

Estudo do aço inoxidável aplicado como implante ortopédico

Tatiana L. de Araújo e Antonio Augusto Couto

Universidade Presbiteriana Mackenzie

Rua Itambé, 45 – Prédio 6 – Higienópolis

01239-902 – São Paulo – Brasil

tata.lima@ig.com.br

Resumo

Um grande número de metais e ligas têm provado ser satisfatório como material para implante. Esses materiais são resistentes a corrosão e são biocompatíveis. Outra necessidade importante para implantes é a resistência à fadiga, já que esses materiais são sujeitos a carregamentos cíclicos. O aço inoxidável pode ser considerado um biomaterial pois ele possui todas essas propriedades e ainda demonstra boa ductilidade, baixo custo efetivo, além de ser de fácil fabricação. Além dos tipos já existentes de aço inoxidável um novo tipo vem sendo estudado, ele possui alto teor de nitrogênio o que melhora várias propriedades.

Abstract

A huge number of metals and alloys have proven to be satisfactory as implant materials. These materials are corrosion resistant and biocompatible. Another important requirement for implants is fatigue resistance since these materials are under loading cycles. The stainless steel can be considered a biomaterial because it has all said properties and show good ductility, low price, besides being easy to fabricate. In addition to the existing types, a new one is been studied, it has a high content of nitrogen which improve many properties.

1 INTRODUÇÃO

Tudo que, de modo contínuo ou intermitente, entra em contato com fluidos corpóreos, mesmo que esteja localizado fora do corpo é conhecido como biomaterial.

Com os biomateriais é possível confeccionar implantes os quais são dispositivos que precisam ser colocados em contato direto com o interior do corpo. Visando cumprir ou auxiliar no cumprimento de determinadas funções, total ou parcialmente perdidas, na maioria dos sistemas do corpo humano (esquelético, circulatório, nervoso, entre outros) ^[1].

Embora exista uma grande variedade de materiais sintéticos disponíveis entre os grupos já citados, poucos deles reúnem todos os requisitos necessários a um biomaterial, que inclui, entre outras propriedades, a biocompatibilidade ^[2]. Além disso, é de interesse primordial que metais usados em implantes sejam altamente resistentes à tensões mecânicas e à corrosão, pois geralmente os produtos de corrosão são sais do metal, que estando no meio extracelular podem ser nocivos aos tecidos, causando assim uma inflamação e posterior necrose do tecido ^[3].

Biomateriais metálicos são o grupo dominante de materiais para uso em implantes que sofrem altos carregamentos de tensão ^[4].

Testes comparativos entre o aço inoxidável e as outras ligas utilizadas para este fim, mostraram que a resistência contra a corrosão é menor no aço, sendo mais facilmente atacado pelos fluidos corpóreos, ricos em íons cloreto, mas isto não desmerece sua enorme utilização, pois para ser classificado como biomaterial, o aço inoxidável teve que ser submetido a uma bateria de testes rigorosíssimos, nos quais

ficou claro que, principalmente os aços normatizados ASTM F-138 e ISO 5832-1, atendem aos requisitos necessários para uso como implante [5].

Por essa razão e por sua combinação favorável de propriedades mecânicas, biocompatibilidade e custo efetivo quando comparado a outros materiais metálicos para implante, o aço inoxidável é o biomaterial mais freqüentemente usado para fixação interna de aparelhos [6].

Atualmente, estudos estão sendo feitos para que o aço inoxidável usado seja substituído por um novo aço inoxidável com alto teor de nitrogênio pois este possui melhores propriedades e menores teores de níquel o qual é um grande causador de alergias, em um número considerável de pessoas.

Este trabalho tem como objetivo estudar o aço inoxidável em termos de propriedades mecânicas e resistência à corrosão na aplicação como implante ortopédico. Para isso será realizada uma revisão bibliográfica sobre os aspectos gerais dos aços inoxidáveis com ênfase na sua aplicação como biomaterial.

Pode-se avaliar a importância deste trabalho pelo fato do aço inoxidável ser o biomaterial mais amplamente usado por ser mais facilmente manuseado e ter menor custo. Além disso, é o material utilizado para a confecção de dispositivos implantáveis que o serviço de saúde governamental inclui em seu orçamento.

