Nacional de Tecnologia / MCT ([corrosao\\_degradacao@int.gov.br](mailto:corrosao_degradacao@int.gov.br))

<sup>(2)</sup> Hospital Universitário Pedro Ernesto / UERJ ([liszt@vetor.com.br](mailto:liszt@vetor.com.br))

**6° COTEQ Conferência sobre Tecnologia de Equipamentos  
22° CONBRASCORR – Congresso Brasileiro de Corrosão  
Salvador – Bahia  
19 a 21 de Agosto de 2002**

As informações e opiniões contidas neste trabalho são de exclusiva responsabilidade dos autores.

## RESUMO

O presente trabalho foi elaborado em parceria com o Departamento de Especialidades Cirúrgicas da Faculdade de Ciências Médicas da UERJ, no sentido de verificar a qualidade de uma prótese total de quadril Tipo Charnley de aço inox. A mesma, apresentando sinete de identificação, foi removida de paciente do Hospital Universitário Pedro Ernesto (HUPE) após 4 anos de implantação. As análises efetuadas seguiram as diretrizes e os critérios estabelecidos pela norma ASTM F561-87 “ Standard Practice for Analysis of Retrieved Metallic Orthopaedic Implants”. Primeiramente foi conduzida a inspeção visual e macrográfica – para avaliação dos graus de acabamento superficial, de corrosão e de desgaste mecânico. Posteriormente foram realizadas pelos Laboratórios de Análise Química, Metalografia e de Dureza e de Corrosão e Proteção do INT as seguintes verificações: análise química, análise metalográfica (microestrutura, tamanho de grão, teor de inclusões), ensaio mecânico de dureza e ensaio de susceptibilidade à corrosão intergranular. Ensaios de polarização potenciodinâmica anódica – para avaliação “in-vitro” da resistência à corrosão por pites foram também efetuados. Constatou-se que a prótese analisada apresentou inadequações de natureza metalúrgica (tamanho de grão diferenciado e excessivo - além do exigido pela norma ISO 5832-1) e composicional (teor de molibdênio aquém do especificado nesta mesma norma). Os ensaios de polarização revelaram-se úteis para indicar a baixa resistência à corrosão por pites exibida “in-vitro” pela prótese.

**Palavras-Chave:** Prótese Total de Quadril; Resistência à Corrosão; Biomateriais; Qualidade de Implantes Removidos de Pacientes

## **1. INTRODUÇÃO**

Os implantes destinados à aplicações ortopédicas devem exibir um conjunto de propriedades das quais destacamos a biocompatibilidade, a resistência mecânica, a resistência à fadiga, a resistência à corrosão e ao desgaste. A área de produtos ortopédicos ainda carece de regulamentação em nosso país. Os primeiros passos neste sentido estão sendo dados pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) do Ministério da Saúde através de Regulamento Técnico da Qualidade recentemente colocado em consulta pública. O mesmo estabelece os critérios de qualidade de implantes metálicos ortopédicos fabricados em aço inoxidável para fins de fixação de fraturas (osteossíntese). Já as próteses totais de quadril deverão merecer oportunamente tratamento idêntico pela ANVISA. Estudos conduzidos nos Estados Unidos na década passada revelam que cerca de 10% dos dispositivos para osteossíntese removidos de pacientes encontravam-se fora de especificações fixadas pelas normas ASTM então vigentes. São praticamente inexistentes os dados no tocante à qualidade das próteses totais de quadril no Brasil, que são maciçamente adquiridas pela rede hospitalar pública e privada. Recentemente o IPT revelou na mídia estudo pouco alentador com relação a estes produtos. O Laboratório de Corrosão e Proteção do Instituto Nacional de Tecnologia do Ministério de Ciência e Tecnologia, a exemplo do que já ocorre no caso dos implantes para osteossíntese (placas e parafusos), vem trabalhando em parceria com o Departamento de Especialidades Cirúrgicas da Faculdade de Ciências Médicas da UERJ, no sentido de verificar a conformidade de próteses desta natureza removidas de pacientes do Hospital Universitário Pedro Ernesto (HUPE). O presente trabalho relata os resultados verificados em uma haste femoral de prótese total removida de paciente.

## **2. MATERIAIS E MÉTODOS**

### **2.1 Materiais**

Haste femoral de prótese total de quadril tipo Charnley removida após período de 4 anos de permanência no paciente. Foram observados os preceitos da Norma ASTM F 561-87. Acompanhando o implante veio o protocolo médico. No recebimento o implante foi devidamente identificado e codificado. O implante, doravante denominado implante S, apresentava sinete de fabricação. A figura 1 ilustra o aspecto visual do implante S como recebido.

