

Implantes de titânio comercialmente puro com alta resistência mecânica para aplicações em Odontologia

High-strength, commercially pure titanium implants for dental applications

RESUMO

O titânio e as suas ligas são amplamente utilizados na fabricação de implantes dentários, face a sua alta resistência à corrosão e à biocompatibilidade. No entanto, o titânio comercialmente puro (Ti cp) e a liga Ti-6Al-4V (Ti G5) têm limitações para aplicações biomédicas. A grande diferença entre os módulos de elasticidade do Ti e osso leva à transmissão indevida de forças na interface osso/implante, induzindo a ocorrência de um fenómeno denominado *stress shielding*. Outra limitação do Ti cp é sua baixa resistência mecânica, o que dificulta a fabricação de implantes osseointegráveis com paredes finas. A limitação do Ti G5 está associada à libertação de ions de alumínio e vanádio, os quais são tóxicos. O objetivo deste trabalho foi comparar as propriedades mecânicas e a morfologia de um novo Ti cp grau 4 (Ti G4 Hard) com o Ti cp convencional e o Ti G5. Os resultados dos ensaios mecânicos demonstraram que a resistência à tração do Ti G4 Hard é superior ao Ti cp 2, 4 e 5. A análise por microscopia eletrônica de varredura mostrou que cp Ti G4 Hard após tratamento de superfície tem características morfológicas melhores do que o Ti cp convencional e o Ti G5.

Unitermos – Titânio; Titânio encruado; Titânio endurecido; Liga de titânio.

ABSTRACT

Titanium and its alloys are widely used in dental implants because they have high corrosion resistance and adequate biocompatibility. However, commercially pure titanium (cp Ti) and Ti-6Al-4V (Ti G5) have limitations for biomedical applications. The large difference between the modulus of elasticity of Ti and bone leads to improper transmission of forces in the bone-implant interface, a phenomenon called "stress shielding". Another limitation of cp Ti is a low tensile strength, which reduces the possibility to manufacture small implants with thin walls. The limitation of Ti G5 is the release of aluminum and vanadium ions, which are toxic. The objective of this work is to compare the properties of modified cp Ti Grade 4 (Ti G4 Hard) with those of conventional cp Ti and Ti G5. The results of the mechanical tests showed that the Ti G4 Hard tensile strength is higher than for cp Ti 2, 4 and 5. Scanning electron microscopy analysis showed that cp Ti G4 Hard after surface treating has better morphological features than conventional cp Ti and Ti G5.

Key Words – Titanium; Cold-worked titanium; High-strength titanium; Titanium alloy.

Carlos Nelson Elias*

Jochen Roestel**

Marco Aurélio Zucareli****

César Campaneri*****

Celso R. S. Resende*****

*D.C. – Instituto Militar de Engenharia.

**Engenheiro – Universidade Natal-África do Sul.

***Engenheiro – Escola Politécnica.

****Engenheiro – Universidade Federal de São Carlos.

*****Cirurgião – Instituto Militar de Engenharia.

Introdução

A previsão do comportamento dos biomateriais é feita com base em suas propriedades mecânicas, com suporte nos resultados de simulações por elementos finitos e com comprovações científicas feitas em experimentos (*in vivo* e *in vitro*). Os resultados das pesquisas permitem prever com segurança o desempenho e as taxas de sucesso dos implantes, assim como as reações bioquímicas das células.

O primeiro critério para selecionar o material a ser usado na fabricação dos implantes é que não apresente degradação da película compacta dos óxidos e hidróxidos de sua superfície, quando expostos aos fluidos corporais que criam ambientes agressivos¹. Isto indica que, independente de função, aplicação e localização dos implantes, os materiais devem possuir boa resistência à corrosão, à biocompatibilidade e não liberar elementos tóxicos¹. Tais requisitos reduzem o universo dos materiais que podem ser utilizados. Além da biocompatibilidade, a seleção dos materiais para aplicação como implante deve considerar resistência mecânica, disponibilidade no mercado, custo e usinabilidade. Com base nestas exigências, o biomaterial para uso na fabricação dos implantes odontológicos fica restrito ao titânio².

