

A INFLUÊNCIA DO NITROGÊNIO EM AÇOS INOXIDÁVEIS AUSTENÍTICOS COM APLICAÇÃO EM PRÓTESES ORTOPÉDICAS

Glauber Rodrigues Cerqueira de Cerqueira¹
Pedro Eliézer de Araújo Júnior²

Resumo

Perante a modernidade tecnológica faz-se necessário à introdução no desenvolvimento de inovações no mercado de aço, que vem se tornando cada vez mais exigente estabelecendo rapidamente as técnicas de aperfeiçoamento desses materiais com propriedades mecânicas satisfatórias. O aço inoxidável austenítico é muito utilizado na indústria de biomateriais como próteses ortopédicas, devido a sua alta resistência mecânica e à corrosão, tendo em vista o emprego de elevadas cargas, principalmente se a prótese substitui membros inferiores do paciente, e o contato direto com soluções líquidas de cloreto de sódio dentro do corpo humano promovendo ação corrosiva. A composição química dos aços inoxidáveis austeníticos é formada basicamente de Fe-Cr-Ni, sendo o Cr e o Ni fundamentais no processo de resistência a corrosão, entretanto o Ni é extremamente alérgico em contato com o corpo humano, conseqüentemente existe a viabilidade do aumento do teor de N em detrimento da redução de Ni tendo em conta que o N estabelece funções nas propriedades dos aços de reforço a resistência mecânica e a corrosão, além da redução de custos na fabricação dessas próteses.

Palavras-chaves: Materiais Metálicos; Aços Inoxidáveis; Biomateriais.

Abstract

In the face of technological modernity, it is necessary to introduce innovations in the steel market, which is becoming more and more demanding by rapidly establishing techniques for the improvement of these materials with satisfactory mechanical properties. Austenitic stainless steel is widely used in the biomaterial industry as orthopedic prostheses because of its high mechanical strength and corrosion, considering the use of high loads, especially if the prosthesis replaces lower limbs of the patient, and direct contact with liquid sodium chloride solutions within the human body promoting corrosive action. The chemical composition of austenitic stainless steels is basically composed of Fe-Cr-Ni, with Cr and Ni being fundamental in the process of corrosion resistance, although Ni is extremely allergic in contact with human body, consequently the feasibility of increasing the N content to the detriment of the Ni reduction taking into account that the N establishes functions in the properties of the steels of resistance to mechanical resistance and corrosion, besides the reduction of costs in the manufacture of these prostheses.

Keywords: Metallic Materials; Stainless Steel; Biomaterials.

1 INTRODUÇÃO

Os materiais classificados como biomateriais são utilizados em contato com o corpo humano com o objetivo de recondicionar ou comutar tecidos estragados. É de suma importância à evolução dos biomateriais devido a impactos no bem estar, expectativa de vida e saúde em geral dos pacientes. à vista disso, constata-se ao longo dos anos um vasto estímulo na elaboração de novos utensílios biomédicos (REIS, 2007).

¹Graduando em Engenharia Mecânica, Universidade Salvador - UNIFACS. Bolsista PIBIC - FAPESB. E-mail: glauberrccerqueira@gmail.com

² Docente Orientador Mestre em Engenharia Mecânica, Universidade Salvador - UNIFACS. E-mail: pedro.junior@pro.unifacs.br

Alguns implantes ortopédicos são denominados de temporário, pertinentes à substituição e desempenho de finalidade por um determinado período de tempo, como as placas e parafusos estabilizadores de fratura. Já os permanentes visam a reposição perpétua do componente danificado, exibindo as funções do mesmo por toda a vida do paciente. Assim que colocados, os biomateriais passam a maior parte do tempo em contato com fluídos corpóreos, que apesar de serem inofensivos apresentam ao longo do tempo degradação concebíveis desses materiais. Os biomateriais empregados como próteses ortopédicas são submetidos a grandes esforços cíclicos e estáticos, ocorrendo preferencialmente nos membros inferiores. A aglutinação de alta resistência à corrosão e propriedades mecânicas fazem do aço inoxidável austenítico, um interessante material para esse objetivo (GIORDANI, 2007).

Sendo assim a temática estudada tem um papel de grande relevância na sociedade atual, principalmente no ramo da medicina, visto que testes realizados com a substituição passiva de elemento químico nocivo ao corpo humano, como é o caso do Ni, ao emprego de N pode melhorar as características do biomaterial além de reduzir os custos. Em consequência vêm sendo motivo de estudos pelos produtores de aço e interesse pela indústria em geral.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 AÇOS INOXIDÁVEIS AUSTENÍTICOS

Os aços inoxidáveis austeníticos são utilizados a mais de meio século como material de implante ortopédico para fixação de fraturas e substituição de juntas (PADILHA, 1994).

Os aços inoxidáveis são aços com teor acima de 12% de Cr tendo em vista a sua alta resistência à oxidação. Há um grande atrativo nesses aços devido a suas propriedades mecânicas em elevadas temperaturas, resistência à oxidação e à corrosão, e para os austeníticos, boa tenacidade. Contudo não existe material metálico passivo de ação corrosiva, por isso deve-se atentar ao tipo de aplicação a julgar pelo fato de que materiais como aço carbono em meio corrosivo pode apresentar resistência à corrosão significativa perante o aço inoxidável designado inapropriadamente. A ocorrência da resistência à corrosão pelos aços inoxidáveis se dá pelo fenômeno de passivação, com o qual ligas de Fe-Cr formam na sua camada óxidos mistos de Ferro, Cromo e outros elementos de liga que se dilui no meio corrosivo (SILVA, 2010).