### **2.2 Métodos**

As análises efetuadas no implante removido de paciente seguiram as seguintes diretrizes básicas apresentadas na Tabela 1 a seguir:

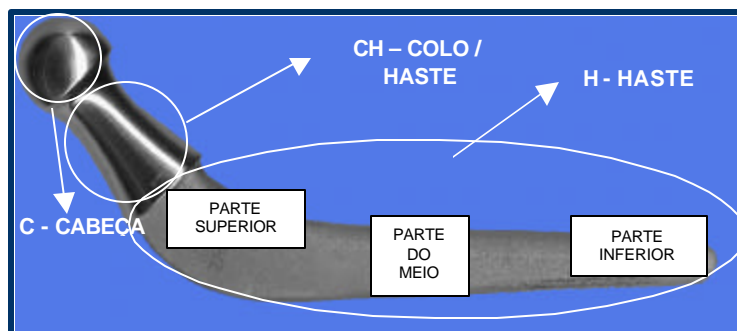


Figura 1 - Aspecto Visual do Implante S - Haste Femoral Tipo Charnley como recebido.

Tabela 1 - Análises Efetuadas e Metodologia Adotada

<i>ANÁLISES REALIZADAS</i>	<i>NORMAS E MÉTODOS</i>
<i>Acabamento Superficial / Graus de Corrosão e Desgaste Mecânico</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Critério de Weistein <sup>(1)</sup></b> / Inspeção Visual e Macrográfica.</li> </ul>
<i>Análises Químicas</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>ASTM F138-92 e ISO 5832-1:1987</b> / Fluorescência de Raios-X , Espectrometria de Emissão Ótica e Via Úmida. As determinações de carbono e enxofre foram obtidas através do método de Combustão Direta para Metais Ferrosos.</li> </ul>
<i>Análises Metalográficas</i>	
<i>Microestrutura</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>ASTM E 3-95</b> – “Standard Practice for Preparation of Metallographic Specimens”.</li> <li>• <b>ASTM E 407-93</b> – “Standard Practice for Microetching Metals and Alloys”.</li> </ul>
<i>Tamanho de Grão</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>ASTM E 1382-97</b> – “Standard Test Methods for Determining Average Grain Size Using Semiautomatic and Automatic Image Analysis”.</li> </ul>
<i>Teor de Inclusões</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>ISO 4967: 1998</b> – “Steel - Determination of Content of Non-Metallic Inclusion – Micrographic Method using Standard Diagrams”. ASTM E-45, Método A, Plate III</li> </ul>
<i>Dureza</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>ISO 6507-1:1997</b> – “Metallic Materials – Vickers Hardness Test – Part I: Test Methods”.</li> </ul>
<i>Ensaio de Corrosão</i>	
<i>Susceptibilidade à Corrosão Intergranular</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>ISO 3651/II:1998</b> - “Determination of Resistance to Intergranular Corrosion Part II: Ferritic, austenitic and ferritic-austenitic (duplex) stainless steels – Corrosion test in media containing sulfuric acid – Method A</li> </ul>
<i>Resistência à Corrosão por Pites</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Método de Polarização Potenciodinâmica Anódica</b> – Procedimento próprio do LACOR</li> </ul>

## - Análise do Acabamento Superficial e dos Graus de Corrosão e Desgaste Mecânico dos Implantes Removidos

Foram empregadas técnicas de análise visual (a olho nu e com lupa) e macroscópica (com microscópio estereoscópico) para avaliar os graus de ataque corrosivo e/ou de desgaste mecânico observados. Neste último caso foi adotado o critério proposto por Weistein <sup>(1)</sup> indicado na tabela 2 abaixo:

**Tabela 2 - Critério adotado para determinação dos graus de corrosão e de desgaste dos implantes removidos de pacientes**

<b>GRAUS DE CORROSÃO E DESGASTE MECÂNICO</b>	<b>CRITÉRIO ADOTADO</b>
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

## - Análises Químicas

Estas análises foram executadas no Laboratório de Análises Inorgânicas (LABAI) do INT, para caracterizar a composição química do implante. Conforme catálogo do fabricante a composição do mesmo deve estar de acordo com os requisitos das Normas ASTM F138-92 e ISO 5832-1:1987. Estas definem os teores máximos e as faixas de concentração em % p/p dos elementos de liga dos aços inoxidáveis denominados de alta qualidade para implantes.

No caso da norma americana ASTM F138-92 cabe acrescentar que, dependendo do teor de carbono, o aço pode ser enquadrado como: Grau 1 (% C<sub>max</sub> = 0,08) ou Grau 2 (% C<sub>max</sub> = 0,03). Esse último, de ultra baixo teor de carbono, é o mais recomendável para aplicações em implantes por exibir uma menor susceptibilidade à corrosão intergranular <sup>(2)</sup>. Optou-se, portanto, por comparar os resultados obtidos com a composição referente ao Grau 2.