2 ASPECTOS GERAIS SOBRE BIOMATERIAIS

Biomateriais, dizem respeito a nossa vida e a nossa economia: eles são materiais avançados, oferecendo ao paciente um aumento na longevidade e melhora na qualidade de vida. Inicialmente focado no tratamento de situações da vida, o uso dos biomateriais tem se estendido progressivamente para uma vasta gama de funções corporais. Eles são

empregados, agora, para atender as necessidades que o paciente tem em termos de reabilitação, conforto, conveniência e estética. O público tem aceitado os biomateriais como parte integrante do tratamento médico. Sendo o “material reconstrutor” do corpo humano, eles têm uma função na reconstituição e preservação do bem estar físico, psicológico e social do indivíduo [7].

O termo "biomaterial" engloba uma grande quantidade de diferentes produtos os quais são , por definição, planejados para uso em contato com um organismo vivo. Recentemente, os biomateriais foram desenvolvidos para numerosas aplicações na medicina, farmacologia, cirurgia, entre outras. O aspecto comum exigido para tais aplicações é um certo grau de tolerância desses materiais quanto ao contato com tecidos, órgãos, sangue, e muitos outros. Como uma consequência disso, os biomateriais tem que ter ajustes muito críticos para cada necessidade, diferenciando-se largamente para cada aplicação em particular. Desta maneira, a produção de biomateriais encontra um grande número de problemas relacionados com estrutura química e física do produto que, em adição, tem que satisfazer uma boa resistência mecânica, resistência ao meio, entre outros [8].

2.1 TOXICIDADE

O termo citotoxicidade significa causar efeitos tóxicos (morte, alterações na permeabilidade da membrana celular, inibição enzimática, entre outros) em nível celular. Um material tóxico é definido como um material que libera um elemento ou composto químico em quantidade suficiente para matar células, tanto direto quanto indiretamente, através da inibição de caminhos metabólicos-chave.

Um biomaterial não deve ser tóxico a menos que seja especificamente desenvolvido para esta finalidade (exemplo uma “smart bomb” sistema de liberação de medicamentos que procura células cancerosas e as destrói). Desde que a necessidade de não toxicidade é normal, a toxicologia voltada para biomateriais tem evoluído para uma ciência sofisticada. Ela lida com substâncias que saem dos biomateriais [9].

2.2 BIOCOMPATIBILIDADE

Biocompatibilidade é definida como “a habilidade de um material cumprir, com uma resposta apropriada, uma aplicação específica” [10].

Biocompatibilidade também se refere à compatibilidade entre um determinado material e o meio biológico no qual ele deve permanecer. Infelizmente, o número de variáveis que afetam essa característica é enorme, o que torna bastante difícil a sua definição e medida [1].

Como a biocompatibilidade depende das interações entre o implante e os tecidos adjacentes e vários fatores que podem variar de um indivíduo para o outro e mesmo, de uma região para outra do corpo de um mesmo indivíduo, pode-se perceber que não se pode afirmar, de uma maneira genérica, que um determinado material é biocompatível.

Larry Hench (professor e pesquisador da Universidade da Flórida, USA) propôs que a biocompatibilidade de um material para implante fosse considerada ótima quando ela promovesse a formação de tecido normal na sua superfície e além disso viesse a estabelecer com o meio biológico adjacente uma interface contígua capaz de suportar as cargas normais ao local do implante [1].

2.1.1 Testes necessários para conhecer a biocompatibilidade de um material

O teste de citotoxicidade representa a fase inicial do teste de biocompatibilidade de um material com potencial para aplicações médicas, sendo utilizados em uma pré-seleção para detectar se o material em questão provoca morte das células ou outros efeitos negativos nas funções celulares.

Utilizam técnicas *in vitro* para identificar efeitos adversos que os biomateriais ou os dispositivos médicos em potencial possam acarretar às células, de maneira a torná-los impróprios para uso como tal. Para ser aprovado num teste de citotoxicidade *in vitro*, um material não deve causar a morte das células nem afetar suas funções celulares.

