

Universidade de São Paulo
Escola Politécnica

Departamento de Engenharia
Metalúrgica e de Materiais

Análise de Falhas em Implantes Cirúrgicos Metálicos

Aluno:

Jardel Castro Folco

Nº USP:

1781152

Banca

Prof. Dr. Tibério Cescon (orientador)

Prof. Dr. Cesar Azevedo (co-orientador)

Prof. Dr. André Paulo Tschiptschin

Índice:

<u>Resumo</u>	<u>01</u>
<u>1. Introdução Teórica</u>	<u>02:</u>
<u>2. Procedimento Experimental:</u>	<u>13</u>
<u>3. Resultados:</u>	<u>14</u>
<u>3.1 Inspeção Visual do Material como recebido</u>	<u>14</u>
<u>3.2 Exame Radiográfico</u>	<u>15</u>
<u>3.3 Inspeção em Lupa-</u>	<u>15</u>
<u>3.4 Exame Metalográfico da Placa Ortopédica-</u>	<u>16</u>
<u>3.5 Ensaio de Susceptibilidade à Corrosão Intergranular-</u>	<u>16</u>
<u>3.6 Classificação do Nível de Inclusões-</u>	<u>17</u>
<u>3.7 Determinação do Tamanho de Grão-</u>	<u>18</u>
<u>3.8 Análise Química</u>	<u>19</u>
<u>3.9 Exame Fractográfico da Superfície de Fratura</u>	<u>22</u>
<u>4. Discussão;</u>	<u>50</u>
<u>5. Conclusão:</u>	<u>52</u>
<u>6. Bibliografia;</u>	<u>54</u>

Resumo:

O presente trabalho analisará a falha em implantes cirúrgicos metálicos temporários. Para tanto foram investigados três (03) implantes ortopédicos de aço inoxidável que falharam em serviço. As técnicas utilizadas foram inspeção visual em lupa, metalografia em microscópio óptico e fractografia em microscópio eletrônico de varredura (**MEV**) e em **X-EDS**. A partir dos resultados dos exames é possível concluir que os implantes analisados rompem devido ao fenômeno de corrosão-fadiga. A corrosão ocorre, geralmente na região de contato entre o parafuso de fixação e o furo da placa, onde há sinais que evidenciam corrosão por "*fretting*" com presença de pites de corrosão na superfície do furo em contato com o parafuso, além de marcas de desgaste tanto no parafuso como na placa. Em todos os casos, o material utilizado na produção das placas (aço inoxidável) não atendeu às exigências de composição química do projeto de norma **NBR 5832-1:1987**.

Introdução:

Os implantes metálicos dividem-se em implantes de longa permanência, geralmente desenvolvidos em ligas à base de titânio ou ligas Co-Cr-Mo (cobalto-cromo-molibdênio) e projetados para permanecer no corpo do indivíduo durante toda a vida; além dos implantes de curta permanência, geralmente fabricados em aços inoxidáveis (**vide tabela 01**) e mais sujeitos à falha em serviço.

norma	%Cr	%Ni	%Mo	%Si	%Mn	%C	%P	%N	%S	%Cu
ISO 5832-1	17.0-19.0	13.0-15.0	2.25-3.50	1.0 max	2.00 max	0.030 max	0.025 max	0.10 max	0.010 max	0.50 max
ASTM F139-grade #1	17.0-19.0	13.0-15.5	2.0-3.0	0.75 max	2.00 max	0.080 max	0.025 max	0.10 max	0.010 max	0.50 max
ASTM F139-grade #2	17.0-19.0	13.0-15.5	2.0-3.0	0.75 max	2.00 max	0.030 max	0.025 max	0.10 max	0.010 max	0.50 max

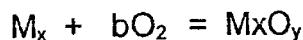
Tabela 01: Composição especificada em normas **ISO** e **ASTM** para aços inoxidáveis austeníticos usados em implantes metálicos temporários.(1)

Estatísticas apontam um índice de falhas em implantes cirúrgicos metálicos temporários entre 3 a 20% (2) e em torno de 7% segundo dados da Union Carbide Corporation - Tennessee - USA (3). O meio em contato com o implante é agressivo e contém cloreto (**Cl⁻**), fosfatos, sulfatos e amônia (**NH₄⁺**). Um acompanhamento dos pacientes mostrou que dos **286** implantes cirúrgicos ortopédicos de aço inoxidável série 316L em serviço, **16** implantes (**5,6%**) apresentaram fratura por corrosão-fadiga, 8 pacientes apresentaram quadro infeccioso (**2,8%**) e outros 30 apresentaram inflamações nos tecidos devido à rejeição do implante pelo corpo humano (**10,5%**) (4), apresentando um índice de falhas metalúrgicas de aproximadamente **6%**. A tabela 02 mostra as causas mais comuns de falhas por fadiga em implantes cirúrgicos metálicos:

Projeto do Implante.	Entalhes, furos, seção transversal insuficiente e regiões de concentração de tensões
Fabricação do implante	Introdução de entalhes, ausência de controle de qualidade, descuido com a microestrutura.
Seleção do material	Material incompatível com os fluidos celulares.
Inserção e remoção do implante	Introdução de riscos e entalhes, instalação com ferramentas desapropriadas. Inserção do implante incorreto.
Uso impróprio do implante.	O paciente expõe o implante à esforços acima dos especificados.

Tabela 02: Causas mais comuns de falhas em implantes cirúrgicos ortopédicos metálicos.(5)

As reações mais comuns que ocorrem dentro do corpo humano, seja este na presença de implantes ou não, são reações de oxidação que geram energia para o funcionamento dos órgãos e aparelhos humanos. Estas reações ocorrem na interface **tecido↔osso** onde se adaptam estruturalmente e biologicamente os implantes ortopédicos.(6) No tocante às reações do implante com o tecido, os metais são reativos, e sua eficiência é ditada pela estabilidade da película apassivadora, resultado de uma boa aeração da superfície de contato do tecido com o implante propriamente dito (placa). A respeito da formação dessa película, sabe-se que ocorre da reação do metal com o oxigênio contido no meio através da equação:



Quando expostos a meios cloretados, como o corpo humano, por exemplo, tais materiais podem sofrer corrosão localizada sob ação dos esforços mecânicos da peça, onde é destruída essa camada apassivadora (7). Os fluidos do corpo apresentam, via de regra, pH próximo a 7.4. No entanto logo após a

cirurgia, durante a cicatrização, o pH pode chegar até 4.0. A presença de hematomas atrasa o retorno ao pH 7.4, enquanto infecções podem levar o meio a um pH básico (em torno de 9.0). Qualquer variação na basicidade do meio ao qual o metal está exposto, acarreta condições para a corrosão se desenvolver.(1,7). A presença destes cloreto e de outros sais não oxigenados, que inibem a repassivação do filme de óxido, ajudam no processo corrosivo. A presença de sais halógenos também podem auxiliar este tipo de corrosão; detalhes estes a serem expostos e discutidos no presente trabalho.(2, 7, 8)

Estudos também verificaram que níveis elevados de cobalto, cromo, níquel e titânio são encontrados no sangue, urina e tecidos de pacientes que tiveram seus implantes removidos. Como a albumina é a mais abundante proteína nos tecidos intersticiais à estrutura óssea, todos os metais presentes no implante ortopédico, reagem com a proteína, ou se ligam a ela; inutilizando-a e causando perda proteica na região da cirurgia.(fig. 1)(9) O engenheiro projetista que domina-se este conhecimento bioquímico, estaria contribuindo para o desenvolvimento de novas ligas para este fim.

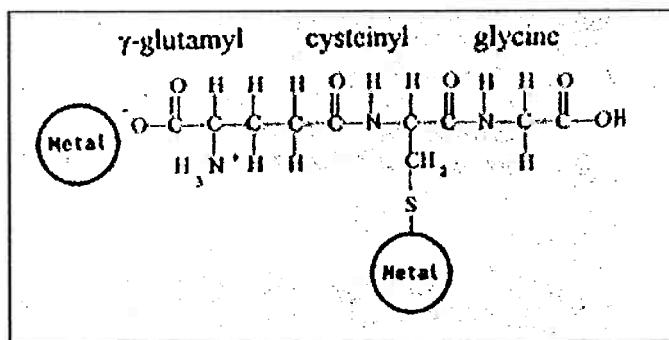


Figura 1: Comportamento de ligação das proteínas ao metal-base do implante.

Os implantes ortopédicos estão sujeitos a vários tipos de corrosão, entre eles : corrosão generalizada, por pites , galvânica, por frestas, além do fenômeno de corrosão por “fretting” (10). Todo mecanismo de corrosão origina-se primeiramente de uma instabilidade da camada apassivadora, ou

seja, uma película protetora sobre a sua superfície, que lhes confere excelente resistência à corrosão. A passivação é definida como sendo uma condição existente na superfície metálica devido à presença de um filme protetor, o qual é responsável por valores baixos de velocidade de corrosão, mesmo que a partir de dados termodinâmicas possa ser esperada uma dissolução ativa. (11)

A corrosão por pites é a destruição localizada da película passiva, causada na maioria das vezes por uma solução de cloretos, podendo ser fortemente influenciada pelo pH do meio(12,13). Contornos de grão e irregularidades na superfície podem também ser locais de nucleação de pites. Isso se deve ao fato de que essas descontinuidades apresentam baixa reposição da camada apassivadora, que é responsável pelo aumento da resistência à corrosão por pites. O nitrogênio também melhora a resistência à corrosão por pites, desde que não exceda o limite de solubilidade no material, pois quando em solução sólida intersticial, “ancora” o progresso da destruição da camada apassivadora. Este efeito pode ser quantificado através da equação abaixo, explicitada também no gráfico subsequente.(12,14)

$$\text{Eq. Cr} = \% \text{Cr} + 3,3 \times \% \text{Mo} + 30 \times \% \text{N}$$

Equivalente de resistência a formação de pites em função da temperatura

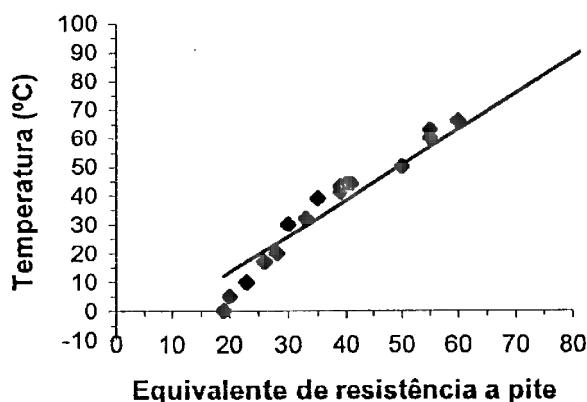


Gráfico 01: Variação do equivalente à corrosão a pites em função da temperatura.

A Corrosão Galvânica (formação de par galvânico em regiões altamente localizadas) ocorre quando dois materiais diferentes formam, em suas superfícies, sítios em que ocorrem reações anódicas que geram elétrons (I) e sítios, em que ocorrem reações catódicas que consomem elétrons (II). Este fluxo de elétrons de (I) para (II) é denominado corrente de corrosão que é gerada por um força eletromotriz, resultante da diferença de potencial entre o par galvânico formado, acarretando perda de material “arrancado” pelo processo corrosivo. A superfície menos resistente à corrosão sofre reações anódicas e perda de material enquanto a superfície mais resistente à corrosão sofre deposição e torna-se catódica(13). Este tipo de corrosão, também denominada de corrosão bimetálica, pode ocorrer, por exemplo, quando fios de sutura da cirurgia fabricados em metais menos nobres; entram em contato com implantes de aço inoxidável mais nobres, onde se observa a corrosão preferencial do fio. (15)

A Corrosão por Frestas ou “*crevice corrosion*”, é uma forma de ataque localizado onde, por imposição de natureza geométrica, determinada região do material permanece com restrições de acesso de oxigênio à sua superfície. Ocorre em regiões entre duas peças parafusadas, cuja aeração é baixa, podendo estar situada na região entre a placa ortopédica e o parafuso de fixação.(16)

Na corrosão por “*fretting*”, o efeito da corrosão só ocorre em meios agressivos e com pequena hidrodinâmica, isto é, escoamentos lentos e laminares para que o meio possa influenciar no desgaste e então se observar o fenômeno. (17,18) A vibração ou micromovimentação da superfície é necessária para ocorrência de “*fretting*”, sendo a amplitude desta vibração pequena e consequentemente de alta frequência, culminando na falha por fadiga de contato do material. Sabe-se que no fenômeno de “*fretting*” e nos desgastes comuns, que serão explicitados no presente trabalho, não há intenção de movimentação entre as superfícies que deveriam estar absolutamente fixas uma à outra, evitando a vibração indesejada da estrutura. As regiões desgastadas tornam-se sujeitas a iniciar uma trinca por fadiga em baixas tensões no início. Estas

tensões aumentam à medida que aumenta o desgaste, e são quase sempre inferiores ao limite de escoamento. São também responsáveis pela propagação da trinca que origina a ruptura do material. No caso de fadiga, estas tensões devem ser superiores ao limite de escoamento do material para que o fenômeno ocorra. A figura 02 evidencia a região de desgaste corrosivo de um implante entre a placa e o parafuso.(19)

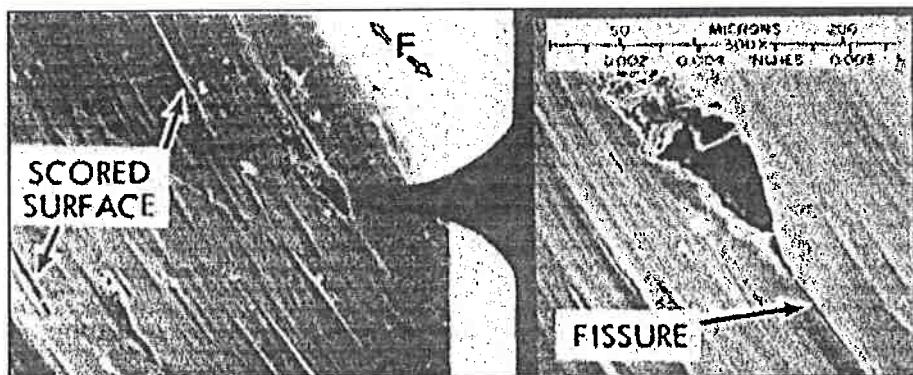


Figura 02: Aspecto de desgaste indicando esfolamento e fissura.(*fretting*) (4).