Já a norma ISO 5832-1:1987 é mais exigente notadamente com relação ao teor de molibdênio do material metálico empregado na fabricação de implantes ortopédicos em aço inoxidável, que reconhecidamente eleva a resistência à corrosão por pites, frestas, etc.. Introduz também a Norma ISO 5832-1:1987 um requisito adicional em relação à norma de origem americana acima citada, denominado de fator de resistência à corrosão por pites (F<sub>PITE</sub>). Este é definido em função dos teores de cromo e molibdênio em % p/p e não deve ser inferior a 26, conforme apresentado abaixo:

$$F_{PITE} = 3,3\% \text{ p/p Mo} + \% \text{ p/p Cr} \geq 26$$

A ISO 5832-1:1987 a exemplo da americana preconiza duas composições a D e a E. No presente trabalho optou-se por comparar os resultados obtidos com a composição D, que exige menores teores de nitrogênio, molibdênio e níquel. Foram conduzidas três técnicas de análise química quantitativa: Fluorescência de Raios-X, Espectrometria de Emissão Ótica e Via Úmida. Já as determinações de carbono e enxofre foram obtidas através do método de Combustão Direta para Metais Ferrosos (LECO).

### **- Análises Metalográficas**

Os ensaios metalográficos foram realizados pelo Laboratório de Metalografia e Dureza (LAMED) do INT. Para fins de caracterização do implante em estudo, foram utilizados microscópio estereoscópico (Zeiss, mod. DRC), microscópio ótico (Olympus PME 3) dotado de analisador digital de imagem (LECO, mod. IA-3001) e microscópio eletrônico de varredura (Zeiss, mod. BSM 320).

#### **# Microestrutura**

A microestrutura do implante deve apresentar grãos 100% austeníticos e relativamente homogêneos, isentos de ferrita delta, de segregações e de precipitados, de acordo com as especificações da norma ISO 5832-1:1987, de forma a garantir uma boa resistência à corrosão e à fadiga. Foram retiradas amostras das seções transversais da haste e cabeça, as quais foram preparadas de acordo com a norma ASTM E 3, e observadas em microscópio ótico.

#### **# Tamanho de Grão**

Conforme recomendado na norma ISO 5832-1:1987, o tamanho de grão deve ser igual ou menor que o grau ASTM 5, i.e. graus 5, 6, 7, 8, 9 e 10, para que não haja prejuízo para as propriedades mecânicas e de resistência à fadiga do implante. Além de grãos finos é desejável também que os mesmos apresentem-se relativamente homogêneos ao longo de toda a peça.

#### **# Teor de Inclusões**

É reconhecido que as inclusões exercem uma influência negativa no comportamento dos aços inoxidáveis frente à corrosão em meios neutros aerados salinos, como o existente no corpo humano. Dentre as formas mais comuns de corrosão localizada que ocorrem nos implantes ortopédicos manufaturados em aços inoxidáveis é a corrosão por pites, sendo reconhecida a correlação entre a presença de inclusões não metálicas e a incidência desta forma de ataque. Com efeito, os teores de inclusão devem ser residuais, pois a sua presença aumenta a susceptibilidade dos aços inoxidáveis a ocorrência de corrosão localizada. Foi utilizado o método A - Plate III. da norma ISO 4967, para verificar-se o teor de inclusões.

#### **# Dureza**

Apesar de não ter a sua determinação exigida na norma ISO 5832-1:1987 esta característica é um parâmetro importante que deve ser examinado, pois reflete o grau de encruamento do material. Foram realizadas medidas de microdureza Vickers, nas seções transversais da haste e da cabeça, de acordo com a norma ISO 6507-1 com carga de 300gf (2,94 N).

## - Ensaaios de Corrosão

Os ensaios de corrosão foram executados no Laboratório de Corrosão e Proteção do Instituto Nacional de Tecnologia sendo realizados dois tipos de ensaios: Ensaaios de Susceptibilidade à Corrosão Intergranular e Ensaaios de Polarização Potenciodinâmica Anódica.

### # Ensaaios de Susceptibilidade à Corrosão Intergranular

Tratam-se de ensaios comumente realizados para verificar a presença ou não de carbonetos de cromo ( $\text{Cr}_{23}\text{C}_6$ ) nos contornos de grãos, cuja presença torna o aço inox austenítico susceptível à corrosão intergranular. Este tipo de corrosão se manifesta ao longo dos contornos de grão, em decorrência do empobrecimento do teor de cromo nas suas adjacências devido à precipitação do  $\text{Cr}_{23}\text{C}_6$ . Neste caso foram efetuadas análises apenas em corpo-de-prova (cp) removido da haste, de acordo com os procedimentos estabelecidos na norma citada. O cp foi submetido a um tratamento térmico a 700 °C durante meia hora e após o término e resfriado em água fria. A seguir, o cp permaneceu envolto por limalhas de cobre e exposto durante 24 horas a uma solução fervente de sulfato cúprico. Após este período, a seção longitudinal do cp foi examinada em um microscópio ótico com aumentos até 500 vezes para verificar-se a presença ou ausência de ataque intergranular, sendo este o critério estabelecido de reprovação.