Existem dois tipos de testes *in vitro*: métodos de contato direto e métodos de contato indireto. No primeiro, as células são colocadas em contato com o material em teste, sendo normalmente semeadas na forma de uma suspensão celular sobre o material. Já os métodos de contato indireto podem ser divididos em dois tipos: aqueles em que o material a ser testado é separado das células por uma barreira de difusão (ágar ou agarose) e o segundo tipo no qual substâncias são extraídas do material a ser testado, através de um solvente e colocada em contato com as células ^[11].

3 TIPOS DE MATERIAIS USADOS PARA IMPLANTES

Pode-se considerar que a classificação destes materiais se divide em materiais metálicos, poliméricos, cerâmicos e compósitos ^[12].

Os metais têm sido usados de várias formas como implantes. A biocompatibilidade dos implantes metálicos é de considerável preocupação porque eles podem corroer no ambiente hostil do corpo. A consequência da corrosão é perda de

material, o que vai enfraquecer o implante, e provavelmente o mais importante, os produtos da corrosão irão escapar nos tecidos resultando em efeitos indesejados.

Recentemente, os materiais cerâmicos têm recebido grande atenção como candidatos para implantes porque eles possuem uma grande quantidade de características desejadas para certas aplicações. Os cerâmicos têm sido bastante usados pelos dentistas para fabricar coroas dentárias em função da sua inércia com os fluidos corpóreos, alta resistência a compressão e boa aparência estética.

Os materiais poliméricos tem uma grande variedade de aplicações para implantação porque eles podem ser, facilmente, fabricados em muitas formas: fibras, tecidos, filmes, barras e líquidos viscosos. Os polímeros, exibem uma certa semelhança com componentes dos tecidos poliméricos naturais como o colágeno. Em alguns casos, é possível conseguir uma ligação entre os polímeros sintéticos e os tecidos poliméricos naturais.

Os materiais compósitos oferecem muitas vantagens em comparação com os materiais homogêneos. Entretanto, no contexto de biomaterial, é importante que cada constituinte do compósito seja biocompatível, e que a interface entre os constituintes não seja degradável no interior do corpo ^[12].

4 IMPLANTES METÁLICOS

Um grande número de metais e ligas têm provado serem satisfatórios como material para implante, durante muitos anos de aplicação cirúrgica. Eles são especificados como materiais para implantes pelas normas da Sociedade Americana para Testes e Materiais (ASTM) e as da Organização Internacional para Normatização (ISO) e por outras normas nacionais. Esses materiais possuem resistência a corrosão e

são bem aceitos pelos tecidos do corpo (biocompatível), ou seja, satisfazem dois requerimentos básicos para implantes. Essas duas propriedades são, geralmente, relacionadas porque quanto menos substâncias o material liberar, melhor será a aceitação do material pelo tecido.

Resistência a fadiga é outra necessidade importante para implantes, mas o carregamento crítico é diferente para os vários tipos de implantes e aplicações. As propriedades mecânicas necessárias para implantes também variam e dependem da forma do implante e a aplicação^[13].

Do ponto de vista de resistência mecânica, em decorrência das distintas solicitações de um implante ósseo, até o momento não conseguiu-se desenvolver um material que supere ou ao menos se iguale às ligas metálicas de grau cirúrgico^[14].

5 AÇO INOXIDÁVEL

Uma das teorias afirma que o aço inoxidável foi descoberto em 1904 por Leon Guillet. O uso do aço inoxidável em aplicações cirúrgicas começou em 1926 quando Strauss patenteou o aço inoxidável 18Cr-8Ni contendo 2-4% de molibdênio e uma pequena percentagem de carbono, tendo resistência a corrosão suficiente para implantação no corpo humano. O responsável por essa resistência é o cromo que adicionado ao aço em uma proporção acima de 11% em peso tem habilidade de produzir uma fina camada aderente de óxidos na superfície do aço inoxidável que efetivamente o protege ou o passiva em muitos meios corrosivos^[15]. A destruição da película num determinado ponto pode conduzir a rápida corrosão da peça por um dos seguintes tipos de corrosão: por pites, por frestas, intergranular e sob tensão^[16].

Segundo a norma ASTM F138, o aço inoxidável para implantes deve ter estrutura austenítica pois esta estrutura oferece maior resistência a corrosão. Ela pode ser obtida pela adição do níquel que estabiliza a estrutura cúbica de face centrada do ferro e expande o campo da fase austenítica e torna a austenita estável até temperaturas abaixo da ambiente.