Uma distinção entre corrosão por frestas e por “*fretting*” é o fato que a primeira ocorre quando há condições químicas locais que removem a camada apassivadora, sem necessidade de micromovimentação entre as superfícies do parafuso e a prótese propriamente dita. Cabe salientar também que a diferença entre “*fretting*” e corrosão por “*fretting*”, consiste no fato da primeira poder causar fadiga sem a necessidade de um meio corrosivo, e na segunda há necessidade do meio corrosivo para nucleação e propagação da trinca.(20) O efeito de determinados elementos que interferem nos mecanismos de corrosão nos aços é tema de desenvolvimento tecnológico. A literatura técnica especifica que o aumento no teor de nitrogênio em aços inoxidáveis utilizados na fabricação de implantes ortopédicos metálicos modifica a geometria desses pites de corrosão, tornando-os maiores e menos profundos quando comparados com aços 316L. Dados da literatura indicam que a resistência à corrosão por “*fretting*” aumenta com a diminuição da profundidade de ataque à camada apassivadora, o que prova a melhor adaptação ou biocompatibilidade dos aços da série com teores mais elevados de nitrogênio. A presença do molibdênio, que através da formação de um filme salino de molibdênio dificulta a destruição da camada apassivadora e aparentemente inibe a o processo de corrosão por

frestas e por "fretting", é fundamental para a biocompatibilidade do implante. (10,12,13,22 e 23)

Como ação preventiva ao fenômeno de corrosão por "*fretting*", utilizam-se três práticas mais freqüentemente, a saber: eliminação do escorregamento ou da vibração; indução de tensões residuais compressivas na superfície da placa; ou separação das duas superfícies com uma terceira de material diferente. (Ex. borracha)

A corrosão pode causar no material uma considerável queda na sua resistência à fadiga. O fenômeno de corrosão-fadiga é caracterizado pelo efeito cinérgico da corrosão existente sobre o fenômeno de fadiga do material. A corrosão-fadiga caracteriza-se pela formação de trincas de fadiga em materiais passiváveis sujeitos à carregamentos não estáticos em meios corrosivos. No caso de aços inoxidáveis, os principais fatores influentes são o acabamento final da superfície, a presença de entalhes e a microestrutura. O tamanho de grão deve ser o menor possível para maior tenacidade, e deve-se preservar a homogeneidade do material. Um alto teor de inclusões é indesejável. (24,25)

As fraturas por fadiga são resultado de esforços cíclicos, que progressivamente propagam a trinca até que a seção resistente não suporte mais os esforços aplicados. A falha por fadiga nucleia em região de concentração de tensões como um nó, ou furo onde haja triaxialidade de tensões. Este campo de tensões cria esforços em outras direções que não a direção principal do esforço ao qual o material está submetido em serviço. Estes esforços formam a estrutura encruada denominada *ladder-like structure*, que é responsável pela nucleação da trinca, em outras palavras, não haveria o fenômeno de fadiga se não se formasse tal estrutura "escada de pedreiro". (26) Estudos relacionados com as variações microestruturais básicas experimentadas por um material sujeito a solicitações dinâmicas, levam a propor a divisão do processo de fadiga em três estágios principais, a saber:

Estágio I : ocorre a nucleação da trinca e sua propagação ao longo das bandas de deslizamentos formadas nas superfícies livres ou em uma interface do material.

Estágio II : propagação da trinca em uma direção perpendicular ao esforço atuante.

Estágio III : rompimento final da peça, ou seja propagação instável originando a fratura propriamente dita.

Quanto ao estágios I e II, é importante frisar que existe uma distinção entre cada um deles no que diz respeito ao espaço de tempo em que ocorrem. O número de ciclos até a falha é a soma dos dois primeiros estágios, ou seja, o número de ciclos consumidos na etapa de nucleação somado ao número de ciclos de propagação estável da trinca. Sabe-se que cada ciclo causa na estrutura uma linha de deformação pequena correspondente ao ciclo que a determinou denominada estria de fadiga. É importante citar que, em determinadas amplitudes detensões, nem todo ciclo causa uma estria, mas toda estria corresponde a um ciclo efetivo.(27)

A região de maior esforço está na fratura do osso, pois a seção resistente está fraturada apresentando descontinuidades. Como a fadiga só ocorre sob o efeito de carregamentos cílicos, o tempo de vida do material é determinado por este número de ciclos para nuclear a trinca e o tempo necessário para esta crescer e propagar.

Para aumentar a resistência à fadiga do implante cirúrgico metálico deve-se introduzir tensões residuais de compressão na superfície com jateamento ou shot-peening.(26)

A tensão limite de fadiga para determinado material diminui na presença de um meio agressivo. Essa variação depende de como o meio atuante influí na taxa de crescimento de trinca, na probabilidade de nucleação da trinca ou em ambos. Sabe-se que o efeito do meio é tão maior quanto menor forem as tensões cíclicas médias. Estudos de corrosão-fadiga indicam que aços de alto limite de escoamento tem sua vida em fadiga reduzida em até 10% em meios salinos(27). Mesmo superfícies polidas podem apresentar riscos que são locais propícios à nucleação de trincas de fadiga. (28). Sabe-se que cloreto atacam a

camada apassivadora em aços inoxidáveis e expõem o material à ação corrosiva do meio. O início do crescimento da trinca será sempre na superfície a menos que existam regiões de concentração de tensões possibilitando trincas subsuperficiais.

O entalhe, da mesma forma que um engaste ou um nó, cria na peça uma região de concentração de tensões. Na direção do esforço principal na superfície do entalhe a tensão é nula. Por causa disto, a peça, devido ao esforço principal, tende a estreitar e o entalhe não permite criando uma região de concentração de tensões em direções diferentes do esforço principal (triaxialidade) não permitindo que o material escoe. Este efeito da triaxialidade de tensões no entalhe é também denominado ***Efeito de Poisson***. Esta região de concentração de tensões causa diminuição da resistência a fadiga do material, diminui o número de ciclos que a peça suporta, e a triaxialidade faz com que a tensão limite de fadiga seja alcançada mais facilmente na região, provocando a ruptura da peça.(26)

De um modo geral, os implantes ortopédicos cirúrgicos metálicos sofrem desgaste abrasivo, que também pode ser classificado como corrosivo, dependendo do meio ou do fluido atuante.

A resistência ao desgaste é a habilidade do material de não sofrer desgastes expressivos quando em contato com outros materiais, de mesma composição ou estrutura ou não. Esta propriedade qualifica o material e devem ser estudados os elementos de liga que influem na mesma, para se obter uma resistência ao desgaste viável à aplicação da peça.(22,28). O desgaste, especificamente, ocorre quando há destacamento e perda do material, com provável perda de peso e alteração da geometria e de suas tolerâncias apropriadas ao material. No caso dos implantes ortopédicos de aço inox austenítico, são encontrados basicamente dois tipos de desgaste nas regiões da placa em contato com o parafuso e também na região da prótese em contato com a estrutura óssea.

Desgaste Abrasivo: ocorre quando há diferença de dureza entre as superfícies ou partículas, de modo que se formem linhas de perda nítida de

material na superfície de menor dureza. Este tipo de desgaste, geralmente ocorre na presença de fluidos interferentes, porém pode ocorrer também à seco.

Desgaste Corrosivo: É um tipo de desgaste abrasivo que ocorre sob a ação de reações químicas ou eletroquímicas com o ambiente de trabalho da peça. Tanto à ação mecânica (abrasão), como a ação química (corrosão), devem ser indispensáveis para que haja desgaste corrosivo; senão o que se tem é outro quadro de desgaste.(26) Além dessas classificações, encontram-se muitas outras na literatura que englobam ou dividem alguns desses grupos utilizando termos como erosão-corrosão e outras combinações, além de desgaste com fadiga de superfície onde se tem pites de fadiga, que são morfológica e quimicamente diferentes dos pites de corrosão.(20)

Para efeito ou ação corretiva de desgastes em superfícies metálicas, tem-se como prática quatro(04) soluções mais viáveis, assim relacionadas:

- recobrimento eletrolítico;
- recobrimento sintético com um polímero .
- aumento na dureza superficial da superfície
- indução de tensões residuais de compressão. (20)

2. Procedimento Experimental:

O roteiro de exames é dado por:

- I. Exame Visual do material como recebido;**
- II. Exame Macroscópico de Lupa da prótese ortopédica e parafusos de fixação e de sustentação;**
- III. Exame Radiográfico. Caso B;**
- IV. Exame Metalográfico;**
- V. Ensaio de susceptibilidade à corrosão intergranular das partes envolvidas (ASTM A 262);**
- VI. Classificação do teor de inclusões (ISO 4967);**
- VII. Determinação de tamanho de grão aço inoxidável austenítico (ISO 643);**
- VIII. Análise química do material (prótese e parafusos);**
- IX. Exame Fractográfico.**

3. Resultados:

3.1.1 Inspeção Visual do Material como recebido. Caso A:

A fotografia número 1 (Caso A) indica a região central a fratura do implante tipo placa planar para prótese de fêmur. A fratura ocorreu no 7º furo contado a partir da extremidade identificada com o nome do fabricante, traspassando-o transversalmente. Foi observado que a região de fratura da placa coincide com a localização da fratura de fêmur da paciente.(vide exame radiográfico).

3.1.2 Inspeção Visual do Material como recebido. Caso B:

A fotografia número 2 mostra uma vista lateral do implante de fêmur referente ao Caso B. A fratura ocorreu no 6º furo da placa contado a partir da extremidade com o número de série. Neste exame foram observados riscos na superfície da placa, mas não se sabe ao certo se estes riscos ocorreram durante a cirurgia ou durante o transporte do implante.

Os riscos superficiais constatados são relativamente profundos, apresentando-se como regiões de concentração de tensões que prejudicam o comportamento mecânico do material.

3.1.3 Inspeção Visual do Material como recebido. Caso C:

A fotografia número 3 (Caso C) mostra uma vista superior da placa, parafusos de fixação e do parafuso de sustentação de um outro tipo de implante (parafuso maior).

3.2.1 Exame Radiográfico. Caso B:

Apesar de não constar do roteiro de exames seguidos e exigidos pelos laboratórios de análise de falhas, o hospital forneceu chapas radiográficas referentes a um dos casos(**Caso B**), para auxiliar na investigação do caso.

A fotografia número 4 mostra uma vista superior do implante já fraturado referente ao **Caso B**, indicando que a falha da prótese ocorreu na região fraturada do fêmur do paciente.

3.3.1 Inspeção em Lupa. Caso A:

A fotografia número 5 mostra um aspecto do quarto furo na face trabalhada indicando região de amassamento (**SETA A**). Além disso, alguns furos apresentavam indícios de produtos de corrosão como mostrado em pequeno aumento na fotografia número 6. (**SETA A**)

3.3.2 Inspeção em Lupa. Caso B:

A fotografia número 7 mostra os riscos e evidencia sinais de desgaste e corrosão na superfície da placa em contato com o parafuso(lado superior) no quinto furo da prótese (**SETA A**).

3.3.3 Inspeção em Lupa. Caso C:

A fotografia número 8 evidencia deformação plástica acentuada da placa na superfície inferior em contato com o parafuso de fixação (lado liso), além de riscos superficiais. A fotografia número 9 evidencia o parafuso de sustentação da placa com sinais de desgaste e corrosão localizada. A fotografia número 10

mostra uma das superfícies que sofreram desgaste em um dos parafusos de fixação da placa, indicando direção circunferencial nas marcas de “fretting” (parafuso “apertado” demais).