São encontradas no mercado mais de 100 ligas de titânio. O consumo do Ti em todas as áreas (aviação, petroquímica, química, biomateriais etc.) concentra-se em três ligas comerciais. Cerca de 60% do consumo das ligas de titânio são da liga Ti-6Al-4V, classificada pela ASTM (American Society for Testing and Materials) como titânio grau 5 (G5). O segundo lugar no consumo é o titânio comercialmente puro (Ti cp), de graus 1 a 4 (G1 a G4), com consumo de 13%. Em terceiro lugar está a liga Ti-3Al-2.5V, com 7,2% do total do consumo das ligas de titânio. Entre estas ligas, o Ti cp e o Ti G5 são usados na Odontologia para a fabricação dos instrumentos para cirurgias, confecção de coroas, pontes, *overdentures* e componentes protéticos dos implantes (parafusos e *abutment*).

Face à excelente interação com as células formadoras de osso, o Ti cp é considerado o melhor biomaterial metálico para ser utilizado como implante dental. A biocompatibilidade do Ti cp está associada à formação espontânea de uma camada de óxido estável e inerte em sua superfície. Além desta característica, as principais propriedades físicas do Ti cp responsáveis por sua biocompatibilidade são³: baixo nível de condutividade elétrica, alta resistência à corrosão, estado termodinâmico estável em pH com valores fisiológicos, baixa tendência de formação de íons em ambientes aquosos e um ponto isoelétrico de oxidação de 5-6. Além disso, a superfície da película passiva de cobertura é ligeiramente carregada negativamente em pH fisiológico, facilitando a interação com células e proteínas. O titânio possui uma constante dielétrica comparável ao da água, de forma que a interação de Coulomb (interações das cargas elétricas da espécie carregada) é similar à da água⁴.

Existem dois critérios de classificação das ligas de titânio. O primeiro critério as classifica com base nas fases presentes em sua microestrutura. As ligas podem ser classificadas em α , quase- α , $\alpha+\beta$, quase- β e β . Um segundo critério emprega uma classificação baseada na composição química e classifica o titânio em grau. Com base neste critério, as normas ASTM F-67 e ABNT NBR 16044 classificam o Ti cp para uso em implantes em quatro graus. Os graus de 1 a 4 definem o titânio comercialmente puro com baixos teores de elementos de liga substitucionais e de oxigênio. A principal diferença entre os graus do Ti cp está associada com o máximo teor permitido de ferro e oxigênio. A Tabela 1 mostra as normas que especificam as propriedades dos diferentes tipos de Ti para aplicação como biomaterial, a composição química e as propriedades mecânicas.

A norma ABNT NBR 16044 define os materiais passíveis de serem usados em fabricação de implantes, testes para avaliações, tolerâncias dimensionais entre o implante e os componentes de prótese, características de superfície, determina os parâmetros de limpeza, inspeção da superfície, manuseio, embalagem mínima, esterilização, define

TABELA 1 - CLASSIFICAÇÃO (GRAU), NÚMERO DA NORMA ASTM, COMPOSIÇÃO QUÍMICA (% EM PESO), RESISTÊNCIA À TRAÇÃO (RT), MÓDULO DE ELASTICIDADE (E) E DUREZA BRINELL (HB) DO TI CP, LIGA DE TI E PROPRIEDADES DO OSSO. ADAPTADO DAS NORMAS ASTM F67 E F136

Tipo	ASTM	O	Fe	H	C	N	RT (MPa)	E (GPa)	HB
Ti Grau 1	F 67	0,18	0,20	0,015	0,10	0,03	235	100	120
Ti Grau 2	F 67	0,25	0,30	0,015	0,10	0,03	338	100	160
Ti Grau 3	F 67	0,35	0,30	0,015	0,10	0,03	441	100	200
Ti Grau 4	F 67	0,40	0,50	0,015	0,10	0,05	540	102	250
Ti Grau 5	F 136	0,13	0,25	0,012	0,08	0,05	880	115	
Osso cortical							186	15-30	

o conteúdo obrigatório das etiquetas de rastreabilidade, marcação, rotulagem e informações sobre os implantes dentários. O Ti cp possui excelente biocompatibilidade, mas devido às baixas propriedades mecânicas não é utilizado para aplicações que requerem alto carregamento, como nas próteses ortopédicas. Nestes casos, usa-se o Ti G5.