Esse tipo de aço é chamado de aço inoxidável austenítico. Ele não é endurecível por tratamento térmico mas pode ser endurecido por trabalho a frio. Esse grupo de aço inoxidável é não-magnético. O aço inoxidável, passivado ao ar, tem sua passividade destruída por íons cloretos em pontos ou áreas localizados, provocando a corrosão por pites nesses pontos ^[17] que é um tipo de corrosão extraordinariamente localizada, pela qual, em determinados pontos da superfície no material, o meio agressivo consegue quebrar o filme passivo para depois progredir em profundidade. O crescimento dos pites se dá em um processo autocatalítico e, embora a perda da massa possa ser às vezes insignificante, gera uma forma de corrosão extremamente insidiosa, já que muitas vezes um pite é suficiente para deixar um equipamento fora de serviço ^[18]. Por esse motivo é preciso aumentar a resistência do aço inoxidável a esse tipo de corrosão, em soluções salinas, para isso adiciona-se molibdênio como elemento de liga ao aço inoxidável ^[12]. A presença de molibdênio permite a formação de uma camada passiva mais resistente ^[18].

Atualmente, o aço inoxidável é o material mais freqüentemente utilizado para fixação interna. Sua biocompatibilidade foi provada por décadas de implantação humana com êxito. Além disso, demonstra uma boa combinação de resistência mecânica, ductilidade, custo efetivo e facilidade de fabricação. O seu uso em cirurgias ortopédicas abriu uma vasta faixa de novas possibilidades no tratamento de fraturas ^[6].

5.1 MICROESTRUTURA

De acordo com a norma NBR ISO 5832-1, implantes de aço inoxidável devem conter uma única fase de microestrutura austenítica. As normas para implantes especificam que a microestrutura não deve conter ferrita delta quando examinada com 100 x de ampliação. Ferrita delta é uma fase secundária inaceitável em implantes de aço inoxidável por causa da menor resistência a corrosão quando comparada a matriz austenítica. Além disso, ferrita delta é ferro-magnética e aumenta a permeabilidade magnética do aço inoxidável.

Implantes com formato de barra, arame, chapa e tira devem ter um tamanho de grão 5 ou mais fino. O tamanho de grão se torna menor com o aumento do número de tamanho. Um grão fino é desejável para oferecer uma boa combinação de propriedades de tensão e fadiga. A figura 1 mostra uma microestrutura transversal do implante de aço inoxidável trabalho a frio com um tamanho de grão de 6,5 ^[6].

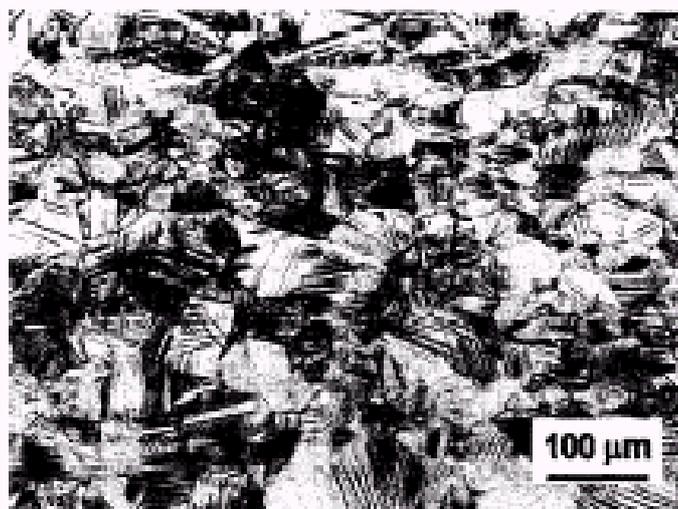


Figura 1. Microestrutura transversal do aço inoxidável (ISO 5832-1) trabalho a frio ^[6].

5.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS

Quanto a compatibilidade mecânica, é necessário que as propriedades mecânicas não mudem durante um período prolongado de uso. Propriedades mecânicas importantes incluem resistência mecânica, ductilidade, desgaste e corrosão-fadiga [20].

