Copyright 2008, ABRACO
Trabalho apresentado durante o INTERCORR 2008, em Recife/PE, no mês de maio de 2008.
As informações e opiniões contidas neste trabalho são de exclusiva responsabilidade do(s) autor(es).

Avaliação de correlações entre processos de corrosão e biocompatibilidade de ligas Níquel-Titânio.

Leila Bucci dos Santos, José A.C Ponciano [2], Fernando Costa e Silva[3]

Abstract

The NiTi alloy has special mechanical properties favoring its use in Medicine and Odonthology. But, a major concern and possible limitation is the high concentration level of Ni (50%), which may lead to corrosion of the alloy and the release of this material into the organism, as demonstrated by previous studies. Ni may be very aggressive and prejudicial to the patient`s health causing allergic reactions (type IV). Corrosion may also provoke mechanical failures risking the patient and the treatment. The aim of this work is to study how modifications in the surface rugosity of the alloy affect the corrosion resistance and the interactive response of the adjacent tissues. **Conclusion**: It is possible to achieve a slipper surface due to the proposed electrolytic polishing technic. The reduction of the surface rugosity leads to a lower corrosion resistance, but the cellular adhesion to the material also decreases. This dichotomy between lower cellular adhesion and a weaker corrosion resistance is a relevant factor to be considered in biocompatibility evaluations of Nickel-Titanium.

Key words: corrosion, biocompatibility, cellular adhesion, electrolytical polishing.

Resumo

A liga de NiTi apresenta propriedades mecânicas muito especiais que favorecem a sua aplicação em Odontologia e Medicina. Contudo o alto teor de Ni (50%) é uma preocupação, pois trabalhos anteriores constatam a possibilidade de corrosão da liga com conseqüente liberação deste elemento. O níquel pode ser prejudicial à saúde do paciente sensível, possibilitando o aparecimento de reação alérgica do tipo IV. A corrosão pode ainda propiciar falha mecânica do material, colocando o paciente e o tratamento em risco. Objetivou-se neste trabalho verificar a correlação entre o acabamento superficial da liga de NiTi, com a resistência a corrosão e adesão das células ósseas ao material. **Conclusão:** É possível obter superfície mais lisa com a técnica proposta de acabamento eletrolítico. A redução da rugosidade da superfície diminui a taxa de corrosão, contudo diminui também a taxa de adesão celular ao material. Esta aparente dicotomia entre menor adesão celular e menor resistência à corrosão é um fator relevante a ser considerado nas avaliações de biocompatibilidade do níquel-titânio, principalmente quando a osteointegração é um fator importante na aplicação da liga.

Palavras-chave: corrosão, biocompatibilidade, adesão celular, acabamento eletrolítico.

1C. Dentista, Mestre e doutoranda em Engenharia de Metalúrgica e de Materiais – COPPE/UFRJ
2 Prof. Doutor em Engenharia Metalúrgica e de Materiais – COPPE/UFRJ
3 Prof. Doutor em Biofísica – BIOF/UFRJ

1- INTRODUÇÃO

Graças ao avanço da medicina, a atual sociedade tem verificado o fenômeno da longevidade. Contudo esta longevidade determina conseqüências nem sempre benéficas, pois a “máquina” humana possui limitações, que com o aumento da expectativa de vida afloram surpreendentemente. Enquanto se desenvolve medicamentos e técnicas que favorecem esta melhora de vida, em quantidade, a mesma ciência desenvolve novos materiais para tratamentos de doenças específicas, efeitos trazidos com a idade ou atenuação dos efeitos de acidentes com traumas. Um exemplo são as próteses que têm possibilitado uma melhoria da qualidade de vida e restauração ainda que parcial de funções necessárias a uma vida com qualidade. Estas próteses são ortopédicas, cardiovasculares, odontológicas e em, alguns casos, próteses com finalidade meramente estética, cujo efeito benéfico de reparação de uma condição física nem sempre é maior do que a própria reparação emocional. Como parte neste progresso científico–tecnológico da medicina e da engenharia, deste os anos 70 as ligas Níquel-titânio, conhecido também como NITINOL, são utilizadas como biomaterial. Sua introdução foi feita inicialmente na odontologia, no campo da especialidade da ortodontia, desenvolvida por um pesquisador norte-americano, W.J. Buehler, da Naval Ordenance in Silver Springs, Maryland.[1] Recentemente, com o avanço e o aumento da aplicação da liga de NiTi como biomaterial, estudos têm sido propostos para avaliar a estabilidade da liga em meios líquidos corpóreos, seja saliva, ou meio extracelular de células ósseas.[2]