### # Ensaaios de Polarização Potenciodinâmica Anódica

Estes ensaios foram realizados em uma célula de acrílico de três eletrodos, utilizando-se para tal um potenciostato Schlumberger 1280-B. Os mesmos foram conduzidos em uma solução de 0,9% NaCl mantida a uma temperatura de 37 °C. O procedimento de polarização foi iniciado após a estabilização do potencial aberto, ou seja, do potencial de corrosão  $E_{\text{corr}}$ , o qual foi monitorado em relação a um eletrodo de referência de calomelano saturado (ECS) por um período de 60 minutos. Adotou-se uma taxa de varredura de polarização anódica de 0,6 V/h, interrompendo-se o ensaio quando a corrente atingia  $10^{-5}$  nA/cm<sup>2</sup> para evitar-se dissolução excessiva do material. Para este fim foi seccionado trecho central da haste. Este foi devidamente lixado até o grau 600 em lixas de carvão de silício e polido com pasta de diamante de 1µm.

Estes ensaios de natureza eletroquímica tem o intuito de caracterizar a resistência à corrosão por pites. São capazes de revelar o potencial de pite,  $E_p$ , o qual, segundo alguns autores <sup>(2)</sup>, 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. Permitem também inferir a densidade de corrente de passivação,  $i_p$ , que reflete a capacidade de protetora do filme passivo. Quanto menor  $i_p$  maior o poder protetor do filme passivo.

### 3. RESULTADOS

#### 3.1 Análise Visual / Ótica Do Implante Removido

Após o recebimento do implante, o mesmo foi limpo em ultra som com acetona durante 6 horas, visando a remoção de sangue, tecidos, tecido ósseo e outras substâncias. A seguir, foi realizada observação das superfícies do implante por meio de estereomicroscopia utilizando-se, conforme mencionado anteriormente, o critério de Weistein <sup>(1)</sup>. Foi constatado ataque por corrosão, riscos, desgaste por atrito e grande quantidade de arrancamento de material metálico. Os mesmos foram quantificados e enquadrados conforme indicado nas Tabelas 3 e 4.

**Tabela 3 - Quadro resumo da intensidade do ataque corrosivo observado**

IMPLANTE S	CORROSÃO / Grau estimativo
HASTE	Localizada por pite/grau 3 (severo)

**Tabela 4 - Quadro resumo da intensidade do desgaste mecânico observado**

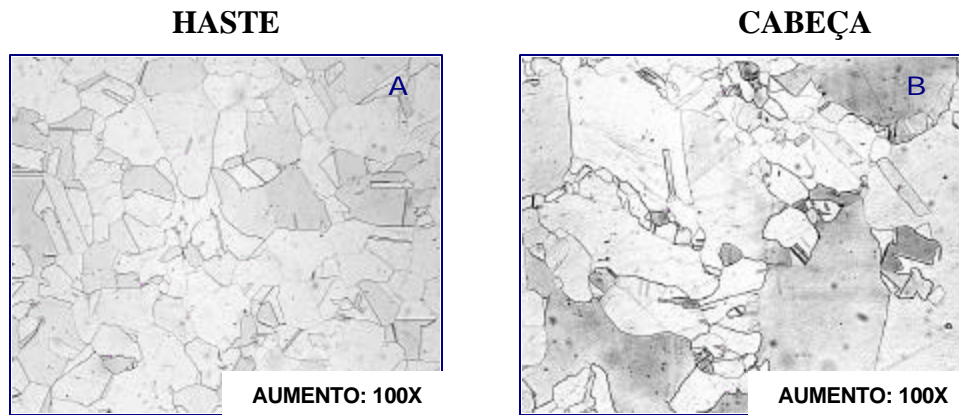
IMPLANTE S	DESGASTE MECÂNICO / Grau estimativo		
	Desgaste por Atrito	Riscos	Outros Tipos
HASTE	grau 2 (moderado)	---	Arrancamento de material metálico grau 3 (severo)
COLO / HASTE	---	Grau 2 (moderado)	---
CABEÇA	---	Grau 2 (moderado)	---

#### 3.2 Ensaios Metalográficos

##### - MICROESTRUTURA

As microestruturas observadas na haste e cabeça foram completamente austeníticas, isentas de ferrita delta, segregações e de precipitados, conforme figura 3. Entretanto, observou-se heterogeneidade da matriz, evidenciada pelos diferentes tamanhos de grãos encontrados para um mesmo aumento (Figura 2).