Os aços inoxidáveis austeníticos designam-se basicamente de Cr e Ni como principais elementos de liga e dentre os aços inoxidáveis são considerados os mais importantes. Habitualmente o teor de carbono é baixo na base de 0,08%, contudo admite-se valor máximo de 25%, desde que o cromo seja aumentado a níveis de 22, 24 e 26% e níquel a teores de 12, 15 e 22%. Ulteriormente após passar por tratamento térmico, os aços inoxidáveis austeníticos podem perfazer limites de resistência à tração de 60 a 70 Kgf/mm², limites de escoamento de 21 a 28 Kgf/mm², alongamento de 45% a 60%, dureza Brinnel de 140 a 175 e resistência ao choque correspondente a 9,7 e 15,2 Kgf.m (CHIAVERINI, 1986).

Os aços austeníticos retêm mesmo em baixas temperaturas, comparáveis às do corpo humano, a estrutura CFC do ferro, que lhes garante propriedades peculiares, mecânicas e de resistência à corrosão. Em grandes quantidades, todos os elementos constituintes do aço são nocivos ao ser humano. No entanto, o conhecimento da resistência desse material em fluídos biológicos pode levar ao controle da dissolução metálica em níveis permissíveis, isto é, não prejudiciais à saúde. A Tabela 1 apresenta a composição química dos quatro principais aços inoxidáveis empregados em implantes ortopédicos. A Tabela 2 indica os papéis dos elementos químicos no comportamento desses aços inoxidáveis (SILVA, 2011).

Tabela 1 - Composição química dos quatro principais aços inoxidáveis empregados em implantes ortopédicos (% em massa)

Metal	ASTM 316L	ASTM F138 (ISO 5832-1)	ASTM F1586 (ISO 5832-9)	ASTM F2229 (Livre de Ni)
Cromo (Cr)	16,6	17,4	20,3	23,0
Níquel (Ni)	12	14,1	10,6	<0,05
Molibdênio (Mo)	2,11	2,08	2,47	1,5
Nitrogênio (N)	0,078	-	0,36	1,1
Nióbio (Nb)	-	-	0,29	-
Manganês (Mn)	1,4	1,74	4,04	24
Fósforo (P)	0,039	-	0,022	
Carbono (C)	0,025	0,01	0,035	<0,08
Ferro (Fe)	bal.	bal.	bal.	bal.

Fonte: International Organization for Standardization (ISO)

Tabela 2 - Efeito dos elementos de liga que compõem o aço ISO 5832-9

Metal	Efeito dos elementos
Cromo (Cr)	Confere a passividade (acima de 12%); Aumenta a resistência à corrosão; Forma uma película de óxido (Cr ₂ O ₃) fina e aderente que retarda ou impede a ação corrosiva; Eleva ligeiramente a resistência mecânica.
Níquel (Ni)	Confere estabilidade a austenita; Eleva a resistência ao choque; Eleva a resistência à corrosão.
Molibdênio (Mo)	Eleva a resistência à corrosão por pites dos aços austeníticos; Aumenta a resistência mecânica;
Manganês (Mn) Nitrogênio (N)	Substituem parcialmente o níquel como estabilizador de austenita aumentando a solubilidade do nitrogênio.
Nióbio (Nb) /Titânio (Ti)	Atuam como estabilizadores, combinando-se preferencialmente com ele e evitando a formação de carboneto de cromo e a corrosão intergranular.
Silício (Si)	Acima dos teores usuais, eleva a resistência à oxidação a altas temperaturas.
Enxofre (S) /Selênio (Se)	Facilitam a usinabilidade.

Fonte: International Organization for Standardization (ISO)

2.2 AÇOS NITROGENADOS

Os aços inoxidáveis austeníticos com teor considerável de N em sua composição são conhecidos como aços nitrônicos ou nitrogenados que devem conter de 0,8 a 0,32% de N, adicionados com o objetivo de aumentar a resistência mecânica em temperatura ambiente. Com a presença do N aumenta-se o teor de Mn na liga para 12% reduzindo drasticamente o teor de Ni para 1,6% ampliando o limite de resistência a tração para mais de 150Kg/mm², tornando-o muito interessante para os esforços de tração realizados por uma prótese ortopédica (CHIAVERINI, 1986).

Os aços inoxidáveis austeníticos ligados ao nitrogênio são materiais estruturais importantes utilizados em reatores nucleares como vaso de pressão, trocadores de calor, mecanismo de transferência de fluídos, etc. (SUNDARARAMAN, 1996).

Em 1990, na Europa, começou a ser estudada uma nova classe de aços inoxidáveis austeníticos com baixo teor de carbono e elevado teor de nitrogênio, até que em 1992 estes aços foram classificados como ISO 5832-9, pela *International Organization for*

Standardization, como alternativa para substituir o 316L. Algumas vantagens desse novo aço, já foram apontadas por alguns pesquisadores, em especial sua maior resistência mecânica e maior resistência à corrosão por pite e sob fadiga (SOKEI, 2004).

O aço inoxidável austenítico ISO 5832-9 consiste de uma matriz austenítica com nióbio e nitrogênio entre outros elementos. Estudos recentes avaliando a resistência mecânica determinaram limite de escoamento plástico dos aços ISO 5832-9 no valor de 496 MPa e ASTM F 138 no valor de 246 MPa. A combinação dos mecanismos de endurecimento pelo nitrogênio em solução, endurecimento pelo nitrogênio em solução, endurecimento por precipitação e endurecimento por refino de grão é responsável pela maior resistência mecânica do aço ISO 5832-9 quando comparado com o aço F138 (GIORDANI, 2001).