A elevada elasticidade do NiTi torna-o interessante para aplicações biomédicas, e em especial para implantes ortopédicos. Contudo a alta percentagem de Ni em sua composição é uma preocupação. As pesquisas que qualificam a reação do tecido em contato com o material do implante são muito importantes, para que se possam avaliar os efeitos desta interação material x tecido. [3,4,5,6]

Além dos benefícios humanos no âmbito da medicina, as próteses metálicas movimentam recursos financeiros ao longo de todo o mundo, constituindo-se um mercado promissor. No Brasil, o setor de produtos médicos foi responsável no ano de 2000 pelo emprego de 37.500 vagas na área, movimentando em um ano a uma renda de US$ 3 bilhões. O Brasil se encontra em 7º lugar dos países, movimentando milhões em dólares em cirurgias de próteses. As falhas nas próteses decorrentes de falhas mecânicas ou de falhas por interações teciduais vêem sendo estudadas, pois estas podem gerar aumento no custo das cirurgias de implantes gerando inclusive custo maior as empresas privadas de saúde como aos cofres públicos. Em 2005 foram gastos pelo SUS (Sistema Único de Saúde) R$ 103 milhões com implantes ortopédicos, segundo informações obtidas no Portal do site do próprio SUS. São fios e barras de fixação para síntese tecidual, próteses de coluna vertebral, bem como próteses de cerâmicas.

Este trabalho tem por objetivo fazer uma revisão de literatura em artigos e livros que permitirá ao leitor, entender algumas aplicações do NiTi na medicina e odontologia evidenciar a resistência à corrosão e as possibilidades de modificações da superfície, com a finalidade de melhorar a resistência à corrosão e adequar a superfície para melhor interação tecidual.

2- REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Metalurgia do NiTi

A liga do sistema NiTi apresenta balanço estequiométrico de 1:1 de Ni e Ti, densidade nominal de 6.45 a 6.53 g/cm^3.[10] Apresenta ainda alto ponto de fusão e considerável resistência à corrosão. A memória de forma termo-ativada e a excelente resiliência tornam a liga adequada para algumas aplicações biomédicas específicas. A resiliência do NiTi possibilita a deformação da liga em até 8% sem que com isto entre no regime plástico.[1] O aço por exemplo, apresenta elasticidade no limite elástico de 0.2%, uma resiliência significativamente inferior ao NiTi.[7] Na literatura se verifica que a resiliência da liga NiTi é obtida pela capacidade de modificação cristalográfica. Esta modificação cristalográfica pode ser induzida por tensão sobre a liga (superelasticidade) ou por modificação de temperatura (memória termo-ativada). Em temperaturas maiores o NiTi, se apresenta como uma Austenita estável. Em temperaturas mais baixas apresenta-se como Martensita.[8] Pode-se dizer que a capacidade de modificação de fase seria uma modificação sólida-sólida, não difusional, microscopicamente resultando no que se chama de transformação de fases **austenita – martensita**. O NiTi é muito sensível a proporção NiTi, assim como ao tratamento térmico, sendo possível controlar a elasticidade da liga o que propicia excelente chance de aplicabilidade. O NiTI chamado superelástico, apresenta a capacidade de se deformar ainda à temperatura ambiente por tensão. Apresentam 49,0 a 49,4 at% de titânio, enquanto que as ligas que apresentam a capacidade de modificação cristalográfica por mudança de temperatura apresentam a proporção de 49,7 a 50,7at% de titânio. Quanto ao tratamento térmico verifica-se ainda na literatura que se a liga for submetida a temperatura de 500°C, por um período que varie de 5 minutos a 2 horas, apresentará diferenças consideráveis no nível de superelasticidade para uma mesma composição química da liga. Submetido a uma temperatura acima de 600°C, por exemplo, poderá ter a superelasticidade perdida. [9]