3.4.1 Exame Metalográfico da Placa Ortopédica. Caso A:

Para execução do Exame Metalográfico, foram retirados dos implantes ortopédicos, dois cortes, longitudinal e transversal para que se analisasse sua microestrutura. As micrografias números 01 e 02 mostram a microestrutura do material nas seções transversal e longitudinal respectivamente referentes ao **Caso A**. Ambas microestruturas caracterizam-se pela presença de grãos austeníticos com maclas de recozimento. Não foi observada a presença de sensitização ou ferrita delta em nenhum dos quatro implantes avaliados. Nota-se na micrografia número 02, a presença de grãos alongados que provavelmente provém da conformação do material durante o processo de fabricação.

3.4.2 Exame Metalográfico da Placa Ortopédica. Caso B:

Apresenta como microestrutura típica a mesma do caso anterior.

3.4.3 Exame Metalográfico da Placa Ortopédica. Caso C:

Apresenta como microestrutura típica a mesma do caso anterior.

3.5.1 Ensaio de Susceptibilidade à Corrosão Intergranular. Caso A:

A norma **ASTM A 262** requer que o material a ser ensaiado seja previamente sensitizado a 650-675 °C (1250 Fº) por 60 minutos, seguido de têmpora em água. Esta norma também estabelece que um material não suscetível à corrosão intergranular após o ensaio com ácido oxálico (prática A), não será suscetível à corrosão intergranular após o ensaio da prática E. A micrografia número 03 mostra a microestrutura após o ensaio em ácido oxálico. Não foi constatada a susceptibilidade à corrosão intergranular em nenhum dos

três implantes avaliados. Esta constatação faz-se comparando a microestrutura com as existentes na norma, onde vê-se a presença de *ditches* (pequenos pontos pretos). Este resultado aprova o material sem que seja necessário o ensaio **ASTM A 262** prática E.

3.5.2 Ensaio de Susceptibilidade à Corrosão Intergranular. Caso B:

Apresenta como microestrutura típica a mesma do caso anterior.

3.5.3 Ensaio de Susceptibilidade à Corrosão Intergranular. Caso C:

Apresenta como microestrutura típica a mesma do caso anterior.

3.6.1 Classificação do Nível de Inclusões. Caso A:

Os materiais foram examinados sem ataque segundo a norma **ISO 4967** constatando-se nível de inclusões conforme tabela 05 abaixo. O nível de inclusões atende os limites especificados pela norma, apesar deste estar bem próximo ao máximo valor permitido(**vide tab. 01**).

Tipo de Inclusão	Teor de Inclusão (número de referência)	
	Resultados - série fina	Teor máximo (ISO 4967)
A - Sulfetos	0,0	1,5
B - Aluminatos	0,0	1,5
C - Silicatos	0,0	1,5
D - Óxidos (globular)	1,5	1,5

Tabela 01: Nível de Inclusões do Aço Inoxidável. Caso A:

3.6.2 Classificação do Nível de Inclusões. Caso B:

Após procedimento típico, foi determinado o nível de inclusões do material utilizado para fabricação do implante. O implante atende ao valor máximo especificado na norma, apesar de estar no limite para inclusões tipo óxidos.

Tipo de Inclusão	Teor de Inclusão (número de referência)	
	Resultados - série fina	Teor máximo (ISO 4967)
A - Sulfetos	0,0	1,5
B - Aluminatos	0,0	1,5
C - Silicatos	0,0	1,5
D - Óxidos (globular)	1,5	1,5

Tabela 02: Nível de Inclusões do Aço Inoxidável. Caso B.

3.6.3 *Classificação do Nível de Inclusões. Caso C:*

Após procedimento típico, foi determinado o nível de inclusões e o material atende à norma. Nota-se que o nível de inclusões tipo óxidos está no limite máximo permitido pela norma.

Tipo de Inclusão	Teor de Inclusão (número de referência)	
	Resultados - série fina	Teor máximo (ISO 4967)
A - Sulfetos	0,0	1,5
B - Aluminatos	0,0	1,5
C - Silicatos	0,0	1,5
D - Óxidos (globular)	1,5	1,5

Tabela 03: Nível de Inclusões do Aço Inoxidável. Caso C.

3.7 *Determinação do Tamanho de Grão. Casos A, B e C:*

A determinação do tamanho de grão foi feita em seção transversal à direção de deformação do material durante a conformação mecânica(processo

de fabricação), segundo norma **ISO 643**. O tamanho de grão **ASTM número 7**, atende as exigências desta norma que exige que este número seja maior do que quatro. Em nenhum dos três casos analisados houve tamanho de grão acima do valor especificado pela norma **ISO 643**. A tabela abaixo indica os valores obtidos para tamanho de grão dos aços analisados:

ISO 643	Caso A	T.G. nº 7
ISO 643	Caso B	T.G. nº 7
ISO 643	Caso C	T.G. nº 7

Tabela 04: Classificação do tamanho de grão dos três implantes estudados.

3.8.1 Análise Química. Caso A:

A composição química foi determinada por Espectrometria de fluorescência de raios-X, exceto carbono e enxofre pelo método de combustão. Na análise química do parafuso os elementos foram determinados Espectrofotometria de absorção atômica, por colorimetria (azul de molibdênio) e por Espectrometria de plasma - ICP.

Considerando-se que os resultados referem-se à análise do produto e não da corrida e as incertezas das medidas, pode-se afirmar que a composição do aço **atende** no limite inferior os teores de cromo e níquel e molibdênio exigidas nas normas **ASTM F-139** e **não atende** a estes limites para as normas **ISO 5832-1 : 1987, NBR ISO 5832-1** que afirmam que o equivalente em cromo não deve ser menor que **26%**.

A partir dos dados de composição de cromo e molibdênio, podemos determinar o equivalente a corrosão por pites dos implantes estudados. Para o **Caso A** foi obtido um valor de **25,05%** inferior ao mínimo exigido pelo projeto de norma **NBR 5832-1**.

Norma	%Cr	%Ni	%Mo	%Si	%Mn	%C	%P	%S
ISO 5832-1	17.0-19.0	13.0-15.0	2.25-3.50	1.0 max	2.00 max	0.030 max	0.025 max	0.010 max
ASTM F139-grade#1	17.0-19.0	13.0-15.5	2.0-3.0	0.75 max	2.00 max	0.080 max	0.025 max	0.010 max
ASTM F139-grade#2	17.0-19.0	13.0-15.5	2.0-3.0	0.75 max	2.00 max	0.030 max	0.025 max	0.010 max
Resultado da Análise	16.8	12.7	2.6	0.37	1.69	0.010	0.020	0.003

Tabela 05: Análise Química . Prótese. Caso A**3.8.2 Análise Química. Caso B:**

Após procedimento semelhante ao primeiro, foram aferidos os seguintes valores de análise química dos elementos presentes no aço inoxidável referente ao Caso B(Prótese e parafuso):

Norma	%Cr	%Ni	%Mo	%Si	%Mn	%C	%P	%S	%N
ISO 5832-1	17.0-19.0	13.0-15.0	2.25-3.50	1.0 max	2.00 max	0.030 max	0.025 max	0.010 max	0.10 max
ASTM F139-grade#1	17.0-19.0	13.0-15.5	2.0-3.0	0.75 max	2.00 max	0.080 max	0.025 max	0.010 max	0.10 max
ASTM F139-grade#2	17.0-19.0	13.0-15.5	2.0-3.0	0.75 max	2.00 max	0.030 max	0.025 max	0.010 max	0.10 max
Resultado da Análise	17.3	13.9	2.1	0.56	1.9	0.010	0.020	0.004	0.10 ppm

Tabela 06: Análise Química (Prótese.) Caso B

Norma	%Cr	%Ni	%Mo	%Si	%Mn	%C	%P	%S	%N
ISO 5832-1	17.0-19.0	13.0-15.0	2.25-3.50	1.0 max	2.00 max	0.030 max	0.025 max	0.010 max	0.10 max
ASTM F139-grade#1	17.0-19.0	13.0-15.5	2.0-3.0	0.75 max	2.00 max	0.080 max	0.025 max	0.010 max	0.10 max
ASTM F139-grade#2	17.0-19.0	13.0-15.5	2.0-3.0	0.75 max	2.00 max	0.030 max	0.025 max	0.010 max	0.10 max
Resultado da Análise	17.2	13.9	2.1	0.58	1.8	0.010	0.030	0.004	65 ppm

Tabela 07: Análise Química (Parafuso) Caso B

Para a prótese do Caso B foi obtido um valor de **24,73%** e para o parafuso **24,13%**; ambos inferiores ao mínimo especificado no projeto de **norma NBR-5832-1**.

3.8.3 Análise Química. Caso C:

Após procedimento semelhante ao primeiro, foram aferidos os seguintes valores de análise química:

Norma	%Cr	%Ni	%Mo	%Si	%Mn	%C	%P	%S	%N
ISO 5832-1	17.0-19.0	13.0-15.0	2.25-3.50	1.0 max	2.00 max	0.030 max	0.025 max	0.010 max	0.10 max
ASTM F139-grade#1	17.0-19.0	13.0-15.5	2.0-3.0	0.75 max	2.00 max	0.080 max	0.025 max	0.010 max	0.10 max
ASTM F139-grade#2	17.0-19.0	13.0-15.5	2.0-3.0	0.75 max	2.00 max	0.030 max	0.025 max	0.010 max	0.10 max
Resultado da Análise	16,6	13,8	2,1	0,58	1,8	0,010	0,030	0,004	65 ppm

Tabela 08: Análise Química (Prótese) Caso C.

No **Caso C** a análise da prótese nos fornece um valor para o equivalente de **23,43%**. Nota-se que todos os valores são **inferiores** ao especificado em **26%**. A literatura indica que a resistência à corrosão por "fretting" e por pite aumenta com as adições de **Cr e Mo**.

3.9.1 Exame Fractográfico. Caso A:

A fotografia número 11 mostra um aspecto geral da superfície de fratura indicando a região provável do início da fratura para o **Caso A**. As setas A e B indicam respectivamente indicam a zona de arrancamento final e região de início de fratura. A fotografia número 12 mostra um outra vista da mesma superfície de fratura indicando marcas de desgaste corrosivo na região de contato da placa e o parafuso de fixação. Notam-se as linhas de fretting junto ao início da fratura na direção longitudinal ao parafuso("afrouxamento"). A fotografia número 13 mostra em maior detalhe essas regiões que sofreram desgaste próximas ao início de fratura. Observa-se nas regiões desgastadas a presença de pites de corrosão e linhas de perda de material. A fotografia número 14 mostra estrias e pites de corrosão. Finalmente a fotografia número 15 mostra as estrias de fadiga encontradas nas superfícies de fratura da placa ortopédica.

3.9.2 Exame Fractográfico. Caso B:

A fotografia número 16 mostra o aspecto geral da superfície de fratura com amassamento e região de início de fratura. A **SETA A** indica a superfície interna do furo em contato com o parafuso de fixação. A **SETA B** indica a região provável de início de fratura e a **SETA C** mostra amassamento na peça. A fotografia número 17 mostra o aspecto geral da superfície do parafuso de fixação onde observa-se a presença de marcas de desgaste **corrosivo e trincas**. Estas marcas de desgaste corrosivo são mostradas através da **SETA A**. A fotografia número 18 mostra esta superfície em maior detalhe indicando a presença de pites e desgaste corrosivo. A fotografia número 19 indica a

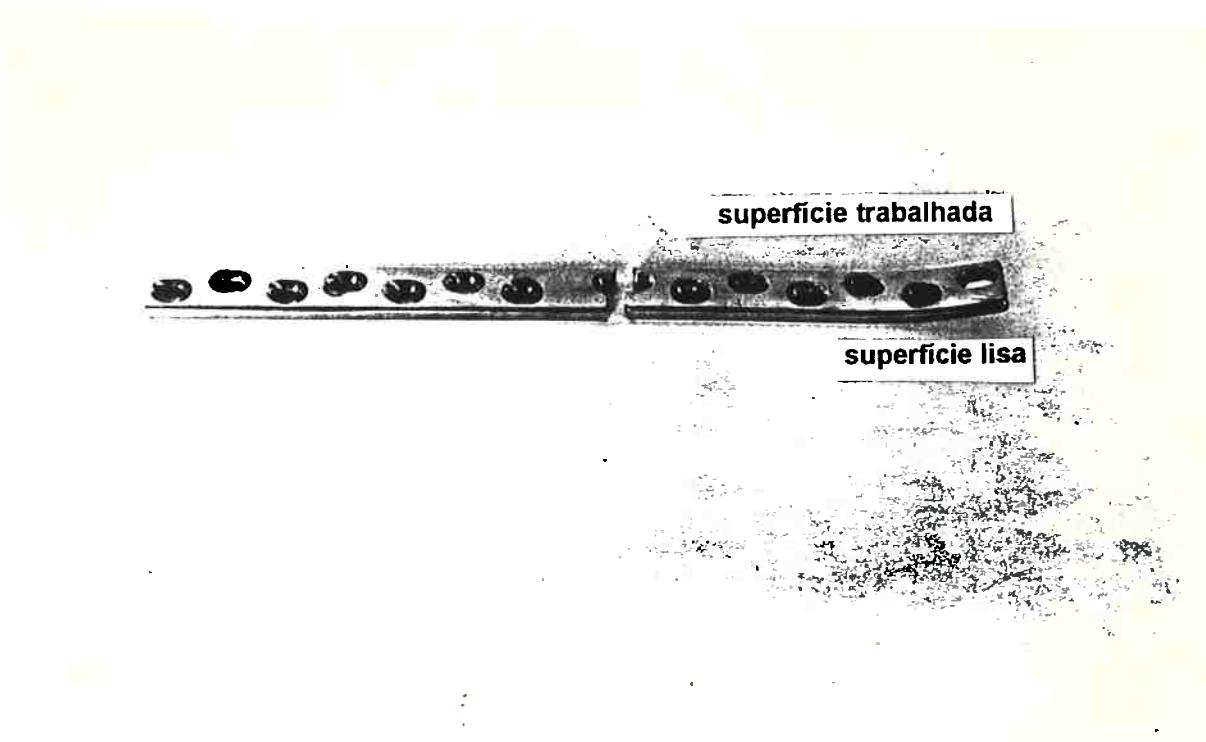
presença de trincas primárias na superfície interna da placa em contato com o parafuso de fixação. A fotografia número 20 evidencia o fenômeno de fadiga através da observação de estrias na superfície de fratura.