É pertinente destacar algumas vantagens que o nitrogênio pode trazer como elemento de liga no aço inoxidável:

a) O nitrogênio, assim como o carbono, é um elemento de liga intersticial, entretanto a solubilidade do nitrogênio é muito maior que a do carbono (LILJAS, 1999).

b) O nitrogênio estabiliza a austenita, reduzindo tanto a formação de ferrita em altas temperaturas como a formação de martensita em baixas temperaturas. Tudo isso associado a um baixo custo, evitando assim a utilização de elementos estabilizadores mais caros, como por exemplo, o níquel (ITOLA, 1998).

c) O nitrogênio em solução sólida aumenta a resistência mecânica mais do que o carbono ou mesmo do que qualquer outro elemento de liga em solução sólida, sem perda considerável da tenacidade (STEIN, 1995).

d) A formação de nitretos, mais estáveis do que os carbonetos, proporciona o aumento da resistência mecânica por precipitação, assim como aumenta a resistência mecânica em temperaturas intermediárias, além de aumentar a resistência à fluência (STEIN, 1995).

e) O nitrogênio em solução aumenta o endurecimento por deformação a frio e suprime a formação de martensita induzida por deformação (STEIN, 1995).

f) O nitrogênio em solução reduz a difusividade do carbono, retardando assim a precipitação de carbonetos e, conseqüentemente, reduzindo o fenômeno da sensitização (REED, 1989).

g) O nitrogênio em solução melhora as propriedades de fadiga (MACHADO, 1995).

h) O nitrogênio em solução melhora as propriedades de corrosão, corrosão sob tensão e fadiga-corrosão (STEIN, 1995).

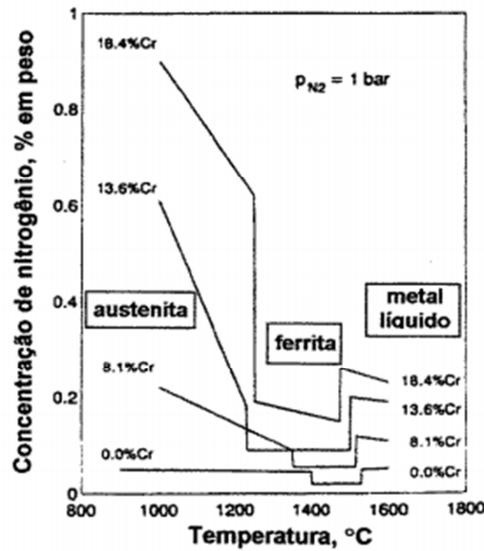
i) O nitrogênio em solução e na forma de nitretos duros aumenta a resistência ao desgaste (BERNS, 1996).

2.3 SOLUBILIDADE DO NITROGÊNIO

Até pouco tempo atrás, a concentração de nitrogênio era originada naturalmente do processo de produção dos aços e o nitrogênio não era considerado como um elemento de liga significativo. A adição de nitrogênio como elemento de liga constituiu um passo promissor em busca de melhores propriedades mecânicas dos aços. Entretanto, a solubilidade do nitrogênio no ferro, quando no estado líquido e a pressão atmosférica, não ultrapassa 0,04% em peso. Contudo, o aumento da concentração de nitrogênio pode ser obtido pela adição de elementos de liga que aumentem a solubilidade do nitrogênio (STEIN, 1995).

A solubilidade do nitrogênio no aço, tanto no líquido como no sólido, decresce com o aumento da temperatura, como ilustrado na figura 1. Alguns elementos, como por exemplo, molibdênio, manganês, cromo, vanádio, nióbio e titânio diminuem a atividade do nitrogênio no metal fundido e conseqüentemente aumentam sua solubilidade. Entretanto, a solubilidade desses elementos diminui demasiadamente na austenita e, desta forma, as adições de titânio, nióbio e vanádio devem ser reduzidas caso se pretenda dissolver os nitretos durante tratamentos térmicos (BERNS, 1996). Na ausência desses elementos microligantes, fortes formadores de nitretos, a primeira fase contendo nitrogênio a precipitar no sólido é geralmente o nitreto de cromo, Cr₂N (REED, 1989).

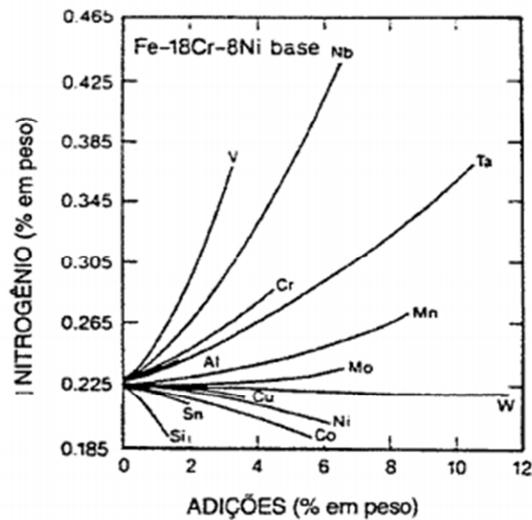
Figura 1 - Solubilidade do nitrogênio no aço em função da temperatura e da concentração de cromo



Fonte: Berns (1996)

A figura 2 ilustra o efeito dos elementos de liga na solubilidade do nitrogênio em uma liga Fe-18Cr-8Ni a 1600°C e pressão de 0,1MPa. Observa-se que a solubilidade do nitrogênio aumenta com a concentração de quase todos os elementos importantes na composição dos aços inoxidáveis austeníticos, com exceção principalmente do níquel e silício (REED, 1989). A explicação mais provável para o aumento da solubilidade do nitrogênio na austenita é o desarranjo da estrutura cristalina proporcionada pela presença de átomos de diferentes tamanhos, resultando em um grande número de sítios intersticiais para os átomos de nitrogênio (LEVEY, 1995).

Figura 2 - Influência de vários elementos de liga na solubilidade do nitrogênio na liga Fe-18Cr-8Ni a 1600°C (estado líquido) e pressão de 0,1 MPa



Fonte: Padilha (1994)

O manganês tem um efeito benéfico no aumento da solubilidade do nitrogênio na austenita, sendo que o cromo e o molibdênio têm efeito similar. Desta forma, elevados teores de nitrogênio podem ser atingidos combinando-se a adição de cromo e molibdênio, mesmo com adições reduzidas de manganês (LILJAS, 1999). Entretanto, o manganês, além de aumentar a solubilidade do nitrogênio, é um elemento estabilizador da austenita pela diminuição das temperaturas de início e fim da transformação martensítica (LLEWELLYN, 1993).