O diagrama de fases mostrado na figura 1, descreve o sistema níquel-titânio, podendo-se observar que o sistema tende a ser monofásico quando na proporção equiatômica. Uma vez diminuindo a proporção do níquel tem-se uma fase NiTi e uma segunda fase rica em titânio (Ti_2Ni) e quando se aumenta a proporção de níquel , observa-se uma fase NiTi mais uma fase rica em Níquel ($TiNi_3$). Uma critica apresentada ao diagrama de fases, é o de não apresentar o NiTi em temperaturas menores do que a de 600^{0}C [10]

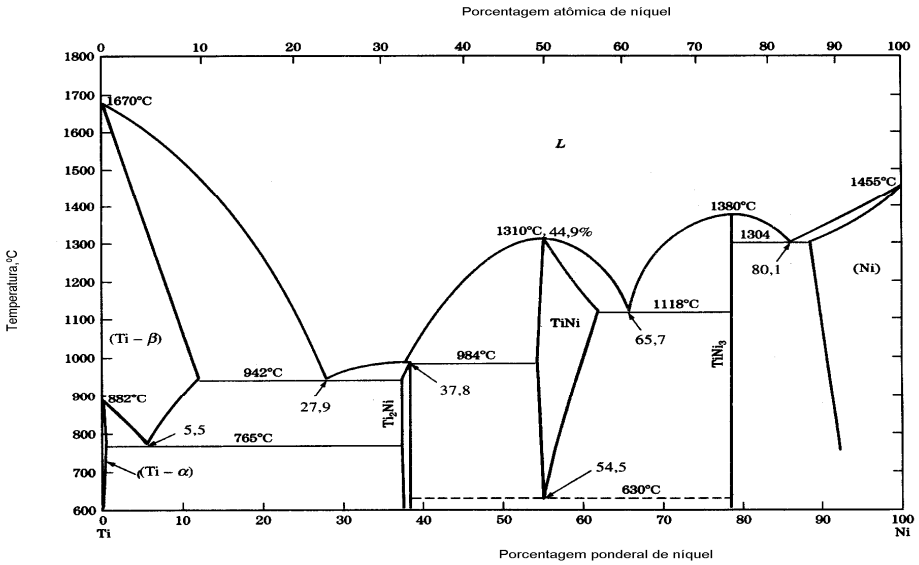

Figura 1- Diagrama de fases do sistema binário da liga níquel-titânio. (21)

2.2- Aplicação clínica

A primeira aplicação da liga como biomaterial, ocorreu na odontologia, especificamente na especialidade de ortodontia. A liga foi conformada em fios sob forma de parábolas, similar ao formato da arcada dentária. (1) O fio ortodôntico é ligado ao dente por dispositivos próprios chamados de braquetes. Na figura 2 verifica-se o desenho esquemático do alinhamento e nivelamento dentário obtido pelo uso da liga de NiTi no tratamento ortodôntico. Quando os dentes ainda estão desalinhados (2.a), o fio ortodôntico em NiTi é deformado para alcançar todos os elementos dentários, conforme haja a resposta biológica de remodelação do osso (2.b) estas forças são liberadas de maneira gradativa e contínua, movimentando os dentes para a posição desejada (2.c).