A norma ASTM F-136 apresenta os principais requisitos que a liga Ti G5 (Ti-6Al-4V) deve ter para ser usada nas aplicações biomédicas. Embora a liga ASTM F-136, usada como biomaterial, possua diferente composição química da liga Ti-6Al-4V utilizada na Engenharia, ela possui efeito tóxico para aplicações como implantes permanentes, devido à liberação do vanádio e do alumínio⁵. Por esta razão, são feitas as pesquisas com as ligas livres de alumínio e vanádio para aplicações como biomateriais⁶.

Todos os graus de Ti cp e a liga Ti G5 listados na Tabela 1 são usados na fabricação de implantes dentais. Não existe diferença quanto à biocompatibilidade do Ti G1 a G4, mas, existem restrições no uso do Ti G5. O emprego destas ligas na fabricação dos implantes osseointegráveis apresenta restrições quanto às propriedades mecânicas e à composição química.

Restrições ao uso do Ti cp devido às propriedades mecânicas

As desvantagens do Ti cp para o emprego como biomaterial incluem um alto módulo de Young, resistência mecânica relativamente baixa e baixa resistência ao desgaste. Existe uma dificuldade em aumentar as propriedades mecânicas do Ti cp sem ocorrer a redução da biocompatibilidade. O mecanismo usado para melhorar a resistência mecânica do Ti envolve a adição do ferro como elemento de liga e controle dos teores máximos de carbono, nitrogênio, oxigênio e hidrogênio. O Ti G4, por conter maior teor de ferro, possui maior resistência mecânica do que o Ti grau 1 a 3.

A Tabela 1 mostra que a resistência à tração do Ti cp é significativamente menor do que a da liga de Ti G5. A vantagem em relação à propriedade mecânica é que o Ti cp possui um módulo de elasticidade menor (100 GPa) do que o Ti G5 (115 GPa), mesmo assim, o módulo de elasticidade do Ti cp é cerca de três a seis vezes maior do que o do osso cortical (15-30 GPa).

A simulação com elementos finitos e as observações clínicas indicam que os materiais com baixo módulo de elasticidade possuem melhor distribuição das tensões na interface implante/osso, o que reduz a atrofia óssea. Altas diferenças entre os módulos de elasticidade do material do implante e do osso induzem o fenômeno denominado *stress shielding*.

Embora a alta resistência mecânica dos implantes seja importante, ele também deve ser flexível, para evitar o *stress shielding*⁷⁻⁹. Para entender o fenômeno do *stress*

shielding, é necessário compreender que o corpo humano tende a reduzir ou eliminar suas partes quando não são utilizadas (Lei do uso e desuso ou Lei de Wolf). Por exemplo, é necessário exercitar os músculos para aumentar sua massa. O músculo pode crescer com os exercícios de musculação. Mas, eventualmente quando paramos de levantar peso ou exercitar a musculatura, ocorre perda de massa muscular ou até mesmo a atrofia. O fenômeno *stress shielding* é um processo que ocorre quando as forças exercidas em um membro que possui uma prótese são diferentes daquelas exercidas em um membro normal. Esta diferença de forças induz à perda da densidade óssea no local (osteopenia), levando à atrofia óssea. Um local comum de *stress shielding* é a diáfise proximal femoral, após a instalação de uma prótese femoral. Quanto mais rígido for o ajuste da haste da prótese no interior do canal medular distal, maior será o deslocamento do peso corporal para a haste da prótese a partir do córtex proximal. Isto altera a transferência das forças normais de compressão que induzem a remodelação óssea. Quando a haste fixada na superfície endosteal do canal medular transfere nível de intensidade crítico ao osso, ocorre a osteopenia da diáfise femoral proximal⁸⁻⁹.