Uma das técnicas utilizadas no processo de fabricação de aços inoxidáveis austeníticos para atingir elevados teores de nitrogênio é pela adição de ligas, por exemplo Fe-Cr-N, no processo de fundição. Por esse método, pode-se obter e manter elevados teores de nitrogênio. Entretanto, a precisão dessa adição não é muito boa (LILJAS, 1999).

2.4 BIOMATERIAIS

Biomaterial é qualquer material sintético que substitui ou restaura a função de tecidos do corpo e que mantém contato contínuo ou intermitente com os fluídos. (MORAIS, 2007). Segundo Callister. (2016), os biomateriais são empregados em componentes implantados no corpo humano para a substituição de partes do corpo doentes ou danificadas.

Esses materiais não devem produzir substâncias tóxicas e devem ser compatíveis com os tecidos do corpo.

Deve-se atentar a definição de biocompatibilidade dos biomateriais, julgando pelo conceito obsoleto de que todo biomaterial é aquele que é estático ao corpo humano sem levar em consideração as reações químicas e físicas do meio biológico a que se está inserido. Atualmente, constata-se que a assiduidade desse material ao corpo humano provoca reações do organismo. Sendo assim, para avaliar a biocompatibilidade é necessária uma série de estudos comportamentais entre biomaterial e tecido (ORÉFICE, 2005).

Análise de ensaios de biocompatibilidade para materiais novos e dispositivos candidatos a biomateriais estão de acordo com a ISO 10993 - *Biological evaluation of Medical Devices*, com os quais são realizados testes de citotoxicidade, sensibilização, reatividade intracutânea, sensibilização, implantação e hemocompatibilidade (LIMA, 2001).

2.5 AISI 316L

O AISI 316L é um aço inoxidável austenítico, não magnético, dúctil, e normalmente apresenta um percentual residual de enxofre em sua composição química. O AISI 316L tem a mesma composição química do 316, porém ele apresenta um teor extra baixo de carbono, no máximo 0,03% em peso de C, contribuindo para uma melhor resistência à corrosão. A Tabela 3 apresenta a composição do 316 e 316L onde pode-se constatar esta redução de carbono. O enxofre está presente nesse tipo de aço como impureza, em teores menores que 0,03%, ou é adicionado para melhorar a usinabilidade, mas a sua presença prejudica a resistência à corrosão (FONSECA, 2005).

Tabela 3 - Composição dos aços inoxidáveis 316 e 316L

Elemento	C	Mn	K	S	Si	Cr	Ni	Mo
Composição (%) (316L)	0.03 máx	2.00 máx	0.03 máx	0.03 máx	0.75 máx	17.00- 20.00	12.00- 14.00	20.00- 40.00
Composição (%) (316)	0.08 máx	2.00 máx	0.03 máx	0.03 máx	0.75 máx	17.00- 20.00	12.00- 14.00	20.00- 40.00

Fonte: Núcleo Inox

O aço inoxidável austenítico mais utilizado como biomaterial na indústria ortopédica é o ASTM F138, da classe AISI 316L, contudo particularidades como baixa resistência mecânica na condição de recozimento, e propensão à corrosão localizada limitam o emprego desse material no sentido amplo em implantes ortopédicos permanentes. Com essa carência houve a conveniência do desenvolvimento de uma nova classe de aços inoxidáveis austeníticos com alto teor de N com classificação ISO 5832-9 combinando alta resistência mecânica e à corrosão localizada (GIORDANI, 2007).

Apesar do aço AISI 316L ser o mais usado, é recomendável preferencialmente para uso em próteses temporárias, embora, uma pequena porcentagem de implantes permanentes são fabricados com este material. O aço AISI 316L é suscetível à corrosão localizada quando em contato com fluido corpóreo, motivo pelo qual seu uso é indicado principalmente para aplicações temporárias (TAIRA, 1992).

2.6 IMPLANTES ORTOPÉDICOS

Os materiais empregados na fabricação de implantes ortopédicos devem possuir alguns requisitos essenciais como: biocompatibilidade, resistência à corrosão no ambiente hospedeiro, biofuncionalidade, propriedades mecânicas adequadas a sua funcionalidade e um preço compatível com a realidade brasileira (RAMIRES, 1996).

Os implantes ortopédicos podem ser divididos em duas categorias: implantes temporários de fixação de fraturas e implantes permanentes de substituição de partes do esqueleto humano. No implante temporário, espera-se resistência mecânica suficiente para substituir temporariamente o papel desempenhado pelo osso em determinado segmento do aparelho locomotor, aliados a composições que não promovam reações indesejáveis no organismo, até que o osso esteja totalmente restabelecido. Exemplos clássicos de um implante temporário que podem ser citados são as placas de fixação para ossos fraturados, os pinos e os parafusos. No desafio adicional: suportar contínuos movimentos e transmitir carga, que é o caso de próteses de joelho, quadril e cotovelo (CHOHFI, 1997; FRAKER, 1977).