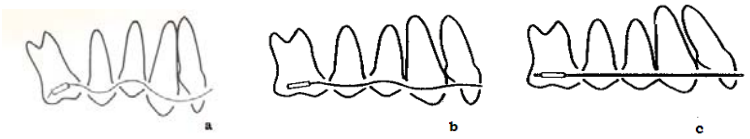

Figura 2- Desenho esquemático de alinhamento e nivelmanto do arco dentário, utilizando fios ortodônticos de NiTi. (11)

No decorrer dos anos liga de NiTi demonstrou ser interessante para aplicações também como implantes ortopédicos (12) e não somente externo na cavidade bucal como fio ortodôntico.(11) Desde o ano de 2002 autores descrevem-na como material interessante para aplicação como próteses ortopédicas (12). Quando comparada com outras ligas de uso cirúrgico-ortopédico, verifica-se que o NiTi possui elasticidade compatível com a resposta mecânica do osso (figura 3). O módulo de elasticidade do osso no sentido longitudinal é 20.0 Gpa., compatível com o módulo de elasticidade do NiTi que é de 28.4 Gpa.(12,13,14)

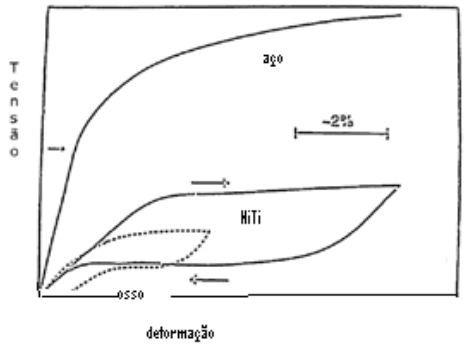

Figura 3- Diagrama de tensão deformação, comparando a elasticidade do osso, da liga de NiTi, e do aço inoxidável utilizado para confecção de implante ortopédico.(12)

Qualquer tipo de falha que possa ocorrer com o material implantado, é muito preocupante. Por mais simples que o ato cirúrgico possa parecer, na verdade é sempre uma grande preocupação, pois são muitas as possibilidades de efeitos adversos. Portanto, não se pode ver com simplicidade uma falha no material implantado, cabendo a engenharia o cuidado no desenvolvimento de materiais seguros. Associado a tudo isto, o tempo que o paciente fica inativo, sem trabalhar, e o próprio custo da cirurgia, são fatores a serem controlados, com uma aplicação adequada de um material também adequado. Na figura 4, verifica-se a fotografia de uma barra de osteossíntese utilizada para fixar os ossos fraturados até o completo restabelecimento do paciente. (15)

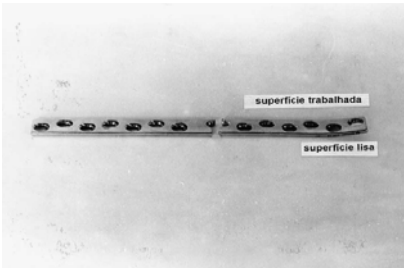

Figura 4- Haste de aço inoxidável, usada em osteossíntese. A haste sofreu fratura ocasionada por fadiga mecânica (15)

A literatura apresenta outras formas de aplicação do NiTi . Fios agulhados em NiTi desenvolvidos para localizar tumores em regiões difíceis tornando a cirurgia menos invasiva (15) Desde então os fios de sutura foram evoluindo para diversas outras aplicações, como a anastomose de vasos sangüíneos pequenos (figura 5). A propriedade de memória de forma associada à perfeita colocação produz a aproximação atraumática do tecido. Quando comparada à técnica convencional de sutura de anastomose, verifica-se que essa requer um profissional e um assistente pra fazer a sutura, necessitando também de manobras manuais que exigem um certo tensionamento do fio de sutura convencional e ao final sendo necessário fazer nós. Dependendo da localização da sutura com fios convencionais o procedimento se torna difícil e demorado.(16)

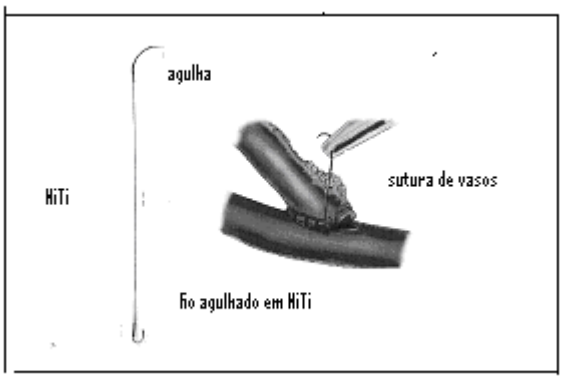

Figura 5- Demonstração esquemática da técnica de sutura de anastomose, utilizando fios de NiTi com memória de forma. (16)