3.9.3 Exame Fractográfico. Caso C:

A observação em pequeno aumento da superfície de fratura evidencia uma vista frontal da superfície de fratura. A fotografia número 21 mostra a presença de depósitos de corrosão na superfície em contato com o parafuso além de linhas de “*fretting*” na lateral da peça.(SETA A) A fotografia número 22 mostra em detalhe a presença de desgaste corrosivo na região de contato da prótese com o parafuso, além da presença de pites e linhas de *fretting*. .

A fotografia número 23 mostra em detalhe a existência de trincas secundárias na superfície de fratura. Finalmente a fotografia número 24 evidencia a presença de estrias de fadiga na superfície de fratura em grande aumento.(2.000 X)

**EXAME VISUAL
FOTOGRAFIA NÚMERO 1:**



ASPECTO DO MATERIAL COMO RECEBIDO. AUMENTO 0.5X. CASO A

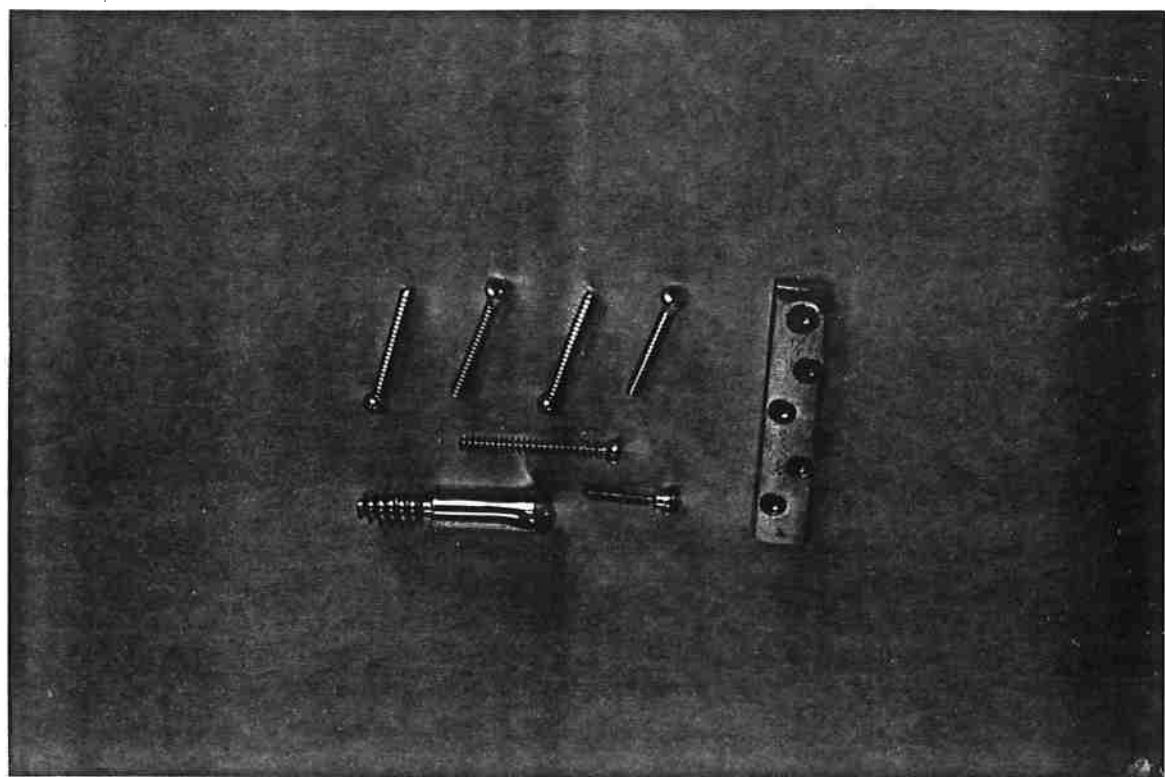
EXAME VISUAL
FOTOGRAFIA NÚMERO 2:



ASPECTO DO MATERIAL COMO RECEBIDO(VISTA SUPERIOR).

AUMENTO 0.5X.CASO B

EXAME VISUAL
FOTOGRAFIA NÚMERO 3:



ASPECTO DO MATERIAL COMO RECEBIDO(VISTA SUPERIOR).

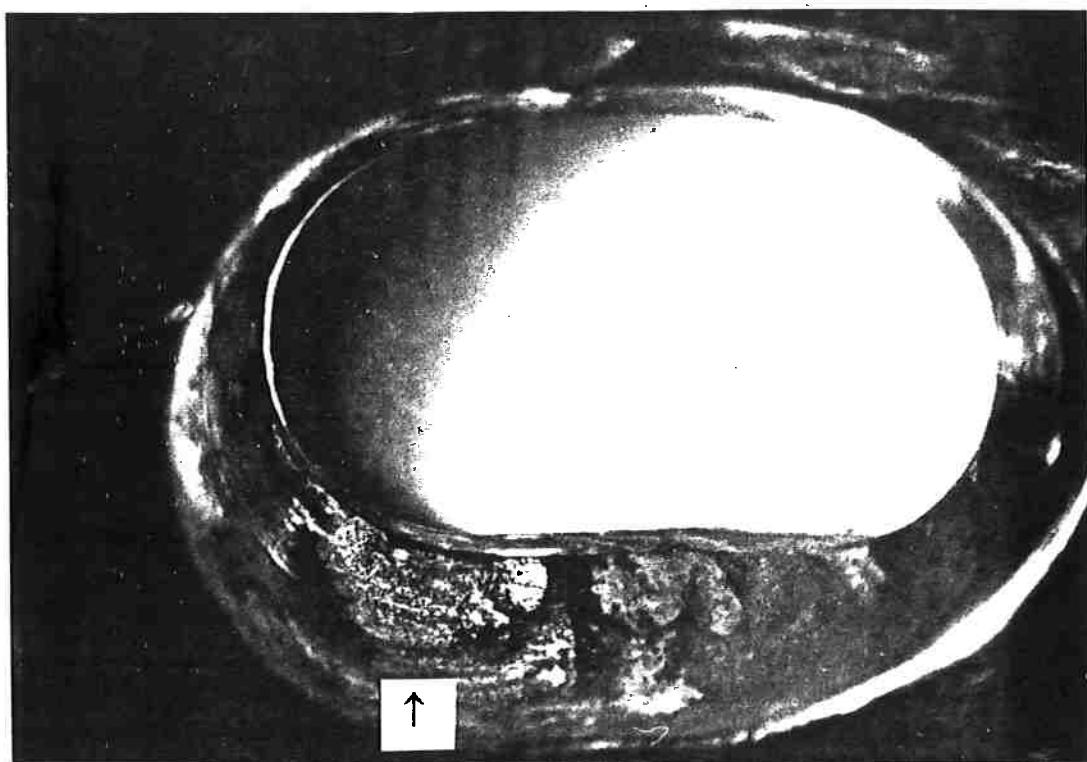
AUMENTO 0,5 X.CASO C

EXAME RADIOGRÁFICO
FOTOGRAFIA NÚMERO 4:



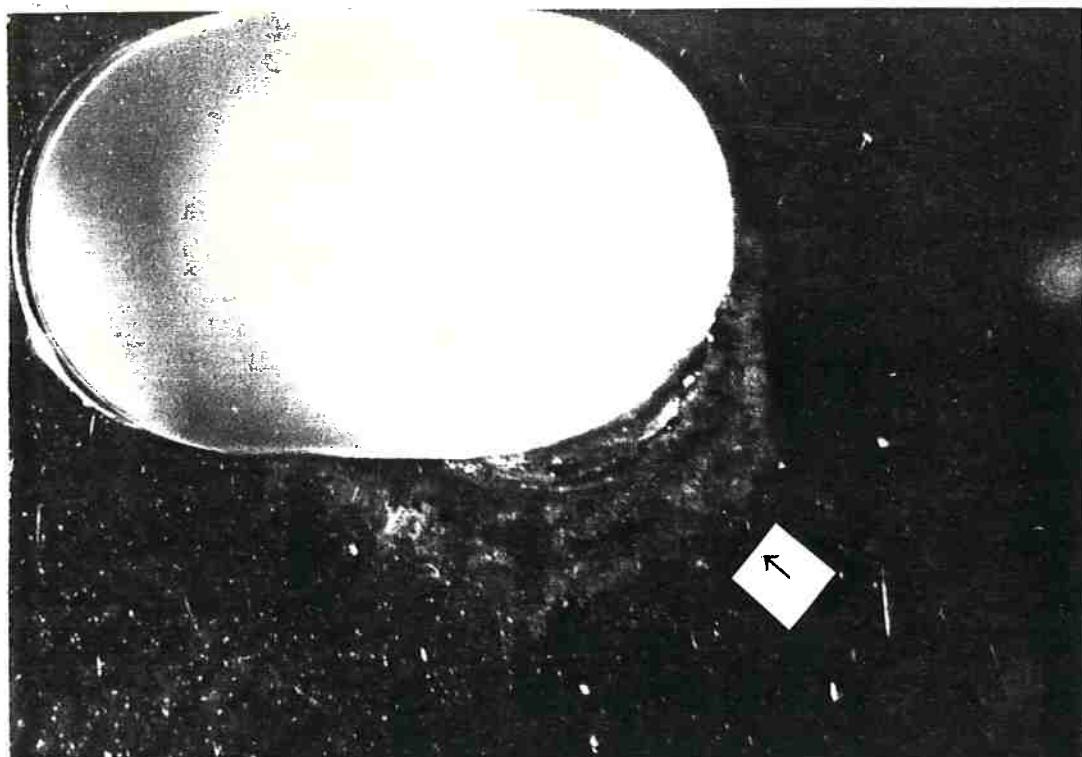
**RADIOGRAFIA DO MATERIAL FRATURADO FORNECIDA PELO
HOSPITAL(VISTA SUPERIOR).CASO B**

INSPEÇÃO DE LUPA
FOTOGRAFIA NÚMERO 5



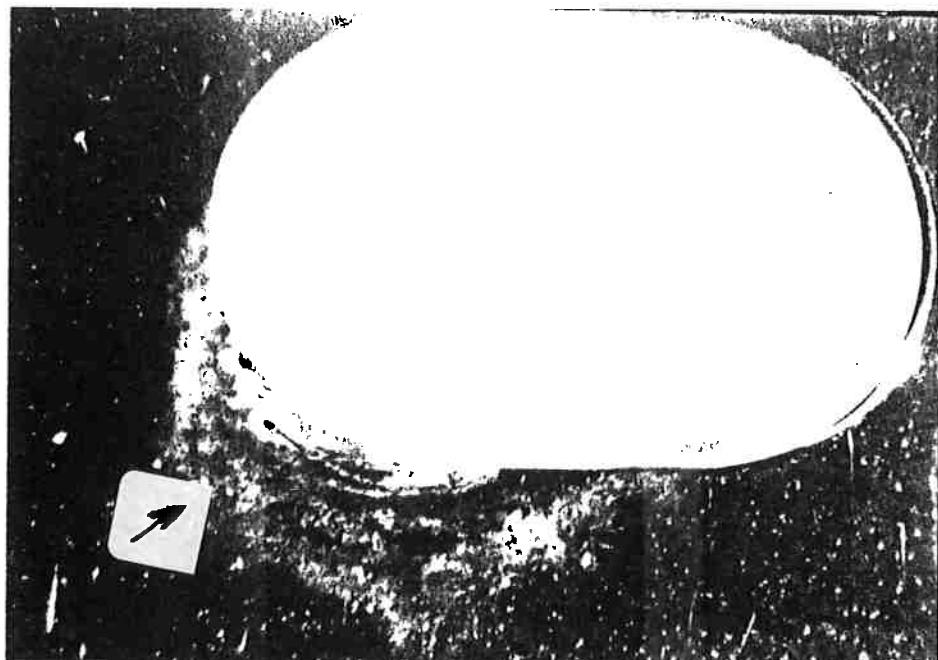
**ASPECTO DO 4º FURO, FACE TRABALHADA, VISTA DE TOPO: REGIÃO
COM AMASSAMENTO E SINAIS DE CORROSÃO(SETA A).AUMENTO:
12X.CASO A.**