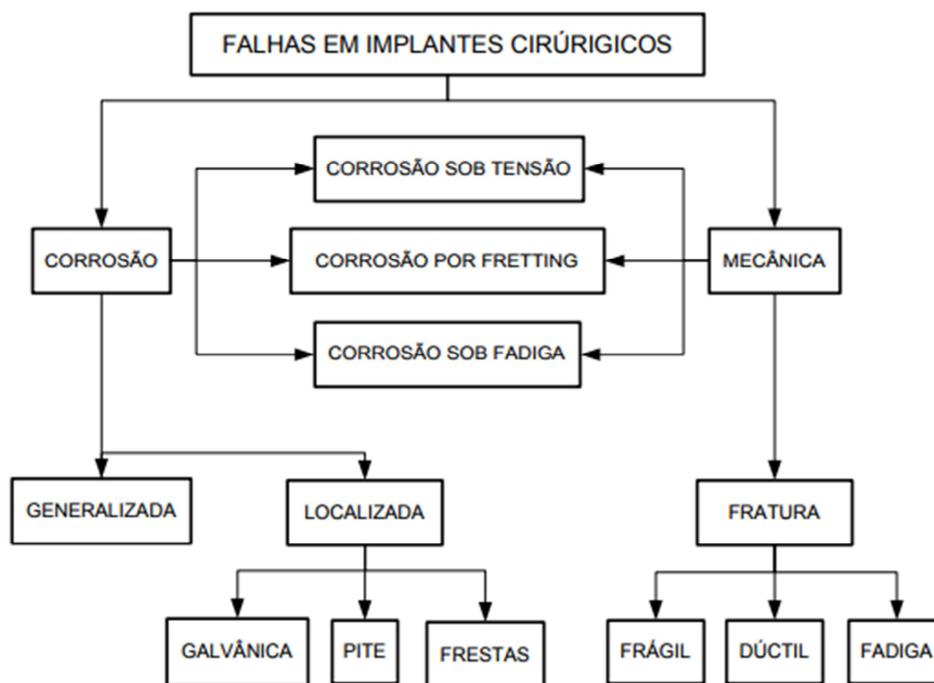
Atualmente mais de 90% dos implantes ortopédicos tem vida útil de pelo menos dez anos, no entanto, ainda existe uma necessidade de melhoria na qualidade dos mesmos. A falha de um implante ortopédico tem consequência não somente para o paciente, que necessitará de nova cirurgia, mas para o próprio sistema de saúde, pois significa re-trabalho. Devido aos

altos custos envolvidos, contínuos esforços têm sido realizados de modo a aumentar a vida útil dos implantes para pelo menos 20 anos (SLOTEN, 1998).

Devido às atividades físicas rotineiras e forças resultantes da atividade muscular, próteses implantadas no corpo humano estão sujeitas a cargas cíclicas de magnitudes muitas vezes maiores do que o próprio peso do corpo. Para uma atividade correspondente a uma caminhada este valor varia de 3 a 5 vezes o peso do corpo. Portanto, não é surpresa possibilidade de falha da mesma (RIMNAC, 1991).

Grande parte das falhas em implantes ocorre devido a fatores biomecânicos, bioquímicos ou clínicos que conduzem à fadiga ou à corrosão, ou à interação desses dois mecanismos, conforme a Figura 3 (SILVA NETO, 2001).

Figura 3 - Falhas em implantes cirúrgicos



Fonte: Silva Neto (2001)

2.7 CORROSÃO

Num aspecto muito difundido e aceito universalmente pode-se definir corrosão como a deterioração de um material, geralmente metálico, por ação química ou eletroquímica do meio ambiente aliada ou não a esforços mecânicos. A deterioração causada pela interação

físico-química entre o material e o seu meio operacional representa alterações indesejáveis, sofridas pelo material, tais como desgaste, variações químicas ou modificações estruturais, tornando-o inadequado para o uso (GENTIL, 1996).

Segundo Callister.(2016), a corrosão é definida como o ataque destrutivo e não intencional de um metal; esse ataque é eletroquímico e começa normalmente na superfície. O problema da corrosão metálica é de proporções significativas; em termos econômicos estima-se que aproximadamente 5% das receitas de uma nação industrializada sejam gastos na prevenção de corrosão e manutenção ou substituição de produtos perdidos ou contaminados como resultados de reações de corrosão.

Os aços inoxidáveis austeníticos devem sua resistência à corrosão a formação de um filme superficial protetor de óxido (Cr_2O_3) denominado filme passivo. Esse filme passivo é aderente à superfície do metal e inibe a corrosão, mantendo a corrente e a liberação de íons em níveis muito baixos. Nessas condições, fica fácil entender porque as formas mais comuns de corrosão associadas a esses materiais são do tipo localizada. A corrosão localizada pode ser definida como a remoção seletiva de metal pela corrosão em pequenas áreas sobre a superfície do metal (GIORDANI, 2001).

Pesquisas comparativas de resistência à corrosão mostraram que o aço ISO 5832-9 apresenta maior resistência à corrosão localizada do que o ASTM F138, atribuída ao aumento de estabilidade do filme passivo, favorecido pela presença de nitrogênio em solução sólida na matriz. Sendo esta elevada resistência à corrosão desejável em materiais para aplicações ortopédicas, tendo em vista que a menor liberação de íons metálicos, pelos processos de corrosão, reduz o risco de rejeição por reações alérgicas ou mesmo pela falha estrutural do implante (GIORDANI, 2004).

Os íons liberados pelo processo de corrosão têm o potencial de interagir com os tecidos, por meio de diferentes mecanismos. As reações biológicas acontecem pela interação do íon liberado com uma molécula do hospedeiro, sendo a composição da liga de fundamental importância. Os efeitos causados no organismo aparecem devido à influência do íon sobre os mecanismos de adesão bacteriana, por toxicidade, efeitos subtóxicos ou alergia aos íons metálicos liberados (MORAIS, 2007).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais utilizados, nesses estudos, foram os aços inoxidáveis austeníticos que atendem as especificações das normas ASTM F138 e ISO 5832-9, produzidos pela antiga Eletrometal S.A e Villares Metals S.A, respectivamente.