Nas desobstruções de condutos biliares, uretrais, veias e artérias, têm sido utilizado o NiTi. Vershurr et al (2006) cita a utilização de Stents de NiTi em pacientes com severas obstruções ocasionadas por câncer de esôfago. Da mesma maneira, os stents cardiovasculares têm apresentado excelentes resultados nos tratamentos de obstruções de artérias, as angioplastias, com a finalidade de permear a passagem sangüínea, eliminando os êmbolos formados por placas de gorduras ou por agregação de células (plaquetas) com a administração concomitante de medicamentos (figura 6). (16)

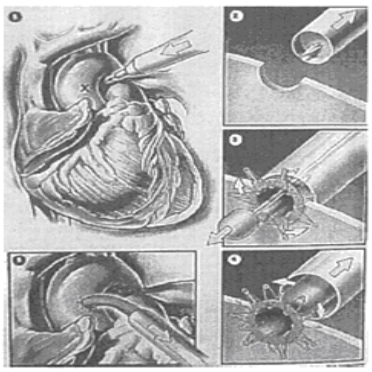

Figura 6 - Desenho esquemático de introdução de stent em artéria com obstrução. Observar que o objetivo é que ele se abra no interior da artéria, permitindo a abertura e estabilizando o fluxo sangüíneo. (16)

2.3 - Corrosão e Interação Material x Tecido.

A aplicação do NiTi como biomaterial é uma realidade atual, e apesar disto, pesquisas têm demonstrado, algumas preocupações inerentes a uma liga com o alto teor de Níquel, a possibilidade de corrosão (17,18), acompanhada eventualmente de um sensibilização do paciente com os íons do Ni liberados como produto da corrosão e reações adversas em longo prazo. (19, 20,21)

O corpo humano é um sistema eletroquímico complexo, que constitui um meio favorável à corrosão. Os fluidos corpóreos consistem em meios aerados, contendo 0.9% de NaCl, sais e outros componentes orgânicos. Em algumas circunstâncias, meios ácidos (pH < 7) são encontrados nos líquidos corpóreos, o que favorece que o meio seja hostil aos implantes metálicos. A acidez localizada pode aumentar em torno de um implante, em função da resposta

inflamatória dos tecidos em contato com o material metálico. A resistência adequada à corrosão é um requisito básico de qualquer biomaterial, pois é fator determinante para sua aplicação. Interações entre os materiais metálicos e o organismo podem alterar o metabolismo e os processos fisiológicos normais, podendo causar danos teciduais. [19]

Com a finalidade de melhorar a resistência a corrosão da liga de NiTi e efetivar uma aplicação segura do material, estudos vêem demonstrando que a superfície mais lisa propicia melhor resistência, [22] no entanto o polimento mecânico por si só não efetiva este resultado. Autores vêem demonstrando que o polimento mecânico pode gerar o aparecimento de impurezas que facilitaria a formação de fases que podem propiciar a corrosão pelos diferentes potenciais eletroquímicos das fases. É verificado ainda nestes estudos, que estas impurezas podem afetar a elasticidade do material, aumentando a dureza destes. Contudo, o desenvolvimento de ataque com solução ácida de $1HF+4HNO_3$ pode eliminar estas partículas. Recuperando a homogeneidade do material. [23] Tratamento térmico a 900^0C pode favorecer a recuperação elástica. Verificou-se ainda, que com o intuito de se conseguir uma superfície lisa, o polimento eletrolítico com solução de HN_3 1.4 ml , HF 3.2 ml, H_2O 82.7 ml aplicando-se um potencial anódico de 400 mV $_{(ECS)}$ demonstrou ser eficaz (figura 7). [22]