Restrições ao uso do Ti G5 devido à composição química

Uma das vantagens para o uso das ligas de Ti G5 como biomateriais relaciona-se à resistência mecânica superior em relação ao Ti cp. Mas, a liga Ti G5 libera íons tóxicos, especialmente alumínio e vanádio⁵. Além disso, a liga Ti G5 possui módulo de elasticidade (115 GPa) superior ao Ti cp, o que pode induzir efeitos deletérios associados ao *stress shielding*.

Foram feitas várias tentativas para o desenvolvimento de ligas de Ti com resistência mecânica superior ao Ti G4, sem perda da biocompatibilidade e com menor módulo de elasticidade. Normalmente, as tentativas são feitas mediante a substituição do alumínio e do vanádio do Ti G5 por elementos de liga não tóxicos⁶. Existem normas (ASTM 1580, 1713 e 1813) que recomendam as propriedades que as ligas de Ti isentas de Al e V devem possuir, mas estas ligas não estão disponíveis no mercado.

No presente trabalho, para minimizar as desvantagens do Ti cp e do Ti G5 para aplicação em implantes dentários, um novo Ti cp grau 4 foi testado. Este novo Ti é endurecido a frio e será designado como "Ti G4 Hard". O presente trabalho comparou as propriedades mecânicas e a morfologia das superfícies de implantes fabricados com Ti G4 Hard com o Ti G2, G4 e a liga de Ti G5.

Material e Métodos

No presente trabalho, foram realizados ensaios mecânicos e tratamento da superfície de corpos-de-prova, discos e implantes usinados a partir de barras de Ti G2, G4, G5 e

Ti G4 Hard. O tratamento de superfície foi executado com duplo ataque ácido. Os ensaios mecânicos foram realizados com base nas recomendações da Norma ABNT NBR 16044:

- Ensaio de tração.
- Ensaio de compressão do Ti G4 Hard.
- Teste de torção com a chave de inserção do implante.

Os implantes foram submetidos ao ensaio de torção para simular a inserção. Mostra-se, na Figura 1, o dispositivo usado em que foram aplicados torques entre 45 Ncm e 120 Ncm, utilizando a chave de inserção confeccionada com aço inoxidável temperado e revenido. O torque máximo usado nestes ensaios não é recomendado para o procedimento de inserção cirúrgica, mas foi realizado para avaliar a resistência do implante de Ti G4 Hard sob carregamento extremo.

Para avaliar as possíveis deformações plásticas, os implantes foram analisados no microscópio eletrônico Quanta250 FEG (FEI, Alemanha), antes e após a aplicação dos torques. As morfologias das superfícies foram caracterizadas com o mesmo microscópio.

Resultados

As Figuras 2 mostram as morfologias das superfícies dos implantes dentários de titânio após o tratamento com ácido. Observa-se que a superfície é homogênea e com microcavidades uniformemente distribuídas. A Figura 3 mostra que, com grande ampliação, as regiões internas das microcavidades do Ti G4 Hard exibem rugosidades com magnitude na ordem de grandeza de nanômetros.