Tabela 4 - Composição (%) dos aços inoxidáveis AISI 316L, ISO 5832-1 e ASTM F138/139

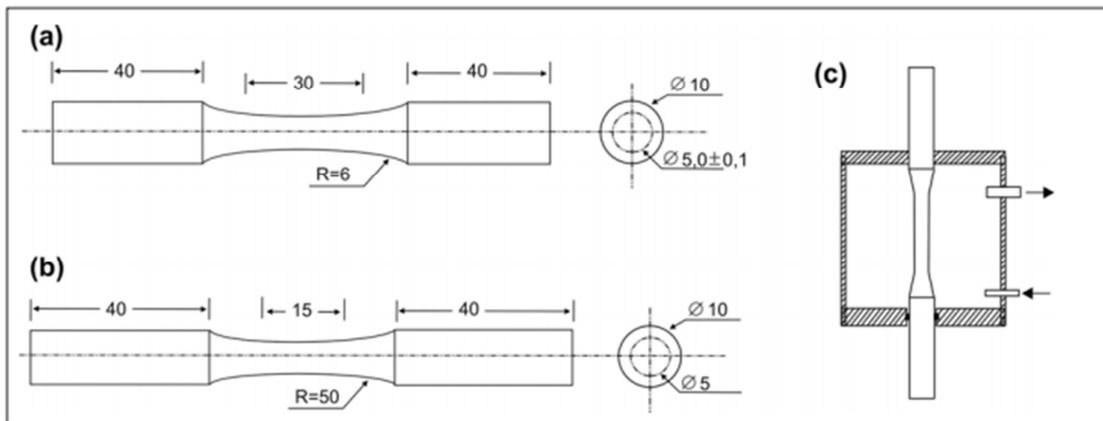
ELEMENTOS	AISI 316L	ISO 5832-1*	ASTM F138/ ASTM F139
Carbono (C)	0,03 máx.	0,03 máx.	0,03 máx.
Manganês (Mn)	2 máx.	2,0 máx.	2,00 máx.
Fósforo (P)	0,045 máx.	0,025 máx.	0,025 máx.
Enxofre (S)	0,03 máx.	0,010 máx.	0,010 máx.
Nitrogênio (N)	0,010 máx.	0,10 máx.	0,1 máx.
Cromo (Cr)	16 – 18	17,0 – 19,0	17,00 – 19,00
Molibdênio (Mo)	2 – 3	2,25 – 3,0	2,25 – 3,00
Níquel (Ni)	10 – 14	13,0 – 15,0	13,00 – 15,00
Cobre (Cu)	--	0,50 máx.	0,50 máx.
Silício (Si)	0,75 máx.	1,0 máx.	0,75 máx.
Ferro (Fe)	Balanço	Balanço	Balanço

* Equivalente à norma brasileira NBR ISO 5832-1.

Fonte: International Organization for Standardization (ISO)

As propriedades mecânicas básicas foram determinadas através de ensaios de tração, conduzidos segundo a norma ASTM E 8M. A figura 4 mostra as dimensões do corpo de prova utilizados no ensaio. As propriedades mecânicas foram determinadas através de ensaios de fadiga axial, com base na norma ASTM E 1801. Foram levantadas as curvas S-N (tensão máxima x números de ciclos até a fratura), em meio neutro (no ar) e em meio agressivo, simulando o fluido corpóreo (solução aquosa de NaCl a 0,9% a 37°C). Para os ensaios em meio agressivo, foi utilizada uma câmara de acrílico, que permitiu a exposição da seção útil do corpo de prova à solução aquosa, que, aquecida em um banho, circulava no interior dessa câmara, enquanto o corpo de prova era solicitado ciclicamente (GIORDANI, 2007).

Figura 4 - Desenho dos corpos de prova utilizados em ensaios de tração (a) e fadiga (b). Representação esquemática da câmara utilizada em ensaios de fadiga (c)

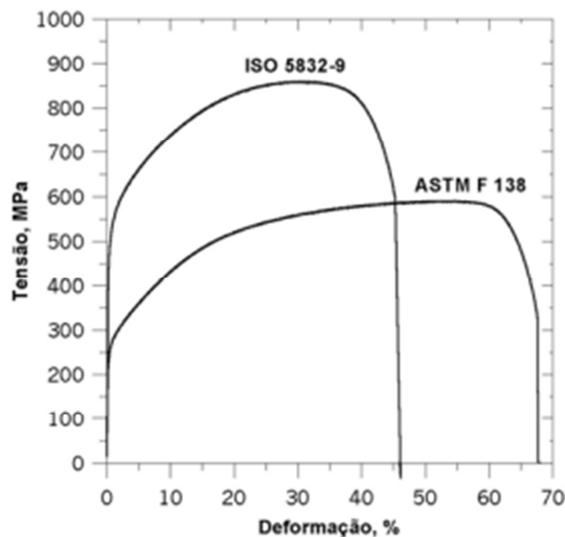


Fonte: Giordani (2007)

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Figura 5 apresenta curvas representativas obtidas em ensaios de tração para os aços ASTM F138 e ISO 5832-9 solubilizados. A Tabela 5 apresentam as propriedades mecânicas básicas obtidas a partir dessas curvas e apresenta os valores mínimos de propriedades mecânicas exigidos pelas normas dos dois materiais (GIORDANI, 2001).

Figura 5 - Curvas tensão-deformação obtidas no ensaio de tração para os aços F138 e ISO 5832-9



Fonte: Giordani (2007)

Tabela 5 - Propriedades mecânicas dos aços F138 e ISO 5832-9

Material	F 138	ISO 5832-9
σ_e (MPa)	246 ± 3,0 (170)	496 ± 17,0 (430)
σ_t (MPa)	594 ± 4 (480)	861 ± 3 (740)
ε_t (%)	67,0 ± 1,0 (40)	46 ± 0,7 (35)
RA (%)	80 ± 1,7	68 ± 1,0

* Os valores entre parênteses representam os limites mínimos de propriedades admitidas pelas normas dos materiais.