INSPEÇÃO DE LUPA
FOTOGRAFIA NÚMERO 6



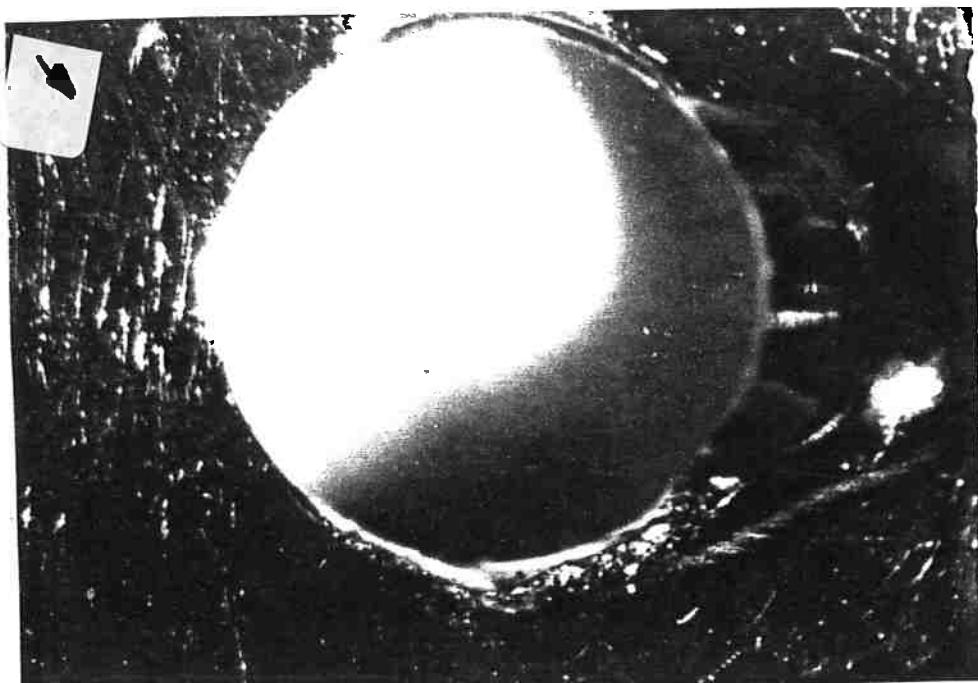
**AMASSAMENTO NA BORDA DO 3º FURO. PRESENÇA DE ÁREAS
INDICATIVAS DE CORROSÃO(FACE LISA).(SETA A) AUMENTO: 12X.
CASO A**

INSPEÇÃO DE LUPA
FOTOGRAFIA NÚMERO 7



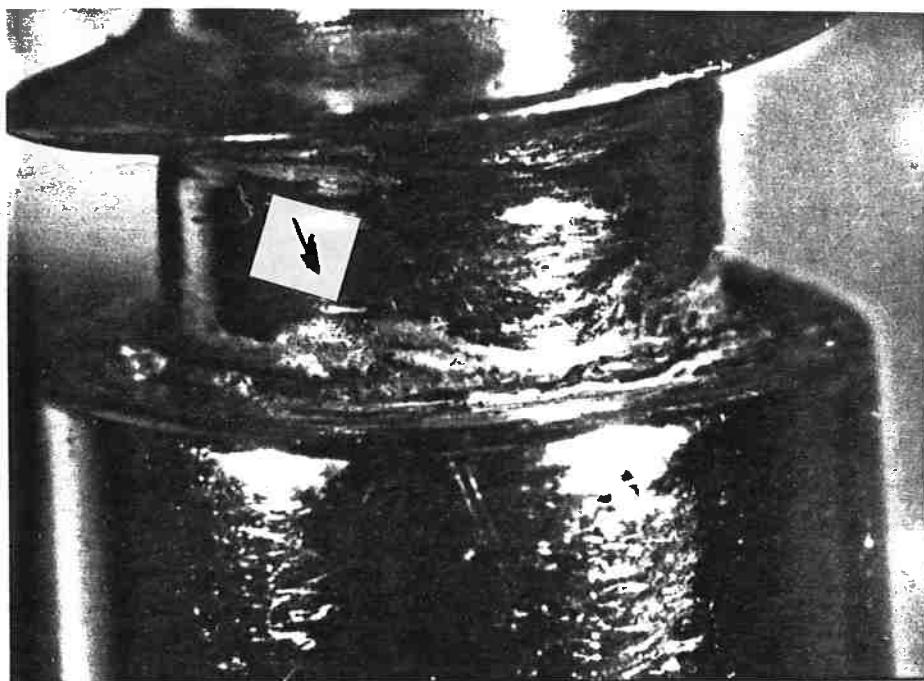
**SINAIS DE DESGASTE, AMASSAMENTO E CORROSÃO NA BORDA DO 5º
FURO (LADO LISO). AUMENTO: 12X.CASO B**

INSPEÇÃO DE LUPA
FOTOGRAFIA NÚMERO 8



**ACENTUADA DEFORMAÇÃO PLÁSTICA NA BORDA DO 4º FURO.
PRESENÇA DE RISCOS(LADO LISO).(SETA A) AUMENTO: 20X.CASOC**

INSPEÇÃO DE LUPA
FOTOGRAFIA NÚMERO 9:



**ASPECTO DO PARAFUSO DE SUSTENTAÇÃO DA PLACA INDICANDO
PERDA DE MATERIAL.(SETA A) AUMENTO: 20X.CASOC**

INSPEÇÃO DE LUPA
FOTOGRAFIA NÚMERO 10:



**ASPECTO DO PARAFUSO DE FIXAÇÃO EM REGIÃO DE CONTATO COM
A PLACA INDICANDO DESGASTE CORROSIVO CIRCUNFERENCIAL(SETA
A) AUMENTO 20X.CASO C**

EXAME METALÓGRAFICO

MICROGRAFIA N° 01

Aumento: 100 X

Ataque: Vilela



**ASPECTO MICROESTRUTURAL TÍPICO DA SEÇÃO TRANSVERSAL COM
ENCRUAMENTO E PRESENÇA DE MACLAS.CASO A.**

MICROGRAFIA N° 02

Aumento: 200 X

Ataque: Vilela



**ASPECTO MICROESTRUTURAL DA SEÇÃO LONGITIDINAL COM
ENCRUAMENTO E GRÃOS ALONGADOS.CASO A.**

EXAME METALÓGRAFICO

MICROGRAFIA NÚMERO 03

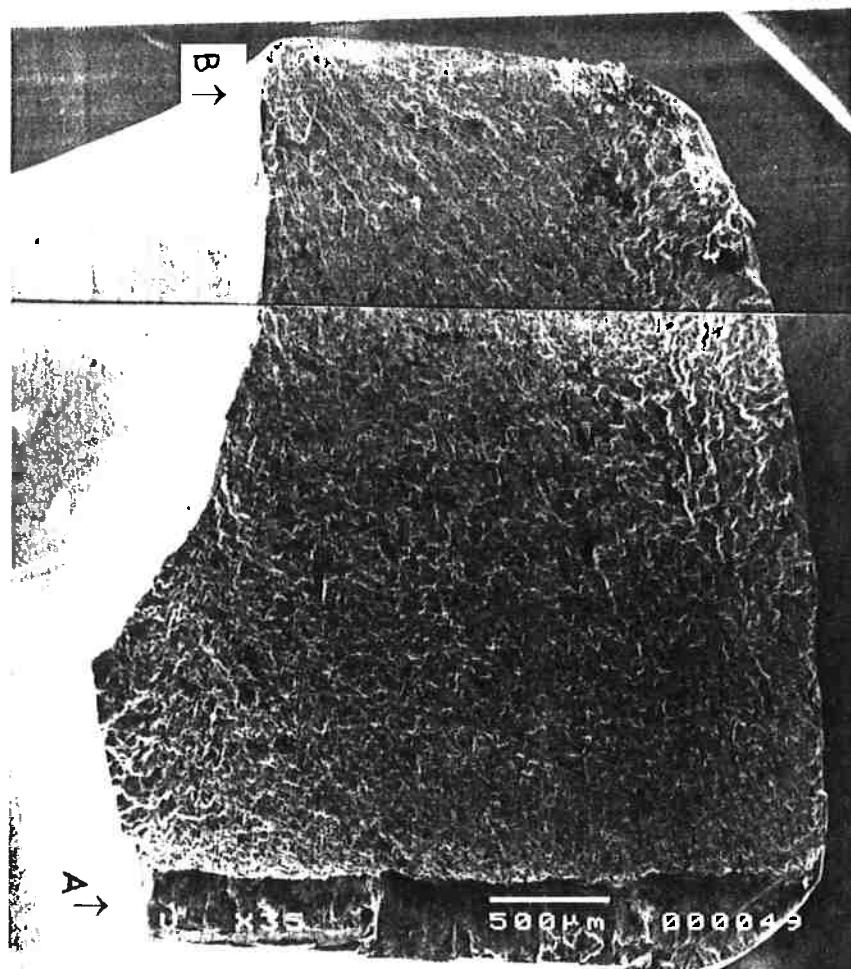
Aumento: 250 X

Ataque: Prática A ÁCIDO OXÁLICO



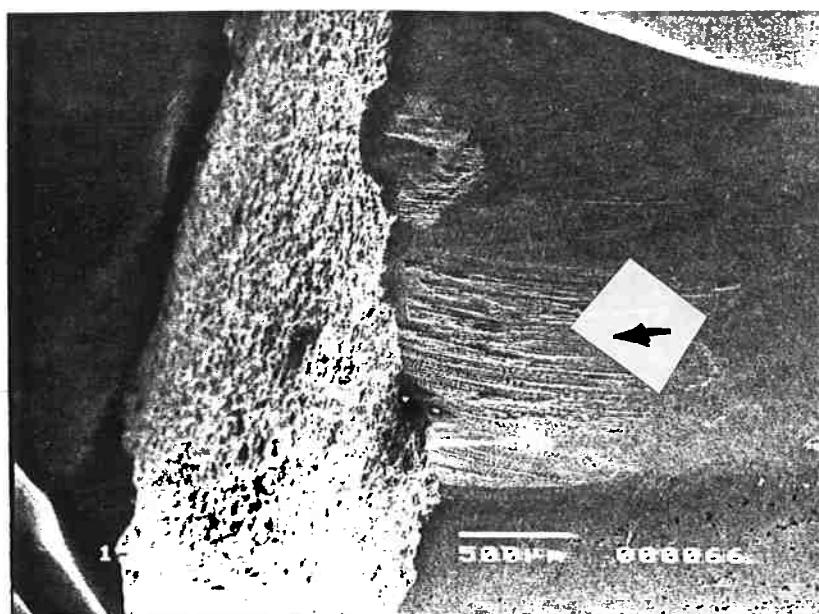
**ASPECTO MICROESTRUTURAL APÓS ATAQUE COM ÁCIDO
OXÁLICO. MICROESTRUTURA TÍPICA.CASO B.**