As propriedades mecânicas das barras, fios e chapas de aço inoxidável para implantes. O material recozido apresenta menor resistência mecânica. Essa condição geralmente é preferida para a manufatura de fio “cerclage” e chapas de reconstrução onde uma baixa resistência é satisfatória mas é preciso um máximo de ductilidade para adaptação da forma [6]. Certos aços inoxidáveis austeníticos, podem desenvolver maior resistência e dureza por meio de trabalho a frio. Por isso, esses aços apresentam uma maior resistência e são usados para fabricar parafusos e chapas para ossos, entre outros.

5.3 RESISTÊNCIA A FADIGA

Fadiga é a ruptura de componentes, sob uma carga bem inferior à carga máxima suportada pelo material, devido a solicitações cíclicas.

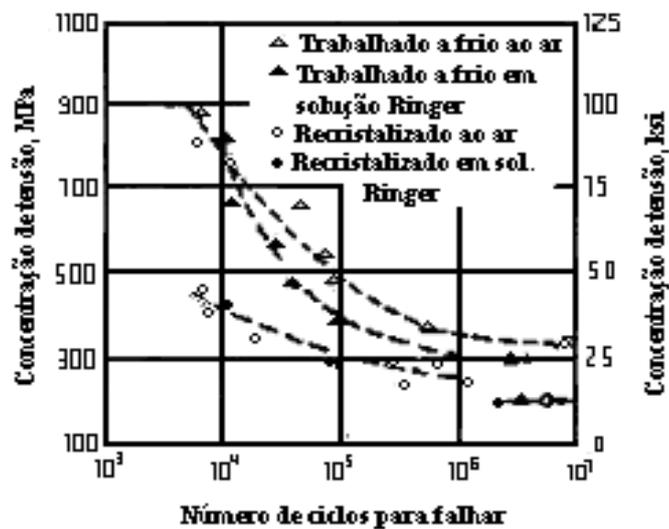
A ruptura por fadiga começa a partir de uma trinca (nucleação) ou pequena falha superficial, que se propaga ampliando seu tamanho, devido às solicitações cíclicas. Quando a trinca aumenta de tamanho, o suficiente para que o restante do material não suporte mais o esforço que está sendo aplicado, a peça se rompe repentinamente.

Os resultados do ensaio de fadiga geralmente são apresentados numa curva tensão-número de ciclos, ou simplesmente curva S-N. O S vem da palavra inglesa stress, que quer dizer tensão, e N representa o número de ciclos [21].

Pode-se observar na figura 2, a curva de fadiga S-N para aços recristalizados e trabalhados a frio. A figura 2(a) mostra os testes de flexão rotativa que foram realizados em corpos de prova planos ao ar e em solução Ringer (uma solução de 0,9% de cloreto de sódio que contém aproximadamente a mesma concentração de íons Cl^- que os fluidos do corpo).

No estado recozido, a resistência a fadiga não foi afetada pela solução Ringer. Nos corpos de prova trabalhados a frio a resistência a fadiga, na faixa alta de ciclos, é reduzida na solução Ringer. Corrosão, no sentido usual, entretanto, não ocorre, porque, morfologicamente, nenhum sinal de corrosão foi detectado pelo microscópio óptico e pelo microscópio eletrônico de varredura. A solução Ringer parece acelerar os estágios individuais de fadiga.

(a)



(b)