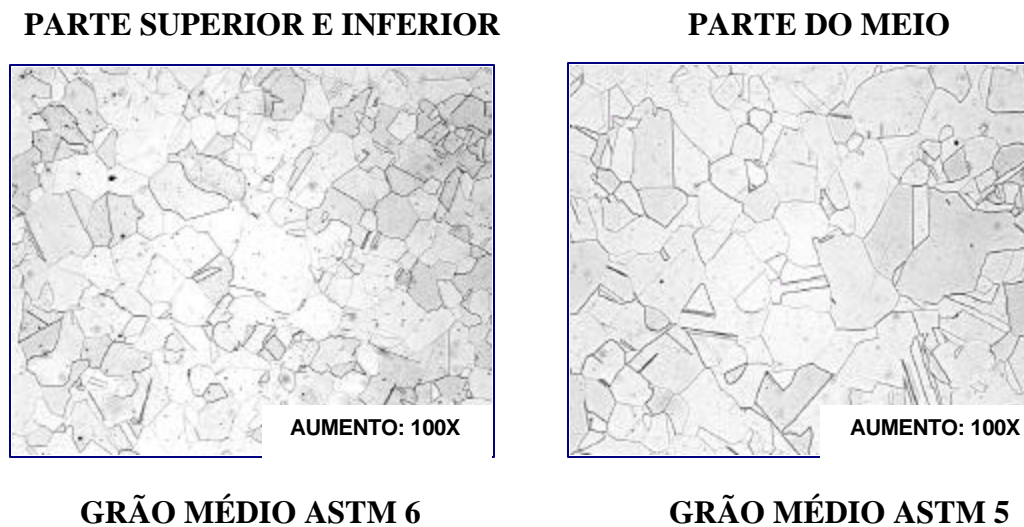




**Figura 2** – Micrografias óticas da microestrutura da HASTE (A) e da CABEÇA (B) – 100% austenítica, isentas de ferrita delta, segregações e de precipitados; Ataque metalográfico: Água Régia Glicerizada.

**• TAMANHO DE GRÃO**

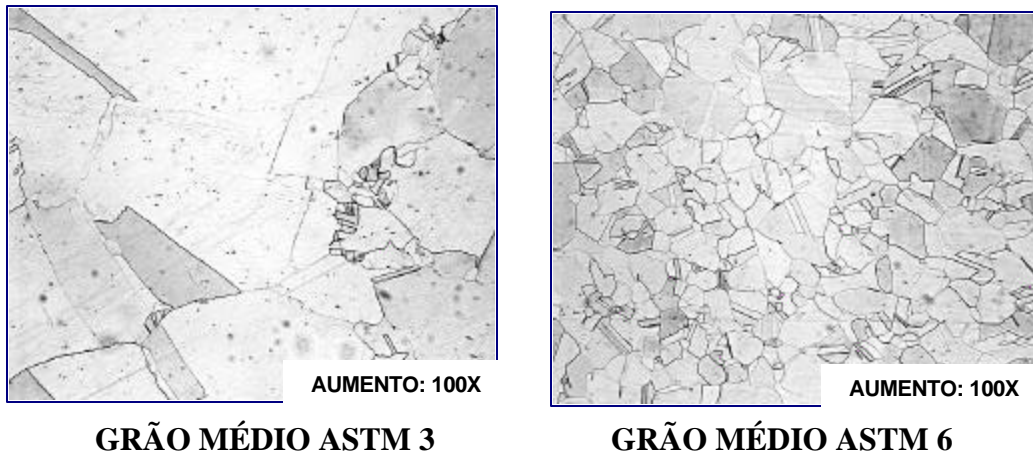
Foram também examinadas regiões da haste e da cabeça do implante S. A primeira exibiu matriz com homogeneidade microestrutural no que se refere ao tamanho de grão, constatando-se regiões com tamanho de grão ASTM 6 e ASTM 5 (Figura3), de acordo portanto com as especificações exigidas por norma para este quesito.



**Figura 3** – Micrografia relativa aos tamanhos de grão encontrados na haste. Aumento: 100x. Ataque metalográfico: Água Régia Glicerizada.

A figura 4 apresenta micrografias referentes a duas regiões da cabeça da haste, onde constatou-se tamanhos de grão ASTM3 e ASTM 3, esta última em desacordo com a Norma ISO 5832-1:1987.

## CABEÇA



**Figura 4** – Micrografias relativas aos tamanhos de grão encontradas na cabeça da haste, configurando grande heterogeneidade da matriz.

### - TEOR DE INCLUSÕES

Após observação em microscópio ótico não foi constatada a presença de inclusões.

## 4. ENSAIO DE DUREZA

Os valores apresentados nas tabelas 5, 6 e 7 representam a média de cinco medições efetuadas na cabeça, parte central e parte inferior para 2 regiões de cada amostra: região de grão grosseiro e região de grão fino.

**Tabela 5** - Microdureza Vickers 300gf (2,94 N) / Cabeça

PONTOS REGIÃO	1	2	3	4	5	MÉDIA
Grão Fino	161,17	160,45	157,21	164,58	154,58	159,60
Grão Grosseiro	133,27	131,64	134,69	133,72	141,56	134,98

**Tabela 6** - Microdureza Vickers 300gf (2,94 N) / Haste Parte Central

PONTOS REGIÃO	1	2	3	4	5	MÉDIA
Grão Fino	158,15	156,48	165,22	161,26	161,07	160,44
Grão Grosseiro	153,38	135,68	139,75	142,59	142,27	142,73

**Tabela 7 - Microdureza Vickers 300gf (2,94 N) / Haste Parte Inferior**

<b>PONTOS REGIÃO</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>MÉDIA</b>
<b>Grão Fino</b>	157,27	142,73	140,27	124,79	126,22	138,25
<b>Grão Grossoiro</b>	131,64	140,20	138,09	136,19	142,68	137,76

Os valores de dureza obtidos são característicos de microestrutura recozida, valores estes adequados, revelando a natureza não encruada da microestrutura do material do implante em todas as regiões analisadas.