**EXAME FRACTOGRÁFICO
FOTOGRAFIA NÚMERO 11:**



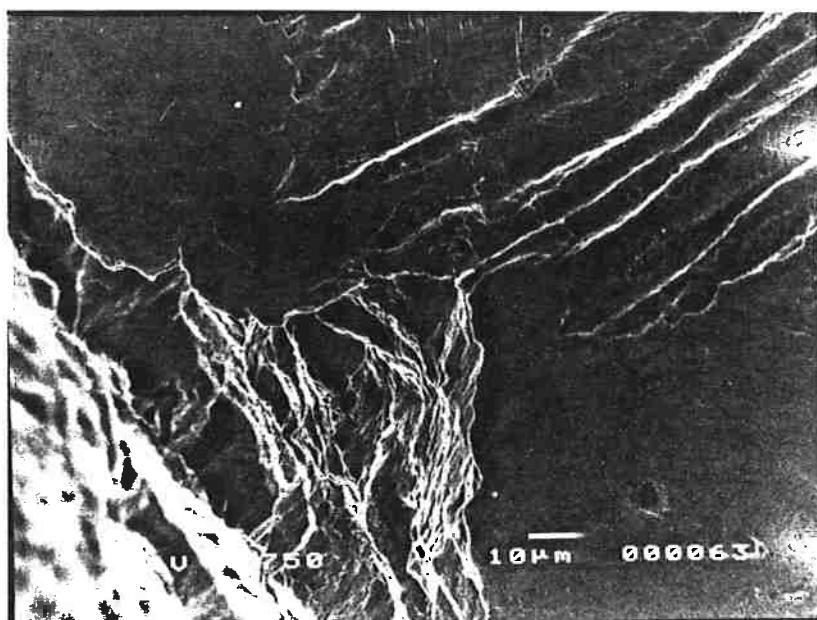
**ASPECTO GERAL DA SUPERFÍCIE DE FRATURA INDICANDO ZONA DE
ARRANCAVAMENTO FINAL(SETA A) E ZONA DE INÍCIO DE FRATURA(SETA B)
AUMENTO 35X CASO A**

**EXAME FRACTOGRÁFICO
FOTOGRAFIA NÚMERO 12:**



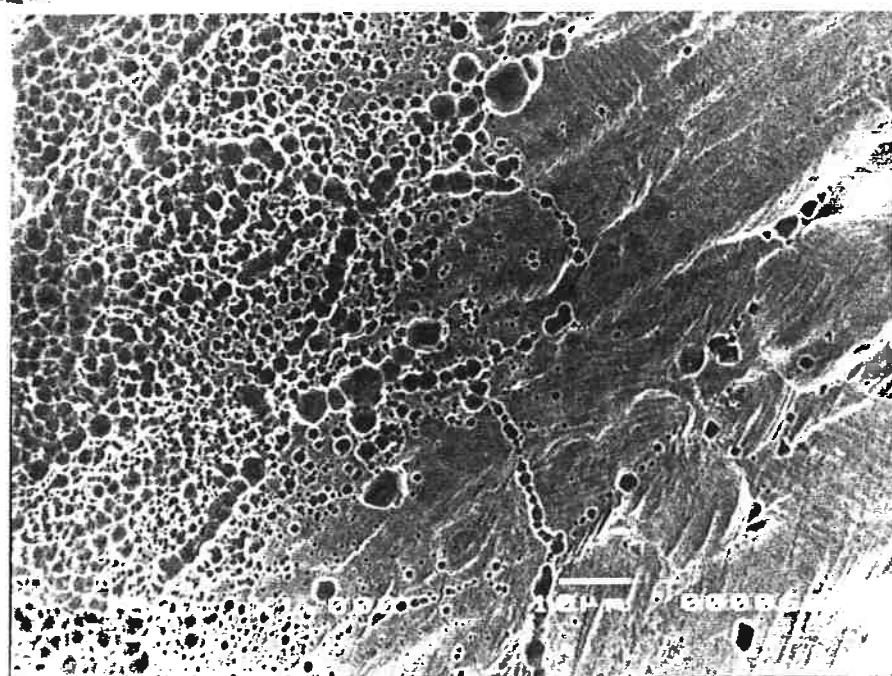
**ASPECTO GERAL DA FRATURA MOSTRANDO A PRESENÇA DE LINHAS
DE DESGASTE (LONGITUDINAL AO PARAFUSO) "AFROUXAMENTO" (SETA
A). AUMENTO 35X. CASO A.**

**EXAME FRACTOGRÁFICO
FOTOGRAFIA NÚMERO 13:**



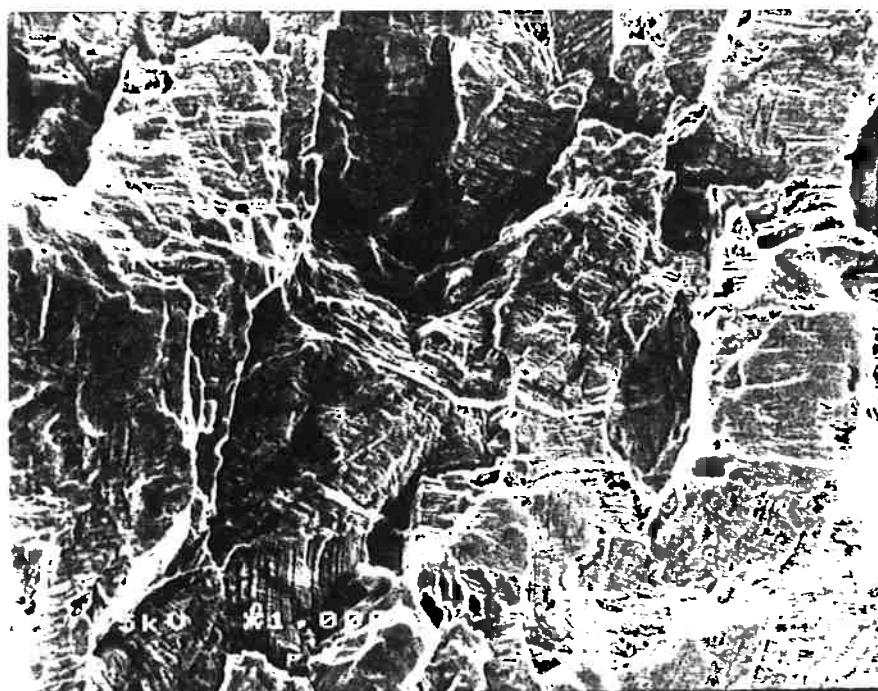
**PRESENÇA DE DESGASTE NA SUPERFÍCIE DO FURO PRÓXIMO À REGIÃO
DA FRATURA(ARRANCAVIMENTO DE MATERIAL) . AUMENTO 750X.CASO A**

**EXAME FRACTOGRÁFICO
FOTOGRAFIA NÚMERO 14:**



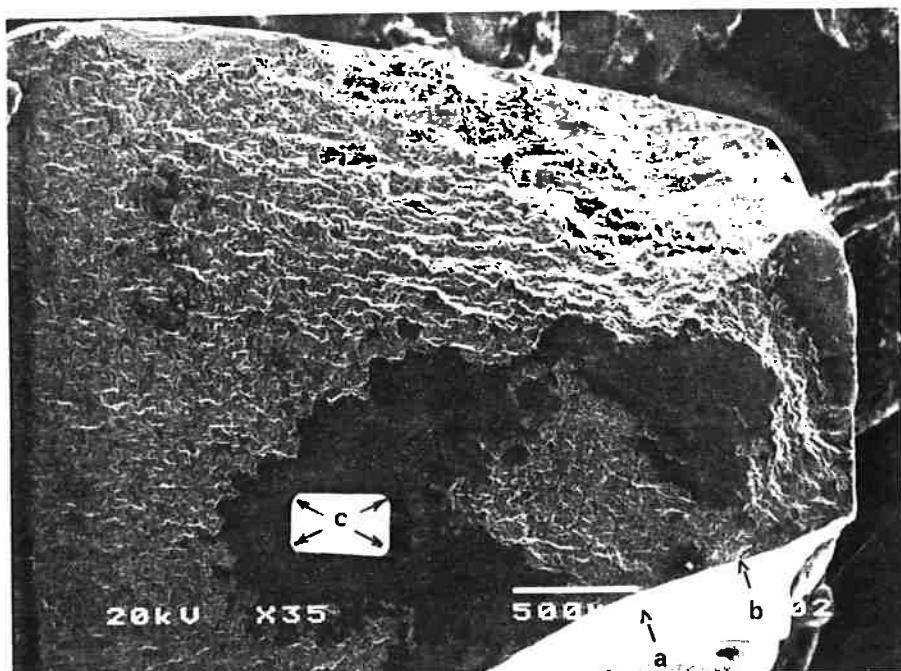
**DESGASTE CORROSIVO(PITES) E PRESENÇA DE ESTRIAS NA
SUPERFÍCIE DO FURO EM CONTATO COM O PARAFUSO. AUMENTO 1000X
CASO A**

**EXAME FRACTOGRÁFICO
FOTOGRAFIA NÚMERO 15:**



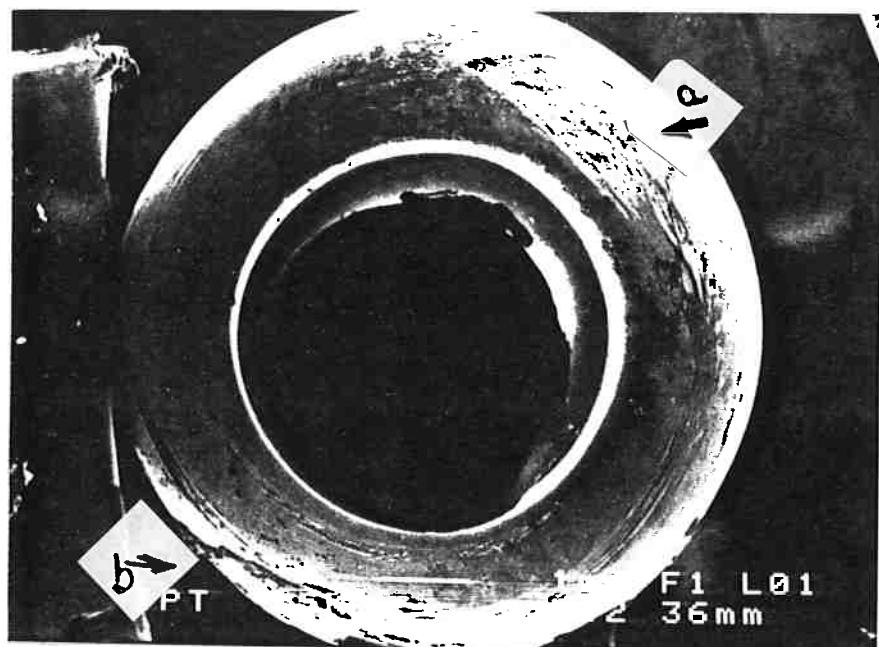
**PRESENÇA DE ESTRIAS NA SUPERFÍCIE DE FRATURA
AUMENTO 1000X.CASO A**

**EXAME FRACTOGRÁFICO
FOTOGRAFIA NÚMERO 16:**



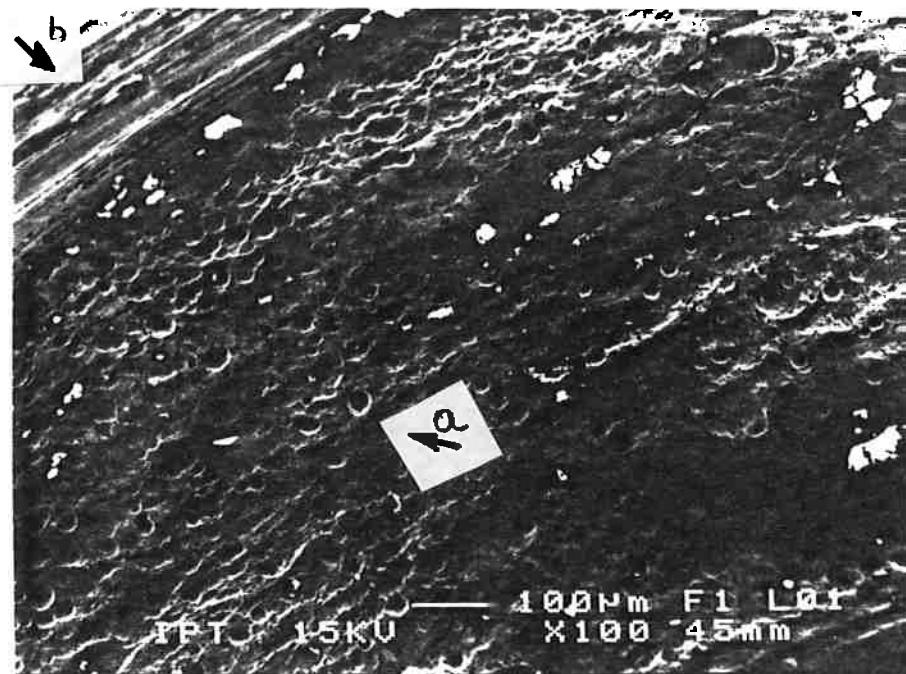
**ASPECTO GERAL DA SUPERFÍCIE DE FRATURA: SUPERFÍCIE INTERNA
DO FURO EM CONTATO COM O PARAFUSO(SETA A). INÍCIO DE
FRATURA(SETA B) E AMASSAMENTO(SETA C).AUMENTO 35X CASO B.**