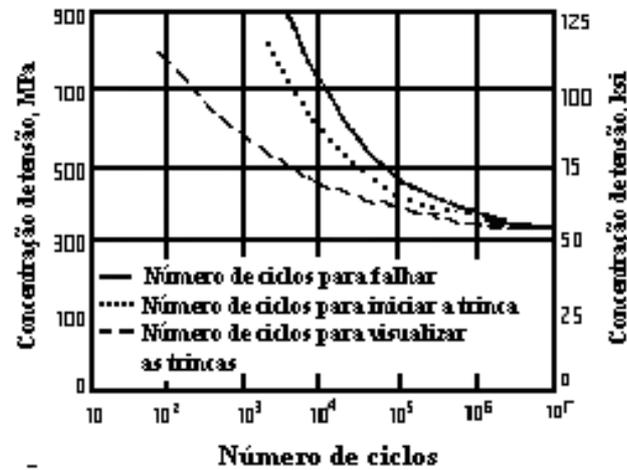


Figura 2. Curva de fadiga do aço inoxidável usado como material para implante testado em modo flexionado. (a) Curva S-N para aço inoxidável trabalhado a frio e para o recozido que foram testados ao ar e em solução Ringer aerada. (b) Curva de fadiga em função do número de ciclos para ruptura para aço inoxidável trabalhado a frio que foi testado ao ar. As outras duas curvas mostram o número de ciclos para iniciar o sistema de escorregamento e o número de ciclos para iniciar a trinca ^[13].

Em implantes recuperados, entretanto, tem sido observado que corrosão em superfícies fraturadas por fadiga podem ocorrer posteriormente quando há fendas ou frestas na região da fratura. Tais estruturas de corrosão podem ser observadas localmente. Nas áreas de transições é possível observar “estrias” de fadiga sobrepostas por corrosão por pite ^[13].

5.4 RESISTÊNCIA A CORROSÃO

As próteses ortopédicas têm uso prolongado e sofrem com o meio altamente agressivo que constitui o organismo humano, cujos fluidos, ricos em cloretos de sódio, estimulam a corrosão ^[22].

As conseqüências clínicas da corrosão de implantes são bem conhecidas, por exemplo, liberação de solutos. O produto da corrosão, no lugar do implante, pode causar mudanças na histologia (estrutura microscópica normal de tecidos) do tecido local tanto por efeitos tóxicos diretos quanto por uma hipersensibilidade local. Níquel, cobalto e cromo, tanto na forma elementar quanto combinados, são conhecidos como causadores de alergias. Essa resposta biológica contrária do tecido nas proximidades do implante pode por exemplo, pode causar a perda de uma parte de uma articulação implantada e ocasionar uma cirurgia de revisão do já mencionado implante ortopédico ^[23]. Por essas e outras razões, os materiais para implante precisam ter uma boa resistência a corrosão.

O aço inoxidável usado para implantes tem maior potencial de proteção contra corrosão por pite do que outros tipos de aços inoxidáveis por causa do seu baixo teor de carbono e alto teor de cromo ^[24]. Além disso, a adição de molibdênio em teores acima de 2% eleva a resistência à corrosão localizada para meios mais agressivos ^[16].

Nos aços inoxidáveis do tipo 316 de alto carbono, tem sido observado, depois de prolongado aquecimento na faixa de temperatura de sensibilização (400 - 650°C) ou resfriamento lento nesta faixa de temperatura, a formação de carbonetos de cromo nos aços contendo molibdênio (tipos 316 e 316L) ^[25]. Esses carbonetos tendem a precipitar no contorno de grão onde irão destruir a passividade do aço ^[17] e causar um efeito adverso na resistência à corrosão intergranular por causa da alta concentração de cromo no contorno. A baixa concentração de cromo na vizinhança destes carbonetos pode promover aumento do ataque por corrosão ^[6]. Reduções nos teores de carbono podem reduzir a cinética da reação de precipitação (sensibilização).

6 TENDÊNCIA DO AÇO INOXIDÁVEL PARA IMPLANTE

Atualmente, o aço inoxidável usado para implantes contém entre 13 e 16%, em peso, de níquel, embora os íons deste metal causem, comumente, alergia. Pessoas que tem sensibilidade podem apresentar significantes reações alérgicas quando os implantes de aço inoxidável liberam níquel.

Por isso, recentemente, foi desenvolvido um implante de aço inoxidável com alto teor de nitrogênio que combina os benefícios das excelentes propriedades mecânicas, que são claramente melhores que as do atual implante padrão de aço inoxidável, e a menor quantidade de níquel que poderia causar reações alérgicas. Além disso, esse aço inoxidável é muito resistente à corrosão por causa do seu alto teor de cromo, molibdênio e nitrogênio.