## **5. ANÁLISES DA COMPOSIÇÃO DO IMPLANTE ORTOPÉDICO**

### **5.1 Enquadramento do material segundo a Norma ASTM F 138-92**

A tabela 8 a seguir apresenta os teores exigidos pela norma **ASTM F 138-92**, bem como os resultados obtidos pelas técnicas acima citadas.

**Tabela 8 – Resultados da Composição Química / Norma ASTM F138-92**

<b>ELEMENTOS [ % p/p ]</b>	<b>ASTM F – 138 grau 2</b>	<b>Fluorescência de Raios X</b>	<b>Espectrometria de Emissão Ótica</b>	<b>Via Úmida</b>
C <sup>(*)</sup>	0.030 máx	0.011	0.011	0.011
Si	0.750 máx.	0.16	0.19	0.14
Mn	2.000 máx.	1.84	1.99	1.92
P	0.025 máx.	0.018	0.025	0.024
S <sup>(*)</sup>	0.010 máx.	0.002	0.002	0.002
Cu	0.500 máx.	0.048	(*)	0.057
Ni	13.00 a 15.00	14.40	14.08	14.19
Cr	17.00 a 19.00	17.51	17.48	17.48
Mo	2.00 a 3.00	2.11	2.20	2.18
Fe	Balanco	balanco	balanco	balanco
N	0.100 máx.	(**)	(**)	0.027

(\*) determinado pela técnica LECO; (\*\*) não determinado

O material metálico empregado na fabricação do implante ortopédico encontra-se dentro das especificações exigidas na norma citada.

### **5.2 Enquadramento do material segundo a Norma ISO 5832-1:1987**

A tabela 9 apresenta os teores exigidos pela norma ISO 5832-1: 1987, bem como os resultados obtidos experimentalmente. Conforme já salientado optou-se por comparar o material recebido com a composição tipo D estabelecida na norma. O teor de molibdênio foi encontrado abaixo do

valor mínimo estipulado. Por conseguinte, observou-se também valores de fator de resistência à corrosão por pites ( $F_{PITE}$ ) inferiores ao valor 26 especificado na norma ISO 5832-1:1987.

**Tabela 9 – Resultados da Composição Química / Norma ISO 5832 – 1 D:1987.**

<b>ELEMENTOS</b> [ % D/D ]	<b>ISO 5832-1 D</b>	<b>Fluorescência</b> <b>de Raios X</b>	<b>Espectrometria</b> <b>de Emissão Ótica</b>	<b>Via Úmida</b>
C <sup>(*)</sup>	0.030 máx.	0.011	0.011	0.011
Si	1.000 máx.	0.16	0.19	0.14
Mn	2.000 máx.	1.84	1.99	1.92
P	0.025 máx.	0.018	0.025	0.024
S <sup>(*)</sup>	0.010 máx.	0.002	0.002	0.002
Cu	0.500 máx.	0.048	(*)	0.057
Ni	13.00 a 15.00	14.40	14.08	14.19
Cr	17.00 a 19.00	17.51	17.48	17.48
<b>Mo</b>	<b>2.25 a 3.50</b>	<b>2.11</b>	<b>2.20</b>	<b>2.18</b>
Fe	balanco	balanco	balanco	balanco
N	0.100 máx.	(**)	(**)	0.016

(\*) determinado pela técnica LECO; (\*\*) não determinado

Em suma, conclui-se que o material metálico empregado na fabricação da haste em questão encontra-se fora das especificações exigidas na composição D da norma citada, no tocante ao teor de molibdênio e ao fator de resistência à corrosão por pites. Há de se ressaltar que a tendência mundial hoje é a de que venham a ter a sua matéria prima de acordo com os requisitos estabelecido pela norma ISO 5832-1:1987. Mesma tendência está sendo observada no país ao examinar-se a proposta de regulamento técnico da ANVISA.

## 6. ENSAIOS DE CORROSÃO “in-vitro”

### 6.1 Ensaios de Susceptibilidade à Corrosão Intergranular

Após observação em microscópio ótico não constatou-se a precipitação de carbonetos de cromo em contorno de grão, indicando ser o material não susceptível ao ataque intergranular, pois a microestrutura observada foi do tipo degrau.

### 6.2 Ensaios de Polarização Potenciodinâmica Anódica

A tabela 10 resume os valores de  $E_{corr}$ ,  $E_p$  e  $I_p$  retirados de duas curvas de polarização anódica conduzidas na amostra retirada da haste, conforme pode ser visto na figura 5.