Diversas modificações de superfície têm sido sugeridas para se aproveitar o benefício da elasticidade do NiTi e obter-se boa resposta tecidual e resistência à corrosão necessárias. A remoção do Níquel da superfície da liga possibilitaria um enriquecimento superficial em Ti propiciando o aparecimento de uma camada de passivação rica em TiO_2, em geral mais resistente à corrosão localizada do que o Ni_2O. Estudos demonstram que o TiO_2 é óxido responsável pela passivação do Titânio puro, reconhecidamente biocompatível, com boas propriedades para a adesão celular. [18]

Outras modificações para a superfície do NiTi têm sido sugeridas: como a oxidação térmica, [24] processo eletroquímico de acabamento de superfície [22], associação da técnica de acabamento e de passivação química [24], tratamento por laser “surface melting”[25] , implantação de íons por plasma [26] e sol-gel “coating”. Segundo os estudos apresentados por Wong et al (2002) o tratamento da superfíice a laser proporciona uma modificação benéfica na camada de passivação sem haver mudanças no corpo do NiTi.

Há de se obserar que, ao propor-se modificação da superfície para melhor resistência à corrosão da liga, a integração do material ao tecido do corpo pode ser afetada positivamente ou negativamente por esta modificação, afetando as condições de osteointegração. A osteointegração é um conceito que se encontra inserido na biocompatibilidade do implante, quando se verifica a possibilidade de adesão das células que estarão interagindo diretamente com o material do implante e a viabilidade destas em longo prazo. Alguns estudos demonstram em contato com o titânio, as células ósseas apresentam melhor adesão a superfícies mais rugosas [27] . Comportamento semelhante se observa nos estudos efetuados com NiTi.[10,28]

Observando as diversas possibilidades de aplicação clínica do NiTi, é possível verificar que em alguns casos a redução na adesão celular seria fator positivo, como, por exemplo, no caso de aplicação do NiTi em endopróteses que atuam como “stents”. Estes dispositivos, uma vez implantados na luz de vasos favorecem a passagem do fluxo sangüíneo. Nesta situação em particular não se deseja agregação ou adesão celular, pois poderia comprometer o dispositivo implantado bem como favorecer a formação de embolo. Contrariamente, quando se verifica a aplicação do NiTi como implante ortopédico, a adesão celular é fundamental para a integra;ao do osso ao metal, ou seja é um requisito para uma osteointegração adequada. Ao comparar os diversos materiais utilizados em implantes, como o

aço, o Titânio e o NiTi, estudos demonstram que há uma diferença na porcentagem de adesão celular para cada um destes,[17] sendo que o titânio ainda se apresenta como o melhor material neste contexto. O NiTi, sem acabamento eletrolítico de sua superfície, apresenta condições favoráveis para adesão celular, comparativamente ao titânio puro (tabela 1).[17]

Tabela 1- Porcentagem de adesão celular em diversos materiais estudados, NiTi-Tac (NiTi, termo-ativado com acabamento eletrolítico, NiTi-tas (NiTi Sem acabamento eletrolítico). NiTi SE (NiTi Superelástico sem acabamento eletrolítico) [17]

	Adesão (%)
Aço	40,08
Titânio	47,88
NiTi-tac	37,89
NiTi-tas	44,82
NiTi SE	39,94

Estudos de polarização em SFB (simulador de fluidos corpóreos), verificam que o NiTi submetido a acabamento de superfície (figura 7) são mais resistentes a corrosão em meio que simula fluidos corpóreos (SFB) do que os que não foram submetidos a acabamento eletrolítico[17]. Os mesmos resultados se repetem ao se utilizar saliva sintética, acrescida de fluoretos como eletrólito. [29]

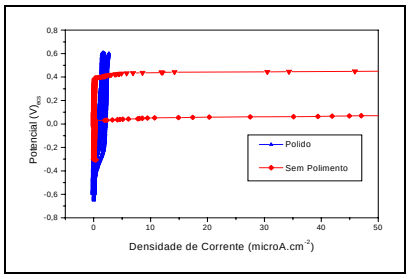

Figura 7- Curvas de polarização anódica da liga de NiTi com e sem polimento eletrolítico em meio de cultivo de osteoblastos (DMEM+ SFB a 10%.) [17]