Duas diferentes composições de aço inoxidável com alto teor de nitrogênio, foram desenvolvidas, para serem utilizadas em implantes. Ambas têm alta percentagem de manganês, o qual é necessário para aumentar a solubilidade do nitrogênio que substitui o níquel nestes aços inoxidáveis ^[6]. Este elemento causa aumento das resistências à corrosão por pite e à corrosão sob tensão e inibe a corrosão intergranular (sensitização). Causa também aumento nas resistências à fluência e à fadiga, além de aumentar os limites de escoamento e de resistência. Tem forte efeito estabilizador da austenita, dificultando a formação de martensitas, tanto as induzidas por deformação como as formadas durante o resfriamento, previne a formação de fases magnéticas secundárias, além de apresentar menor custo que o níquel, que é o elemento estabilizador da austenita, tradicionalmente usado ^[26].

Embora, estes aços ainda estejam em fase de estudo, as propriedades de biocompatibilidade parecem ser satisfatórias, em relação a implantes cirúrgicos usados atualmente.

Os aços inoxidáveis com alto teor de nitrogênio, geralmente, apresentam boas propriedades mecânicas. No estado recozido, a resistência é muito maior que a do implante de aço inoxidável convencional embora a ductilidade esteja na mesma faixa [6].

7 CONCLUSÃO

Há diversas situações em que um paciente perde uma função do seu corpo e por isso é necessário implantar uma prótese neste indivíduo para que este tenha possibilidade de desempenhar suas atividades corriqueiras sem maiores dificuldades. Cada situação requer do biomaterial implantado diferentes propriedades e uma que muitas vezes é ideal em certa situação pode ser prejudicial em outra. Como por exemplo, membranas de válvulas cardíacas as quais têm que ser flexíveis enquanto que uma prótese de quadril tem que ser rígida.

Observando as características necessárias para implantes ortopédicos, verificou-se que os materiais metálicos são os que oferecem as melhores propriedades para esta aplicação devido sua boa resistência mecânica. Porém, é necessário certa cautela, pois a maioria dos metais não possui suficiente resistência ao ambiente agressivo do corpo humano, liberando produtos que poderão causar danos ao paciente ou resultar na retirada da prótese implantada.

Como visto neste estudo, o aço inoxidável é um dos metais que possui suficiente resistência à corrosão em contato com os fluidos corpóreos, porém é um material que exige certos cuidados ao ser manuseado pois, qualquer risco na superfície da prótese

poderia danificar a película protetora do aço, prejudicando, assim, sua resistência a corrosão. Além disso, ele possui baixo custo, boas propriedades mecânicas, boa resistência a fadiga e boas propriedades de biocompatibilidade, o que faz com que este material seja bastante utilizado.

Apesar do aço inoxidável ser bastante resistente aos fluidos do organismo humano, atualmente, um novo tipo de aço inoxidável está sendo desenvolvido. Este aço possui alto teor de nitrogênio, elemento altamente austenitizador, na sua constituição o que possibilita a redução do teor de níquel, minimizando, assim, o risco de rejeição do implante pelo corpo, pois este é um elemento muito conhecido por causar reações alérgicas, quando liberado no organismo, em um número apreciável de pessoas. Esse novo aço representa uma tendência para implantes de aço inoxidável pois pesquisas vêm comprovando que ele possui melhor resistência à corrosão, boa compatibilidade e melhores propriedades mecânicas em relação ao aço inoxidável usado atualmente.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BOSHI, A.O. O que é necessário para que um material possa ser considerado um biomaterial? Encontro Nacional de Biomateriais, 2., 1993, São Paulo. *Resumos...* São Paulo: IPEN-CNEN/SP, 1996.
2. PASCHOAL, A. L. *Biomateriais*. São Carlos: Departamento de engenharia de materiais, aeronáutica e automobilismo. Disponível em: <http://www.alpaschoal.kit.net/biomateriais/pag_21664_001.html> Acesso em 27. agosto 2002.