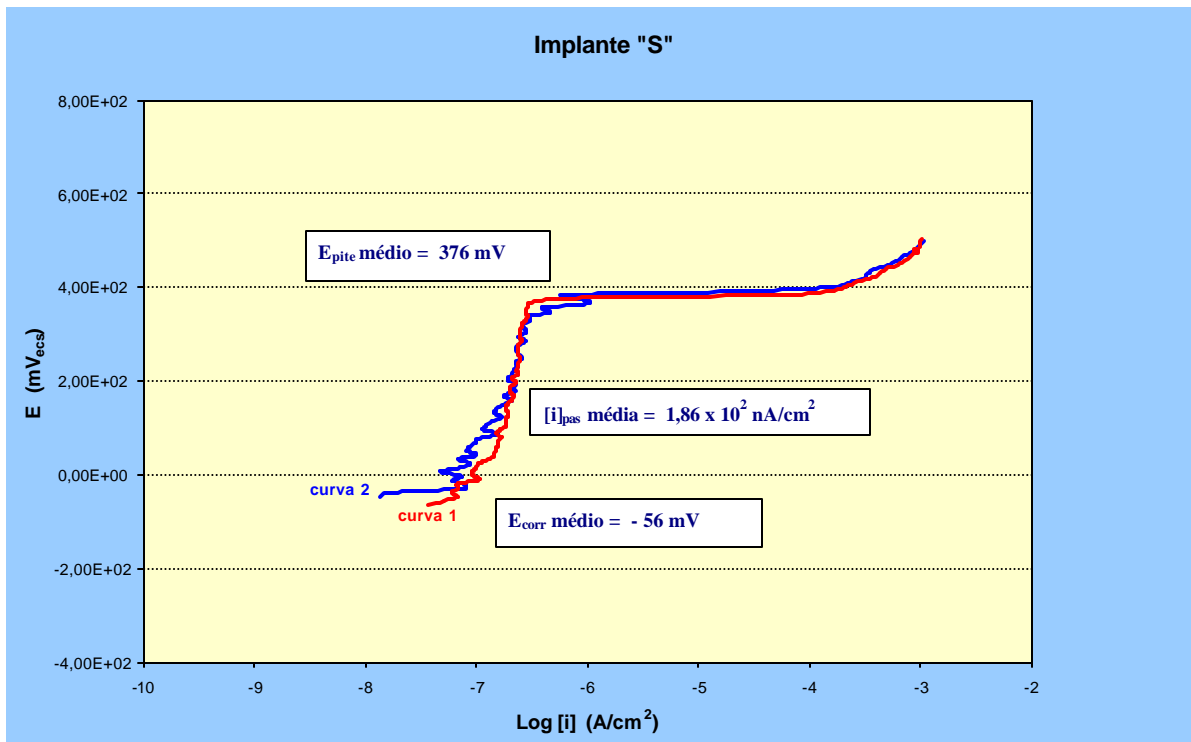


Figura 5 – Curvas de Polarização Potenciodinâmica Anódica referentes ao Implante “S”.

Tabela 10-Dados electroquímicos: potencial de corrosão ( $E_{corr}$ ), potencial de pite ( $E_p$ ) e densidade de corrente de passivação ( $i_p$ )

ENSAIOS ELETROQUÍMICOS	$E_{corr}$ mV (ECS)	$E_p$ mV (ECS)	$i_p$ (nA/cm <sup>2</sup> )
CURVA 1	- 64	368	$1,95 \times 10^2$
CURVA 2	- 47	384	$1,77 \times 10^2$
<b>MÉDIA (M)</b>	<b>-56</b>	<b>376</b>	<b><math>1,86 \times 10^2</math></b>
<b>Desvio Padrão (DP)</b>	<b>12,02</b>	<b>11,31</b>	<b><math>0,13 \times 10^2</math></b>
<b>Valor Máximo (M+3DP)</b>	<b>-19</b>	<b>410</b>	<b><math>2,25 \times 10^2</math></b>
<b>Valor Mínimo (M-3DP)</b>	<b>-92</b>	<b>342</b>	<b><math>1,47 \times 10^2</math></b>

(Obs.: Os valores máximos e mínimos foram calculados com base na seguinte equação: Valor máximo = Média +  $3\sigma$ ; Valor mínimo = Média -  $3\sigma$ , onde:  $\sigma$  = desvio padrão)

**Monitoramento do Potencial de Corrosão x Tempo ( $E_{corr}$  vs. t)** - Constatou-se que no período de tempo que antecedeu à condução dos ensaios de polarização, os potenciais de corrosão

permaneceram estáveis logo após os 12 minutos de imersão no meio de estudo e que permaneceram na faixa relativamente similar aos valores de potenciais de corrosão anteriormente obtidos em cps retirados de placas de aço inoxidável removidas de pacientes <sup>(3, 4 e 5)</sup>.