**EXAME FRACTOGRÁFICO
FOTOGRAFIA NÚMERO 17:**



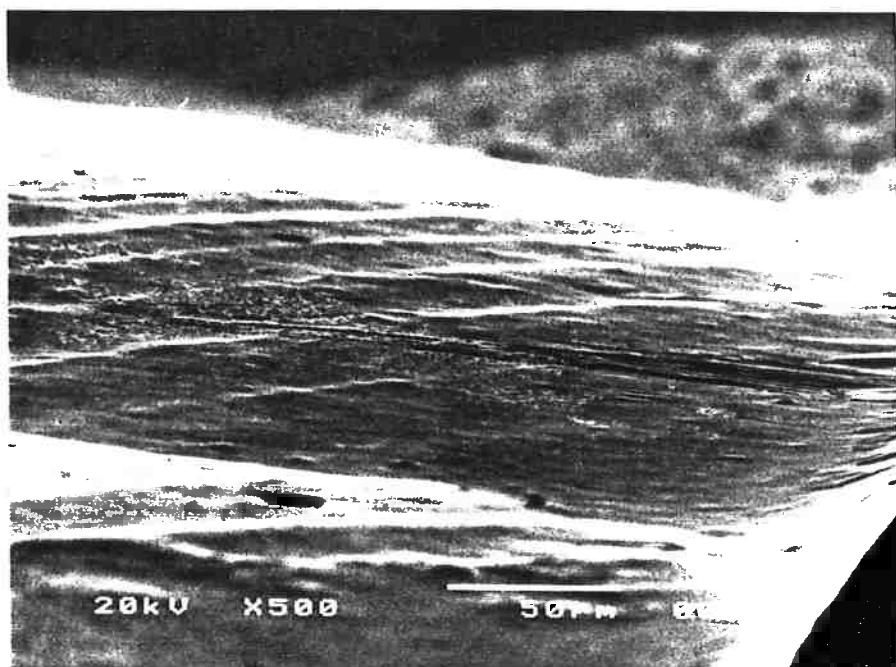
**PRESença DE HETEROGENEIDADES NA SUPERFÍCIE ENTRE O
PARAFUSO E A PLACA ALÉM DE DESGASTE
CORROSIVO(CIRCUNFERENCIAL (SETA A), E TRINCAS NA SUPERFÍCIE DE
FRATURA(SETA B). AUMENTO 12 X.(X-EDS) CASO B.**

**EXAME FRACTOGRÁFICO
FOTOGRAFIA NÚMERO 18:**



**PRESENÇA DE PITOS E DESGASTE CORROSIVO. SETAS A E B
RESPECTIVAMENTE. AUMENTO 100X(X-EDS) CASOB.**

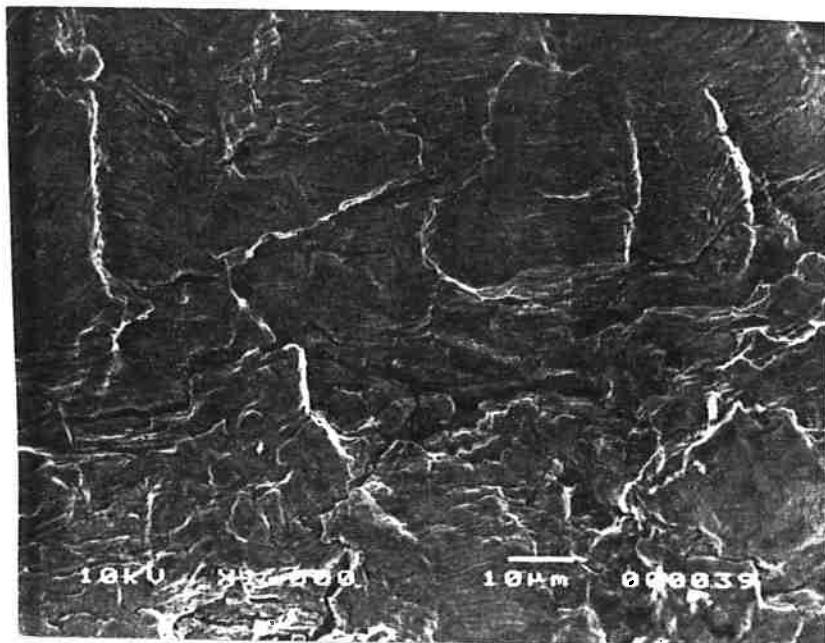
**EXAME FRACTOGRÁFICO
FOTOGRAFIA NÚMERO 19:**



**PRESENÇA DE TRINCAS PRIMÁRIAS NA REGIÃO DE CONTATO DA
PLACA COM O PARAFUSO DE FIXAÇÃO E MARCAS DE DESGASTE
CORROSIVO.AUMENTO 500X.**

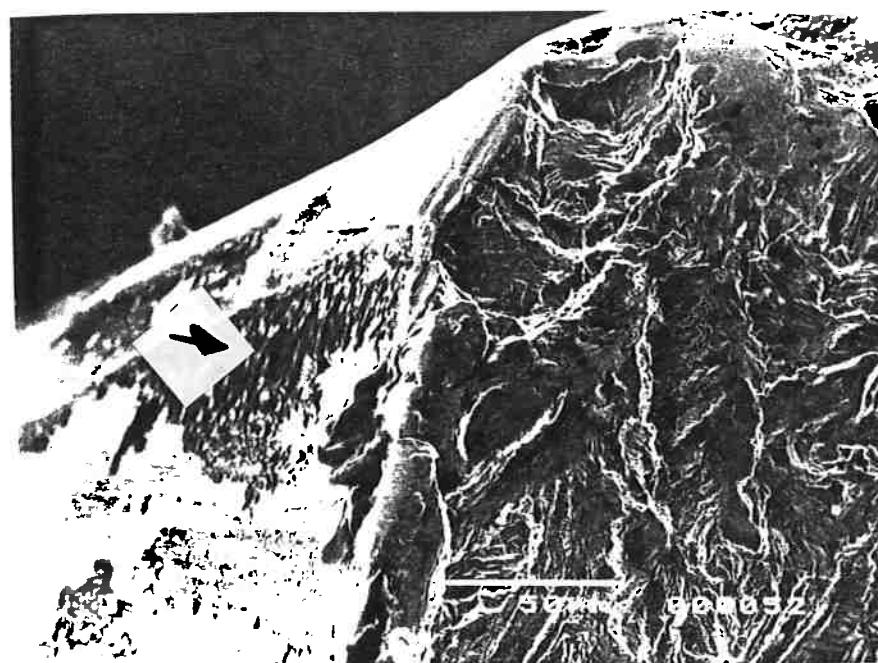
CASO B

**EXAME FRACTOGRÁFICO
FOTOGRAFIA NÚMERO 20:**



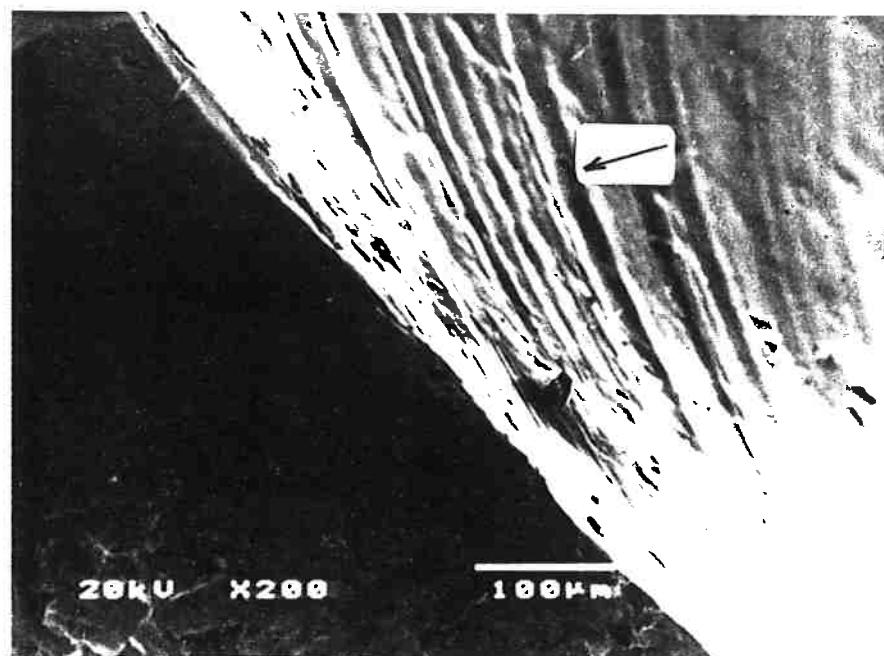
**DETALHE DA PRESENÇA DE ESTRIAS NA SUPERFÍCIE DE FRATURA.
AUMENTO 1000 X.CASO B**

**EXAME FRACTOGRÁFICO
FOTOGRAFIA N° 21**



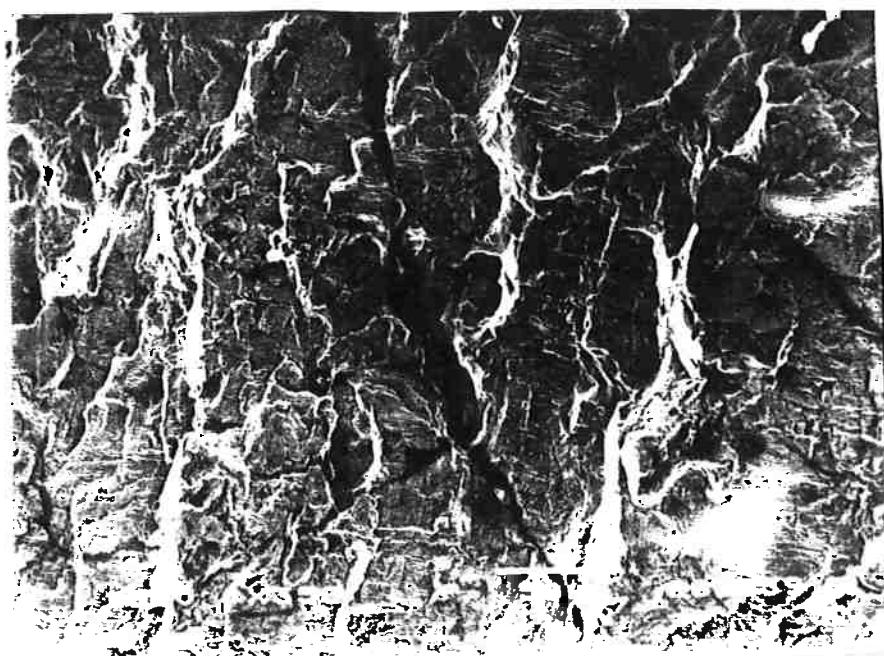
**PRESENÇA DE ESTRIAS NA SUPERFÍCIE DE FRATURA(REGIÃO
FRONTAL) E LINHAS LONGITUDINAIS DE DESGASTE(REGIÃO LATERAL)
AUMENTO 500X.CASO A**

**EXAME FRACTOGRÁFICO
FOTOGRAFIA NÚMERO 22:**



**PRESENÇA DE DESGASTE CORROSIVO(LINHAS DE FRETING)
(SETA A) E PITOS NA SUPERFÍCIE DO FURO EM CONTATO COM O
PARAFUSO.AUMENTO 200 X. CASO C.**

**EXAME FRACTOGRÁFICO
FOTOGRAFIA NÚMERO 23:**



**DETALHE DA PRESENÇA DE TRINCAS NA SUPERFÍCIE DE FRATURA.
AUMENTO 350 X.CASO B.**

**EXAME FRACTOGRÁFICO
FOTOGRAFIA NÚMERO 24:**



**DETALHE DA PRESENÇA DE ESTRIAS NA SUPERFÍCIE DE FRATURA.
FURO. AUMENTO 2.000 X. CASO C**

4. Discussão:

Com base nos resultados obtidos, o quadro revela casos de ruptura por fadiga onde se apresentam estrias, estrutura típica de fratura devido a este fenômeno. Observa-se também micromovimentação entre a superfície da prótese e o parafuso de fixação.

Este fenômeno destrói o filme apassivador de óxido da placa, expondo o metal base à corrosão. Em regiões de baixa "oxigenação", tais como a fresta existente entre a placa ortopédica e os parafusos de fixação, o filme apassivador não é regenerado, e a corrosão do material pode catalisar uma falha mecânica do implante.