Fonte: Giordani (2007)

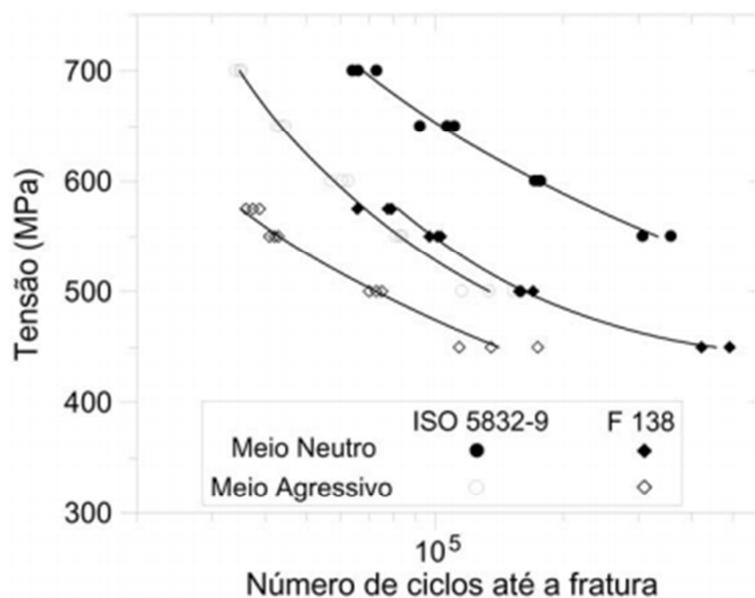
A partir da figura 5 e da tabela 5 fica evidente que o aço ISO 5832-9 apresenta níveis de resistência mecânica, traduzidos pelo limite de escoamento, σ_e , e limite de resistência à tração, σ_t , muito superiores aos do aço ASTM F138, onde o valor de σ_e para o aço ISO 5832-9 foi praticamente o dobro e o valor de σ_t foi cerca de 46% maior do que os valores apresentados pelo aço ASTM F138. Em contrapartida, a ductilidade desse material, traduzida pela deformação total na fratura, ε_t , e pela redução em área, RA, é consideravelmente menor (GIORDANI, 2001).

Sabe-se que muitos implantes ortopédicos de aço inoxidável austenítico são fabricados por processos de conformação a quente. Muitas vezes, depois de acabado, o implante pode apresentar sua microestrutura totalmente recristalizada, em condições semelhante à dos aços estudados no presente trabalho (GIORDANI, 2001). Sabe-se também, que alguns implantes são projetados para desempenhar sua funcionalidade em condições muito severas de solicitação mecânica. Esses tipos de implantes devem apresentar, como um dos principais requisitos, elevada resistência mecânica. Um problema geralmente enfrentado na fabricação de implantes ortopédicos de aço inoxidável austenítico conformados a quente é que esse material geralmente apresenta baixo limite de escoamento quando na condição de recozido, impossibilitando muitas vezes o atendimento aos requisitos mínimos de resistência mecânica (STEIN, 1995).

A figura 6 traz as curvas S-N obtidas para os aços ISO 5832-9 e F138, em meio neutro e meio agressivo. Observa-se que o aço ISO 5832-9 apresentou um desempenho em fadiga superior ao do aço F138. Esse melhor desempenho se deve, principalmente, à maior resistência mecânica do aço ISO 5832-9. É notável a influência que o meio agressivo exerceu,

no sentido de reduzir a vida em fadiga dos dois aços. Essa redução da vida aumentou com o aumento do número de ciclos até a fratura, ou mesmo com o tempo de ensaio, uma vez que a frequência utilizada, para todos os corpos de prova foi igual (GIORDANI, 2007).

Figura 6 - Curvas tensão máxima (S) em função do número de ciclos (N) até a fratura em meio neutro e meio agressivo para os aços F138 e ISO 5832-9



Fonte: Giordani (2007)

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Nota-se a grande capacidade que o nitrogênio tem em fragilizar o material tendo em vista a sua alta resistência mecânica além de aumentar a vida útil do mesmo em fadiga. Sendo assim o aço nitrogenado é um grande material para a fabricação de implantes ortopédicos, principalmente pelo alto limite de escoamento, o que impossibilita o material de entrar em deformação plástica em condições de altas solicitações de cargas essencialmente para pessoas obesas que venham a necessitar de implantes nos membros inferiores, tendo em vista que a deformação plástica deforma o implante para sempre.

Em condições futuras faz-se necessário testes de biocompatibilidade para avaliar o comportamento dos aços nitrogenados como biomateriais, considerando a diminuição de níquel em sua composição possibilitando o acesso a um número maior de pessoas que possuem algum tipo de reação alérgica.

REFERÊNCIAS

BERNS, H. Manufacture and application of high nitrogen steels. **ISIJ International**, v. 36, n.7, 1996.

CALLISTER, W. D. **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução**. Rio de Janeiro: LTC, 2016.

CHIAVERINI, V., **Tecnologia Mecânica: Estrutura e Propriedades das Ligas Metálicas**. São Paulo: Pearson Education do Brasil, 1986.

CHOHFI, M. Prótese metal/metal: uma tendência? **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 32, n.10, 1997.

FONSECA, K. B., PEREIRA, H. H., SILVA, S. N. **Avaliação de falhas em implantes metálicos coxo-femoral e joelho retirados de pacientes**, 2005. Disponível em <<http://www.materia.coppe.ufrj.br/sarra/artigos/artigo10685/>>. Acesso em: 25 jul. 2017.

FRAKER, A. C., RUFF, A. W. Metallic surgical implants: state of art. **Journal of Metals**, v. 29, n. 5, 1977.

GENTIL, V. **Corrosão**, Rio de Janeiro: LTC, 1996.

GIORDANI, E. J. **Propriedades e mecanismos de nucleação de trincas por fadiga em meio neutro e meio fisiológico artificial de dois aços inoxidáveis austeníticos utilizados como biomateriais**. Tese (doutorado). Campinas: FEM/UNICAMP, 2001. Disponível em <<http://repositorio.unicamp.br/jspui/handle/REPOSIP/263213>>. Acesso em: 25 jul. 2017.

GIORDANI, E. J., GUIMARÃES, V. A., PINTO, T. B., FERREIRA, I. Effect of precipitates on the corrosion-fatigue crack initiation of ISO 5832-9 stainless steel biomaterials. **International Journal of Fatigue**, v. 26, 2004.