**Potencial de Pite ( $E_p$ )** - os valores de potenciais de pite ( $E_p$ ) encontrados foram relativamente baixos, o que não chega a surpreender tendo em vista o baixo teor de molibdênio encontrado.. Estudos conduzidos anteriormente <sup>(3, 4 e 5)</sup> mostraram que placas de aço inoxidável com alta resistência à corrosão, i.e. com teor de molibdênio de acordo com o exigido me norma, apresentaram valores de  $E_p$  na faixa de 490 à 510 mV(ECS). Os resultados de  $E_p$  obtidos no presente trabalho apresentaram-se como úteis para indicar a baixa resistência à corrosão localizada do implante S.

**Densidade de Corrente de Passivação ( $i_p$ )**: os valores de densidade de corrente de passivação ( $i_p$ ) encontrados refletiram poder protetor do filme formado sobre a superfície do implantes relativamente altos a baixos potenciais.

## 7. CONCLUSÕES

Com relação aos ensaios realizados podemos concluir que no tocante à:

- **Análise Composicional:** o implante S foi enquadrado fora da especificação com relação ao teor de molibdênio e ao fator de pite, por apresentar valores bem inferiores aos exigidos na norma ISO 5832-1:1987, norma esta que tende ser adotada como para regulamentar a qualidade da matéria prima dos implantes de aço inoxidável utilizados em nosso país;
- **Tamanho de Grão:** implante analisado apresentou tamanhos de grão variados, sendo constatado tamanho de grão excessivo na cabeça da haste fora do exigido pela norma;
- **Teor de Inclusões:** não foi verificada a presença de inclusões, estando o implante dentro das especificações no tocante a este quesito;
- **Microestrutura:** de acordo com a especificação: 100% austenítica e isenta de ferrita delta;
- **Dureza:** os valores de dureza encontrados de acordo com microestrutura recozida;
- **Ensaio de Susceptibilidade à Corrosão Intergranular:** não constatou-se a precipitação de carbonetos de cromo em contorno de grão, não sendo considerado o implante S como susceptível, portanto, ao ataque intergranular;
- **Ensaio Potenciodinâmico Anódico:** Tomando-se por base os ensaios conduzidos conclui-se que o implante S apresentou baixa resistência “in vitro” à corrosão por pites, quando comparado aos nossos resultados anteriores observados <sup>(3, 4 e 5)</sup>, com placas de osteossíntese. Constatou-se também a utilidade deste ensaio em diagnosticar implantes de baixa resistência à corrosão por pites, tendo em vista a consonância dos valores de  $E_p$  com o valor de teor de molibdênio inferior ao recomendado revelado pelas análises químicas realizadas.

## 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1- Weistein, A M. et al. – “Orthopedic Implant Retrieval and Analysis Study” – Corrosion and Degradation of Implant Materials. ASTM STP 684, ASTM, pp. 212-228, 1979.

2- Ramanathan, L.V. – “Corrosão e seu Controle” –Hemus Editora Ltda.– pp.85.

3- Cavalcanti, E.H. de S., Souza, S.M.C., Campos, M.M.; Abud, I. de C.; Domingos, L. – “Caracterização e Avaliação do Desempenho de Implantes Ortopédicos Temporários” - Anais do II Encontro de Biomateriais – IPEN-CNEN/SP – pp. 1 a 3 - Outubro 1993 – São Paulo/SP.

4 - Souza, S.M.C., Cavalcanti, E.H. de S., Campos, M.M. – “Caracterização e Avaliação da Resistência à Corrosão de Implantes Ortopédicos Temporários Removidos de Pacientes” – Anais do 18º Congresso Brasileiro de Corrosão, pp. 1001 a 1013, 1995 – Rio de Janeiro/R.J.

5- Cavalcanti, E.H. de S., Souza, S.M.C., Campos, M.M. - “Caracterização e Avaliação da Resistência à Corrosão de Implantes Ortopédicos Temporários Removidos de Pacientes” – Anais do 1º Seminário Internacional sobre Degradação dos Materiais – I SEDEMAT, 1997 – Fortaleza/Ceará.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Ministério da Ciência e Tecnologia (MCT) pelos recursos fonte Tesouro fornecidos. Ao Programa de Capacitação Institucional (PCI/MCT/CNPQ) pela bolsa concedida a M.M.Campos (Proc. Nº 380601/99-0). Ao Projeto “Redes Cooperativas de Pesquisa em Corrosão” – Redecorr, pelos recursos FINEP/FAPERJ (Programa RECOPE-RJ - Convênio 1 4 97 0394 04) concedidos. Ao Serviço de Ortopedia do Hospital Universitário Pedro Ernesto / UERJ pelo apoio fornecido. Às equipes dos Laboratórios de Análises Químicas (LABAI) e de Metalografia e Dureza (LAMED) do Instituto Nacional de Tecnologia.