Da literatura, sabe-se que rugosidades superficiais são nichos para deposição de poeira, sais e umidade, que tendem a localizar o ataque corrosivo(4)..Além disso, riscos e defeitos superficiais são concentradores de tensão que comprometem o comportamento mecânico do material. Este efeito apresenta-se como o efeito do entalhe na vida em fadiga dos materiais. O entalhe, da mesma forma que um engaste ou um nó, cria na peça uma região de concentração de tensões. Na direção do esforço principal na superfície do entalhe a tensão é nula. Devido ao esforço principal, a peça quer estreitar e o entalhe não permite e cria uma região de concentração de tensões em direções diferentes do esforço principal(triaxialidade); o que não permite que o material escoe, fragilizando-o. Este efeito da triaxialidade de tensões do entalhe é também denominado *Efeito de Poisson*.(26)

Esta região de concentração de tensões causa uma queda na vida em fadiga do material, pois diminui o número de ciclos que a peça suporta. A tensão limite de fadiga para determinado material diminui na presença de um meio agressivo. Essa variação depende de como o meio atuante influí na taxa de crescimento de trinca, na probabilidade de nucleação da trinca ou em ambos. Sabe-se que o efeito do meio é tão maior quanto menor forem as tensões cíclicas médias. Além de estrias, as estruturas apresentam sinais de corrosão que sugerem casos típicos de corrosão-fadiga causada pela micromovimentação da superfície da placa em relação ao parafuso de fixação somada ao efeito do meio atuante.

Sabe-se que cloretos atacam a camada apassivadora em aços inoxidáveis e expõem o material à ação corrosiva do meio.

O início do crescimento da trinca é sempre na superfície, a menos que existam regiões de concentração de tensões possibilitando trincas subsuperficiais. Dados de literatura indicam que corrosão por "fretting" é freqüentemente encontrada nestes implantes(1,2,4). Com o progresso do processo corrosivo há a formação de "entalhes" concentradores de tensão na superfície do furo(**Poisson**), favorecendo-se, desta maneira, o falha por fadiga mecânica. Estas trincas podem permitir o contato do meio líquido (**plasma sanguíneo e outros fluidos celulares**) com o metal, criando condições propícias para a corrosão por *fretting* se desenvolver. Uma distinção entre corrosão por frestas e por "*fretting*" é o fato que a primeira ocorre quando há condições químicas locais que removem a camada apassivadora, sem necessidade de micromovimentação entre as superfícies.(placa e parafuso).

Através do exame fractográfico, nota-se que há movimentação tanto na direção circunferencial(fotografia 17), como na direção longitudinal(fotografia 12), indicando parafusos apertados demais e frouxos em outros casos. Isto evidencia ou imperfeição cirúrgica do médico ou descaso do paciente no período pós-operatório, no que tange às recomendações do cirurgião.

Cabe salientar também a diferença entre "*fretting*" e corrosão por "*fretting*", consiste no fato da primeira poder causar fadiga sem a necessidade de um meio corrosivo, e na segunda há necessidade deste meio para nucleação e propagação instável da trinca.(16)

Estudos em corrosão fadiga indicam que aços de alto limite de escoamento tem sua vida em fadiga reduzida em meios salinos. Por exemplo, o limite de fadiga em 10^6 ciclos pode ser reduzido em 10% quando comparado com o ar. Superfícies polidas podem também criar locais propícios à nucleação de trincas de fadiga denominados **stress raisers**.

Da análise química realizada, nota-se que o material apresenta irregularidades em relação a alguns teores dos elementos de liga do material.

O cromo apresenta-se como forte ferritizante além de promover aumento da sodabilidade e aumento na resistência a corrosão. É também importante no aumento da resistência à oxidação.

O molibdênio apresenta redução média em casos de corrosão por pites e corrosão por frestas, além de ser também um ferritizante em potencial.

O níquel serve para prevenir a sensitização e formação de ferrita delta. O nitrogênio é utilizado para aumentar a resistência a formação de pites. Qualquer empobrecimento destes elementos no aço, podem acarretar defeitos.(30)

Há resultados que evidenciam que teores de cromo, níquel e molibdênio estão abaixo dos especificados em norma **ISO 5832-1 e NBR ISO 5832-1, 1987.**

5. Conclusão:

A partir dos resultados dos exames é possível concluir que:

- ⇒ Os materiais **A, B e C** não se enquadram nas normas, **ISO 5832-1 : 1987, NBR ISO 5832-1** em relação à composição química (teores de Mo e Cr estão abaixo do especificado e a relação $\%Cr + 3.3*\%Mo < 26$); **Casos A, B, e C.**
- ⇒ A presença de estrias nos três casos sugere casos típicos de fratura por fadiga(**Casos A, B e C**). Há sinais de corrosão na região de contato entre o parafuso de fixação e o furo da placa. Notam-se evidências corrosão por "fretting" na superfície do furo em contato com o parafuso .**Casos A, B e C.**
- ⇒ Os exames fractográficos evidenciaram rupturas por fadiga nucleadas na região de contato entre o parafuso de fixação e o furo das placas. A região de início de fratura apresentou, em todos os casos analisados, a presença de desgaste corrosivo possibilitando o fenômeno de "fretting" e corrosão na forma de pequenas cavidades (**pites**) arrancadas da superfície da placa. Tais mecanismos associados indicam *assisted corrosion-fatigue* como causa das falhas, podendo ser também classificada de corrosão por "fretting".

Atualmente são desenvolvidas novas ligas para que se evitem todo tipo de falha no material, bem como melhorias nos processos de fabricação em

parcerias com fabricantes, cirurgiões e institutos de pesquisa. Espera-se que com o desenvolvimento de novas tecnologias, os pacientes do próximo século que necessitarem de implantes ortopédicos temporários metálicos não tenham a infelicidade de ter seu implante fraturado.

6. Bibliografia:

- 1- **BARDOS, DENES I.** , "Stainless Steels in Medical Devices". The Applications of Stainless Steels Chapter 42 pg. 42-1 a 42-10.
- 2- **POHLER, O.E.M.** "Failures of Metallic Orthopedic Implants". Metals Handbook. ASM, v. 10, 8th. Ed., p. 670-93, 1985.
- 3- **DUMBLETON, J. H. & MILLER, E.H.** "Failures of Metallic Orthopaedic Implants". Metals Handbook. ASM, v. 10, 8th. Ed., p. 571-80, 1975.
- 4- **GRAY, R.J.** "Failure Analysis of Surgical Implants from the Human Body Can Improve Product and Performance Reliability", Metallography in Failure Analysis, ASM, 1977.
- 5- **MC CALL, J.L. & MOGUL, J.** "Fatigue Failures". Metals Handbook. ASM, v. 10, 8th. Ed., p. 95 a 124, 1975. By the ASM Committee on Analysis of Fatigue Failures.
- 6- **CAVALCANTI, E. H.** , "Implantes Ortopédicos temporários de Aços Inoxidáveis" , Revista INOX Ano 5º NÚMERO 8 - maio de 1997 pg. 06 a 08.
- 7- **POHLER, O.E.M.** "Degradation of Metallic Orthopedic Implants" in Biomaterials in Reconstructive Surgery, Ed. by L.R.Rubin, pg. 158-228.
- 8- **MEARS, D.C.** . "Metals in Medicine and Surgery", International Metals Reviews, June 1977, pg. 119-155.
- 9- **YANG,W. & NI, R.C. & HUA, H.Z.** , "The Behavior of Chromium and Molybdenum in the Propagation Process of Localized Corrosion of Steels" Corrosion Science, Vol. 24, No. 8, pg. 691 a 707, 1984.

10- **COLANGELO, V.J. & GREENE, N.D.**, "Corrosion and fracture of Type 316 SMO Orthopedic Implants". Journal of Biomedical Materials Vol. 3 1969 .pg. 247 a 265.

11- **REDMOND J.S.** "Corrosion Resistant Materials - Stainless Steel". Metals Handbook Vol. 13. ASM, Desktop Edition, Chapter 15, 1985.

12- **CAVALCANTI, E. H. & SILVA, LÉLIO A. G.** " Resistência à Corrosão por Pites de Ligas Inoxidáveis para Implantes", Anais do II Seminário Brasileiro de Aço Inoxidável - 26 a 28/11 de 1990 pg. 54 a 69.

13- **CAVALCANTI, E. H. & SILVA, LÉLIO A. G.** " A comparative Pitting Corrosion Study of Austenitic Alloys for Biomedical Applications", Nineth European Conference on Biomaterials, Chester, UK 9 till 11 September, 1991 pg 88 / 104

14- **FRAKER, A. C.** , "Corrosion of Metallic Implants and Prosthetic Devices" . Metals Handbook Vol. 13 9th Edition pg. 1324-1335.

15- **AIDAR, C. H.** "Aços inoxidáveis austeníticos com elevado teor de N para utilização em implantes cirúrgicos". Trabalho de Formatura da EPUSP - 1996. pg.5 a 7.

16- **FERRAZ, O. & CAVALCANTI E. & ISORÉ A. J. & IVO P. S.**, " Resistência de Ligas para Implantes Cirúrgicos à Corrosão por Frestas ", Anais do 17º Congresso Brasileiro de Corrosão Vol II de 03 a 07 de outubro de 1993 pg 999 a 1014.

- 17- **SIVAKUMAR, M. & K. SURESHI KUMAR DHANADURAI, RAJESWARI, S. THULASRAMAN, V.** "Failures in Stainless Steel Orthopedic Implant Devices: A Survey", Journal of Materials Science Letters, 14, 1995, pg 351-354.
- 18- **PIZZOFERNATO, A. & RAVAGLIOLI, A. & LEE, A. J. C.**, Elsevier 1987, Biomaterials and Clinical Applications pg. 47 a 56.
- 19- **HOWARD, S. A. & TUCKER, V. P.** "Wear Failures". Metals Handbook. ASM, v. 10, 8th Ed., p. 134 a 153, 1975. By the ASM Committee on Analysis of Wear failures.
- 20- **KRUEGER, F.E.** "Fretting Failures". Metals Handbook. ASM, v. 10, 8th Ed., p. 155 a 160, 1975. By the B.A.Sc, P.E
- 21- **PAO, PETER S. & MCDONNELL, DOUGLAS & WEI, ROBERT P.** "Corrosion-Fatigue Failures". Metals Handbook ASM v. 13 9th Ed., pg. 252 a 262. 1975. By the ASM Committee on Analysis of Fatigue Failures.
- 22- **PIOTROWSKI, G.** "Clinical Biomechanics" National Bureau of Standards Special Publication 472. Proceedings of a Symposium on Retrieval and Analysis of Orthopaedic Implants. Maryland. March 5, 1976 pg. 41 a 49.
- 23- **YANG, J. & MERRITT, K.** "Detection of antibodies against corrosion products in patients after Co-Cr total joint replacements". Student Research Award in the Doctoral Degree Candidate Category, 20th Annual Meeting of the Society for Biomaterials. Boston, MA USA April 5-9, 1994 pg. 1249 a 1258.
- 24- **MCCALL, J.L. & MOGUL, J.** "Fatigue failures". Metals Handbook ASM v. 10 9th Ed., pg. 95 a 124, 1975. By the ASM Committee on Analysis of Fatigue Failures.

- 25- **CETLIN, P.R.** , Análise de Fraturas ABM 5º Impressão pg. 201 a 232.
- 26- **SILVA, PAULO SÉRGIO PEREIRA.** Notas de Aula de PMT-483 e PMT-482 1997.
- 27- **DIETER, G. E.** "Metalurgia Mecânica " Traduzido por Antônio Sérgio de Souza e Silva et.all Segunda Edição Ed. Guanabara 2 pg.346 a 437.
- 28- **TOKIMATSU, R.C. & FERREIRA, I.** "Influência da espessura na Tenacidade à Fratura" 1º Seminário de Mecânica da Fratura, Ouro Preto-MG. 01 a 02 de junho de 1995. pg. 139 a 158.
- 29- **LAING, P.G.** "Tissue Reaction to Biomaterials", in Retrieval and Analysis of Orthopaedic Implants, in Proc. Retrieval and Analysis of Orthopaedic Implants, Maryland, March, 1976; U.S. Department of Commerce, National Bureau of Standards
- 30- **PADILHA, A. F. & GUEDES, L.C.** "Aços inoxidáveis Austeníticos" Microestrutura e Propriedades. pg. 133 a 147.
- 31- **BONFIELD, W.**, "New trends in implant materials" Journal of Biomedical Materials Vol. 3 1969 .pg. 347 a 365.

Normas

1-ABNT NBR ISO 5832-1: 1987 Implantes para Cirurgia - Materiais metálicos

- Parte 1: Aço inoxidável conformado, agosto/ 95.

2-ASTM F 138-86 Standard Specifications for Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (Special Quality)

3-ASTM F 139-86 Standard Specifications for Stainless Steel Sheet and Strip for Surgical Implants (Special Quality)

4-ASTM A 262- 93 a: Standard Practices for Detecting Susceptibility to Intergranular Attack in Austenitic Stainless Steels

5-ISO 643 Steels - Micrographic determination of the ferritic or austenitic grain size.

6-ISO 5832-1 : 1987 Implants for Surgery - Metallic Materials - Part 1: Wrought Stainless Steel

7-ISO 3651-2 Austenitic Stainless Steel - Determination of resistance to intergranular corrosion - Part 2: Corrosion test in a sulphuric acid/copper sulphate medium in the presence of copper turnings (Monypenny Strauss test).

8-ISO 4967 Steel - Determination of content of non-metallic inclusions - Micrographic method using standard diagrams.