3 - CONCLUSÕES

A utilização do NiTi como biomaterial é uma realidade desde os anos 70. Foram desenvolvidas técnicas mais simples de suturas de desobstruções arteriais bem como de angioplastias em função de sua alta resiliência e memória de forma termo-ativada. A elasticidade da liga torna-a ainda uma boa escolha para desenvolvimento de aplicações ortopédicas, tendo em vista que a possibilidade de corrosão da liga é minimizada com o controle de acabamento e modificação da superfície e da camada de passivação. É possível obter-se superfície menos rugosa, melhorando a resistência a corrosão, utilizando a técnica de acabamento eletrolítico. Contudo há de se verificar que quando a superfície do NiTi se torna mais lisa, diminui a taxa de adesão celular ao material. Esta dicotomia, resistência a corrosão e adesão celular, deve ser objetivo de maiores estudos.

Referências bibliográficas

1. ANDREASEN G. F.; MORROW, R. E. -"Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire" American Journal of Orthodontics n 2 (Feb) p 144-151, 1978.
2. BUCCI, L.; CÂNDIDO, L. PONCIANO, J.A.C- " Avaliação da Resistência a corrosão de fios ortodônticos de NiTi em saliva sintética contendo Flúor Gel acidulado." 7ªCOTEQ, Conferência sobre tecnologia de Equipamentos Florianópolis, Br, 2003
3. KUJALA, S.; PAJALA, A.; KALLIOINEN,M.; PRAMILA,A.; TUUKKAEN,J.; RYHÄNEN,J. – "Biocompatibility and strength of Nitinol shape memory alloy suture in rabbit tendon." Journal of Biomaterials n 25 p 353-358, 2004.
4. LIN, P.H.; BUSH, R. L.; NELSON, J. C.; LAM R.; PALDUGU, R.; CHEN, C.; QUINN, G. LUMSDEN, A. B. " A prospective evaluation of interrupted Nitinol surgical clips in arteriovenous fistula for hemodialysis." American Journal of surgery n 186, o 625-630, 2003.
5. MEWISSEN, M. W.; "Self-Expanding Nitinol stents in the Femoropopliteal segment: Technique and Mid-Term Results." Techniques in Vascular and Interventional radiology, v 17 n 1 (march) p 2-5, 2004
6. WEVER, D. J.; VELDHUIZEN, A. G.; SANDERS, M.M.; SCHAKENRAAD, J.M. VAN HORN, J.R. "Citotoxic, allergic and genotoxic of Nickel-Titanium alloy." Journal of Biomaterial n 16 p 115-120, 1997.
7. HUMBEECK, J. V.; STALMANS, R; BESSELINK, P. –"Metals as Biomaterials." **Shape Memory Alloys.** C. 3 p 73-97, 1998.
8. TAN, L.; CRONE, W.C.- "Surface characterization of NiTi modified by plasma source ion implantation." Acta Materialia n 50, p 4449-4460, 2002.
9. KHIER, S. E.; BRANTLEY, W. A.; FOURNELLE,R.A.-"Bending properties of superelastic nickel-titanium Orthodontic wire." American Journal of Orthodontic-Dentofacial Orthopedic, p 310-318, April, 1991.
10. CAMPISTA, C. S. - "Comportamento mecânico de ligas, com efeito, de memória de forma - Relação de processamento termomecânico com a eficiência em tratamento ortodôntico." Tese submetida ao corpo docente da COPPE/UFRJ, 2005.
11. VIASIS, A.- " Clinical Applications of superelastic Nickel Titanium Wires." Jun p 370-374 jun, 1991.
12. SHABALOVSKAYA, S.; "Surface, corrosion and biocompatibility aspects of Nitinol as an implant material." Bio-Medical and Engineering, n1'2 p 69-109, 2002.
13. GRAIG, R. G.; WARD,M.L.- **"** Materiais de odontologia restauradora" 10ª ed, Edición em Español- **Metals handbook**. 1998.
14. TURNER C. H. ; RHO, J.; TAKANO, Y.; TSUI, T. Y. ; PHARR, G. M. – "The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques"Journal of Biomechanics , v. 32 p 437-441-1999.
15. AZEVEDO, C.R.F.; HIPPERT JR.-"Failure analysis of surgical implant of Brazil." Engineering failure analysis. N 9p 621-633, 2002.
16. SUBRAMANIAN, A.V.; FONJER, J.D.; CANNOLLY, M.K.- " Facilitate Vascular Anastomosi Coronary Bypass Surgery." Seminars inthoracic and cardiovascular surgery, v 14, n1, January, p 89-100, 2002.
17. BUCCI, L. PONCIANO, J. A. C.; COSTA E SILVA, F. MENEZES, G. C.- "Resistência à corrosão da liga de NiTi em solução de DEME-M modificado". Lantincorr 2006. Congresso Latino Americano de Corrosão, Fortaleza, 2006.