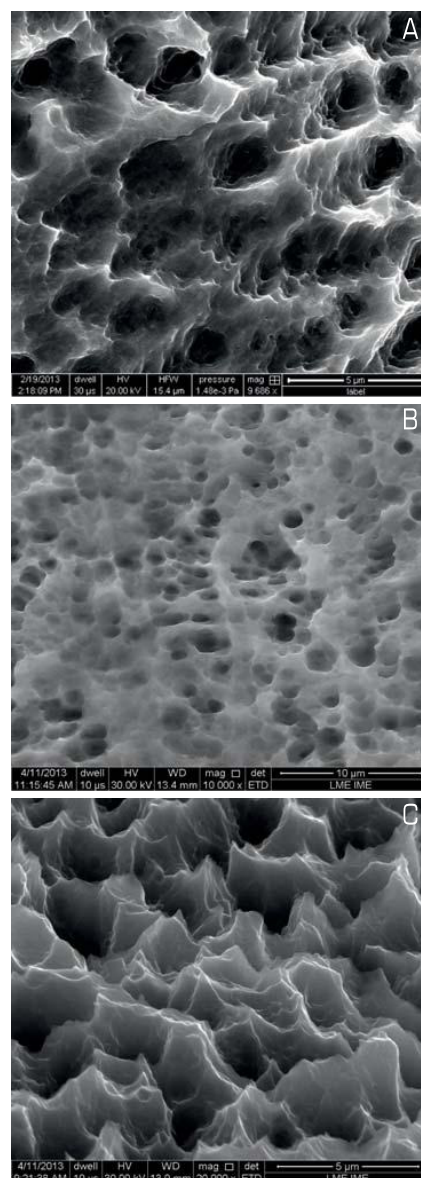
As Figuras 4 mostram a região do hexágono externo do implante após a aplicação do torque de 120 Ncm. Pode-se observar que o implante dentário Ti G4 Hard apresenta menor deformação plástica do que o Ti G4, apesar do torque aplicado ser significativamente maior do que o indicado para a inserção cirúrgica dos implantes.



Na Figura 5 são mostrados os valores médios da resistência à tração do titânio comercialmente puro, da liga de Ti G5 e do titânio endurecido. A resistência mecânica aumenta na seguinte ordem Ti G2, Ti G4, Ti G5 e Ti G4 Hard.

Discussão

As modificações da superfície dos implantes dentários são essenciais para melhorar a resposta biológica dos tecidos. Nas duas últimas décadas, muitos esforços foram



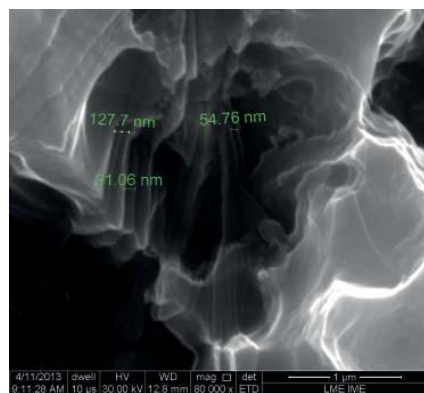
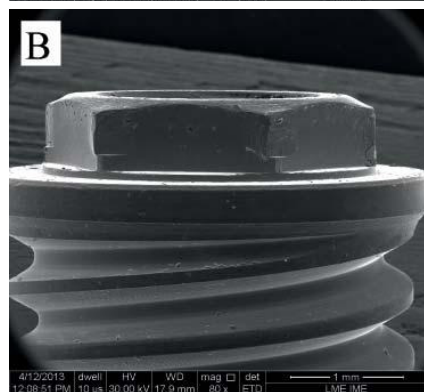
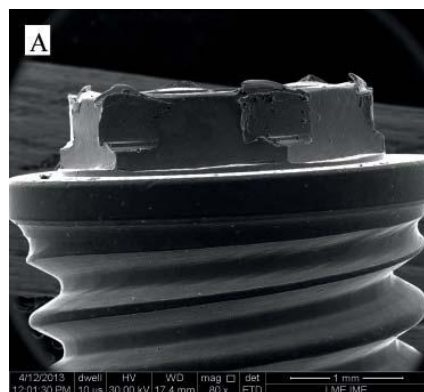


Figura 3
Morfologia da superfície do implante fabricado com Ti G4 Hard. Presença de cavidades com tamanho nanométrico.