3. NETO, J.R.; DUARTE, L. R. *Estudo de correntes induzidas em implantes metálicos*. In: CBECIMAT - Congresso brasileiro de engenharia e ciência dos materiais, 3., 1978, Rio de Janeiro. Anais... Rio de Janeiro: UFRJ, 1978.
4. BIEHL, V.; BREME, J. *Metallic biomaterials*. Alemanha: Univ Saarland. Disponível em: <http://www.webofscience.com/CIW.cgi?Pb2M56XBYCAAADTwPA4_CB428228_Pb2M5...> Acesso em 28. Outubro 2002.
5. PASCHOAL, A. L. O nitreto de titânio: uma alternativa contra a corrosão de metais implantáveis. *Primeira Página*, São Carlos, p. D7, 4. jun. 2000.
6. DISEGI, J.A.; ESCHBACH, L. Sainless steel in bone surgery. *Revista Injury-international journal of the care of the injured*, v. 31, p. D2-6, 2000.
7. BURNY, F.; DONKERWOLDKE, M.; MUSTER, D. Biomaterials education: a challenge for medicine and industry in the late 1990s. *Revista Materials science and engineering*, [s.l.], V. A199, p. 53-59, 1995
8. CHAPIRO, A. Radiation chemistry in the field of biomaterials. *Revista Radiation Physics Chemistry*, Britain, V. 46, n. 2, p. 159-160, 1995.
9. *BIOMATERIALS Science – An introduction to materials in medicine*. San Diego: Academic Press, Inc, 1996. p. 1-41.
10. LEMONS, J. E. Ceramics: past, present, and future. *Revista Bone*, [s.l.], V. 19, n. 1, p. 121S-122S, 1996.
11. MALMONGE, S. N. Avaliação da citotoxicidade de hidrogéis de polihema: um estudo in vitro. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, Rio de Janeiro, V. 15, n. 1-2, p. 49-54, 1999.
12. PARK, J.B.; LAKES, R. S. *Biomaterials - an introduction*. 2. ed. New York: Plenum Press, 1992, 394 p.

13. METALS Handbook. v. 11, 9. ed. Metals Park Ohio: American Society for Metals (ASM), 1980, p. 670-694.
14. RIGO, E. C. S. *et al.* Implantes recobertos com hidroxiapatita. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, Rio de Janeiro, V. 15, n. 1-2, p. 21-29, 1999.
15. KRAUSS, G.; Steels: Heat treatment and processing principles. Metals Park: ASM, 1995, 497p.
16. TEBECHERANI, C. T. P., *Aços inoxidáveis*, S.L. Disponível em: http://www.pipesystem.com.br/Artigos_Tecnicos/Aco_Inox/body_aco_inox.html >. Acesso em 15. maio. 2003.
17. GENTIL, V. Corrosão. 3. ed. Rio de Janeiro: LTC Editora, 1996, p. 1.
18. FICHA técnica – a família dos aços inoxidáveis. São Paulo: Qualinox. Disponível em: http://www.qualinox.com.br/ficha_acos.htm > Acesso em 15. Julho 2003.
19. ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Rio de Janeiro. Apresentação e citação de documentos: NBR ISO 5832-1. Rio de Janeiro, 1999.
20. OKAZAKI, Y. Effect of friction on anodic polarization properties of metallic biomaterials. *Revista Biomaterials*, V. 23, p. 2071-2077, 2002
21. Ensaio de fadiga. S.l. Disponível em: http://www.bibvirt.futuro.usp.br/textos/tem_outros/cursprofissionalizante/tc2000/ensaios/ensa15.pdf. Acesso em 02. Setembro. 2003
22. O RISCO das próteses: a ferrugem que ataca dentro do corpo. São Paulo: Laboratório de Pesquisa em Ensino de Química. Disponível em: http://quimica.fe.usp.br/graduacao/edm431e2/material98/alexandra/corrosao_oculita.htm > Acesso em 11. Setembro. 2002.

23. RECLARU, L. *et. al.* Corrosion behavior of a welded stainless steel orthopedic implant. *Revista Biomaterials*, [s.l.], v. 22, p. 269-279, 2001.
24. LEI, M.K.; ZHU, X.M. In vitro corrosion resistance of plasma source ion nitrided austenitic stainless steel. *Revista Biomaterials*, [s.l.], V. 22, p. 641-647, 2001.
25. PECKNER, D.; BERNSTEIN, I. M., Handbook of Stainless Steels, 1. ed., USA: Mc Graw-Hill, Inc., 1977, p. 4-7 e 4-45.
26. MACHADO, I. F.; PADILHA, A. F. Os aços inoxidáveis contendo alto nitrogênio. *Revista metal mecânica*, São Paulo, n. 39, p. 78, 2001/2002.