18. GRIMSDOTTIR, M. R.; GJERDET, N. R.; PETTERSEN. “Compositions and in vitro corrosion of orthodontic appliances”- American Journal of Orthodontic-Dentofacial Orthopedic, p 525-532, jun 1992.
19. MOFFA, J. P. BECK, W. D.; HOKE, A. W. –“ Allergic response to nickel containing dental alloys.”- Journal Dental Research v 56, abstract 107, 1997.
20. THOMAS, P.; BARNSTORF, S.; SUMMER, B.; WILLIMANN, P.B. “ Immuno-allergological properties of aluminum oxide(Al_2O_3) ceramics and nickel sulfate in humans”. Journal of biomaterials, 24, p 959-966, 2003.iques”. Journal of Biomechanics, v.32 p 437-441, 1991.
21. UTER, W.; LUDWIG,A.; BALDA, B. R.; SCHUNNUCH, A.; PFHLBERG, A.; SCHÄFER, T.; WCICHMANN, H.E.; RING,J.-“ The prevalence of contact allergy differed BETWEEN POPULATION-BASED AND CLINIC- BASED DATA.” Journal of clinical Epidemiology. V. 57. p 627-632, 2004.
22. BUCCI, L.; & PONCIANO, J. A. C. – “ Influence of surface treatment on corrosion resistance of Nickel Titanium wires. Eurocorr 2004.
23. SHABALOVSKAYA, S.; ANDEREGG,J.; VAN HUMBEECK, J. “Recent Observation of Particulates in Nitinol”. P 1-16, 2007.
24. O’BRIEN, B.; CARROLL, W. N.; KELLY, M. J.-“Passivation on Nitinol wire for vascular implants a demonstration of benefits.” Journal of Biomaterials n 23, p 1739-1748, 2002.
25. WONG, M. H.; CHENG, F. T.; PANG, G. K.H.; MAN, H. C.- “Characterization of oxide film formed on NiTi by laser oxidation.” Materials Science and Engineering A 448, p97- 103, 2007.
26. TAN, L.; CRONE, W.C.- “Surface characterization of NiTi modified by plasma source ion implantation.” Acta Materialia n 50, p 4449-4460, 2002.
    1. JAYARAMAN, M.; MEYER, U.; BÜHNER, M.; JOOS, U.; WLIESMAN, H. P. – “Influence of Titanium surfaces on attachment of osteoblasts-like cells in vitro.” Journal of biomaterials, n 25 p 625-631, 2004.

    2. WIRTH C.; COMTE, V.; LAGNEAU, C.; EXBRAYAT, P.; LISAC, M.; JAFFREZIC-RENAUT, N.; PONSONNET,L. –“Nitinol surface roughness modulates in vitro cell response: a comparison between fibroblasts and osteoblasts.”Jpurnal of materials Science & Engineering. C. 25, p 51-60,

    3. BUCCI, L.; CÂNDIDO, L. PONCIANO, J.A.C- “ Avaliação da Resistência a corrosão de fios ortodônticos de NiTi em saliva sintética contendo Flúor Gel acidulado.” 7ªCOTEQ, Conferência sobre tecnologia de Equipamentos Florianópolis, Br, 2003