GIORDANI, E. J., FERREIRA, I., BALACIN, O. **Propriedades mecânicas e de corrosão de dois aços inoxidáveis austeníticos utilizados na fabricação de implantes ortopédicos**, 2007. Disponível em <<http://www.scielo.br/pdf/rem/v60n1/v60n1a09.pdf>>. Acesso em: 29 jul. 2017.

INTERNATIONAL ORGANIZATION OF STANDARDIZATION (ISO). **5832-9; Implants for surgery - Metallic materials - Part 9: Wrought high nitrogen stainless steel**. Switzerland, 1992.

ITOLA, R., HÄNNINEN, H., KAUPPI, T. Hot and cold rolling of high nitrogen Cr-Ni and Cr-Mn austenitic stainless steels. **Journal of Materials Engineering and Performance**, v.7, n.5, 1998.

LIMA, A. O.; **Métodos de laboratórios aplicados à clínica**. 8. ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2001.

- LEVEY, P. R., BENNEKOM, A. A mechanistic study of the effects of nitrogen on the corrosion properties on stainless steels. **Corrosion**, v.51, n.12, 1995.
- LILJAS, M., NILSSON, J. O. Development of commercial nitrogen-rich stainless steels. **Materials Science Forum**, v. 318-320, 1999.
- LLEWELLYN, D. T. Nitrogen in steels. **Ironmaking and Steelmaking**, v. 20, n.1, 1993.
- MACHADO, I. F., PADILHA, A. F. Estabilidade microestrutural da austenita Fe-Cr-Ni contendo alto nitrogênio. In: CONGRESSO ANUAL DA ABM, 50., **Anais...** 1995.
- MORAIS, L. S., GUIMARÃES, G. S., ELIAS, C. N. **Liberação de íons por biomateriais metálicos**, 2007. Disponível em <http://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/46426125/Ion_release_from_metallic_biomaterials20160612-12040-dptbik.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=1501343264&Signature=pYayfA11WpHIe%2FB8JTJMzE6ZYMA%3D&response-content-disposition=inline%3B%20filename%3DIon_release_from_metallic_biomaterials.pdf>. Acesso em: 25 jul. 2017.
- NÚCLEO INOX, Guia brasileiro do Inox, **O Inox, hoje e amanhã**. 4. ed. São Paulo: Clip Editora Ltda., 2001.
- ÓREFICE, R. L., **Biomateriais e Biocompatibilidade**. 2. ed., Rio de Janeiro, 2005.
- PADILHA, A. F., GUEDES, L. C. **Aços Inoxidáveis Austeníticos - Microestrutura e Propriedades**. São Paulo: Hemus Editora, 1994.
- RAMIRES, I., ACCIARI, H. A., VAZ, L. G., BEATRICE, C. R. S., GUSTALDI, A. C. Pesquisas com materiais não ferrosos utilizados como biomateriais. In: SEMINÁRIO DE METAIS NÃO FERROSOS, 9., **Anais...** 1996.
- REED, R. P. Nitrogen in austenitic stainless steel. **Journal of the Mineral, Metal & Materials Society**, v. 41, 1989.
- REIS, R. F., **Elevação do teor superficial de nitrogênio no aço inoxidável austenítico ISO 5832-1**. Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial; 2007. Tese (Doutorado). Disponível em <http://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/101/1/CT_CPGEI_D_Reis%2c%20Ricardo%20Fernando%20dos_2007.pdf>. Acesso em: 23 jul. 2017.
- RIMNAC, C. M., WRIGHT, T. M., BARTEL, D. L., KLEIN, R. W., PETKO, A. A. Failure of orthopedic implants: Three case histories. **Materials Characterization**, v. 26, 1991.
- SILVA, A. L. C., MEI, P. R. **Aços e Ligas Especiais**. 3. ed. São Paulo: Blucher, 2010.
- SILVA NETO, O. V. **Efeito do recozimento térmico e da taxa de deformação na microestrutura e precipitação de um aço inoxidável austenítico com alto teor de nitrogênio utilizado na fabricação de implantes ortopédicos**. Dissertação (Mestrado) - UNESP, FEIS, Ilha Solteira, 2001.

SILVA, E. S. **Caracterização e modelagem do comportamento plástico do aço inoxidável austenítico ISO 5832-9, utilizado em implantes ortopédicos.** Tese (doutorado), UFSCAR, São Carlos, 2011. Disponível em <<http://www.dema.ufscar.br/termomec/images/Teses-dissertacoes-Completas/Eden%20-%20Doutorado.pdf>>. Acesso em: 23 jul. 2017.

SLOTEN, J. V., LABEY, L., AUDEKERCKE, R. V., PERRE, G. V. Materials selection and design for orthopaedic implants with improved long-term performance. **Biomaterials**, v. 19, 1998.

SOKEI, C. R., FARIA, E. B., TOKIMATSU, R. C., FERREIRA, I. **Análise das partículas de segunda fase no aço inoxidável austenítico de alto nitrogênio ISO 5832-9**, 2004.

Disponível em <

http://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/32423852/imp_06.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=1501348272&Signature=1VBXjZLj8QaaCQGInUnnJdyAgn0%3D&response-content-disposition=inline%3B%20filename%3DANALISE_DAS_PARTICULAS_DE_SEGUNDA_FASE_N.pdf>. Acesso em: 23 jul. 2017.

STEIN, G., MENZEL, J. Nitrogen alloyed steels - a new generation of materials with extraordinary properties. **International Journal of Materials and Products Technology**, v.10, n.3-6, 1995.

SUNDARAMAN, D., SHANKAR, P., RAGHUNATHAN, V. S. Electron Microscopic Study of Cr₂N Formation in Thermally Aged 316LN Austenitic Stainless Steels. **Metallurgical and Materials Transaction A**, v. 27A, 1996.

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