Figuras 4
Deformações no hexágono dos implantes com aplicação de 120 Ncm. A. Ti G4. B. Ti G4 Hard.

feitos para melhorar as propriedades da superfície de titânio e de suas ligas, visando sua aplicação na Odontologia¹⁰. Várias técnicas para a modificação da superfície, como jateamento, condicionamento ácido e anodização são feitas para se obter superfícies de titânio com melhores propriedades biológicas. A literatura mostra que as modificações dos implantes dentários de titânio melhoram a taxa de osseointegração e o índice de sucesso dos tratamentos¹¹⁻¹³. Atualmente, a ênfase está voltada para um projeto de superfície proativa e na forma do implante para qualidade

óssea específica, rápida resposta das células, transmissão adequada das forças para os tecidos circunvizinhos e diferentes tempos de carregamento¹⁴.

Com as novas exigências dos cirurgiões, que inovam as aplicações dos implantes em pacientes anteriormente considerados críticos, houve a necessidade de alterar a

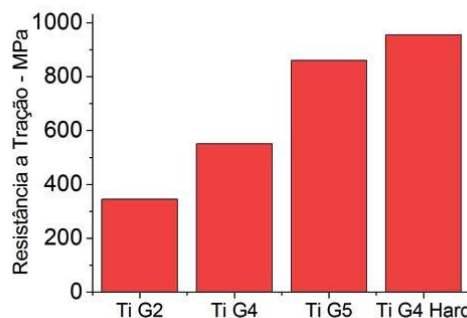


Figura 5
Limite de resistência à tração das amostras testadas.

forma dos implantes. Novos implantes com menores diâmetros e com diferentes tipos de conexões internas foram desenvolvidos. Para atender este mercado, há a necessidade da oferta de Ti cp com maiores resistências mecânicas sem oferecer efeitos deletérios ao processo de fabricação e à osseointegração.

Resistência mecânica

Inquestionavelmente, foram feitas modificações importantes na técnica cirúrgica para a instalação dos implantes, o que contribuiu para o aumento do índice de sucesso do tratamento. Igualmente, ocorreram avanços no processo de fabricação que melhoraram a qualidade dos implantes. Com estes avanços, surgiram novas aplicações, planejamentos e técnicas cirúrgicas que exigem implantes osseointegráveis com maiores resistências mecânicas. Como foi citado, o Ti cp de graus 1 a 4 possui propriedades mecânicas limitadas que não permitem a fabricação de alguns implantes requeridos e, quando usados, apresentam riscos de fratura. Portanto, há necessidade de aumentar a resistência mecânica do Ti cp sem haver redução da biocompatibilidade.

Existem vários mecanismos que podem ser explorados para aumentar a resistência mecânica do titânio, sendo os mais importantes: endurecimento por solução sólida com adição de átomos intersticiais, endurecimento por solução sólida com adição de átomos substitucionais, encruamento, refinamento do tamanho de grão e endurecimento por dispersão e precipitação.

O primeiro mecanismo empregado para aumentar a

resistência mecânica dos metais é o endurecimento por solução sólida, que consiste na adição de elementos de liga ao metal puro na fase líquida, e após a solidificação terá maiores resistências mecânicas. Pode-se observar nas Figuras 4 que o Ti G4, por conter maior percentual de ferro, oxigênio e nitrogênio na composição química, possui maior resistência à tração do que o Ti G2 (Tabela 1). A presença de oxigênio e nitrogênio aumenta as propriedades mecânicas do Ti G4 por endurecimento por solução sólida intersticial, e o ferro aumenta por solução sólida substitucional.

A adição de Al e V no Ti puro aumenta significativamente sua resistência à tração. O Ti G5 possui resistência à tração maior que o Ti cp (Figuras 4) porque esta liga possui átomos de liga que aumentam as propriedades mecânicas por solução sólida intersticial (N, C, H, O) e substitucional (Fe, Al, V). Além deste mecanismo de endurecimento, a formação de precipitados de partículas ricas em alumínio e vanádio aumenta a resistência do Ti G5. Um terceiro mecanismo de endurecimento do Ti G5 está associado à transformação da segunda fase β . Tanto a solução sólida, como a dispersão de partículas e o endurecimento por segunda fase, são os métodos mais conhecidos para promover o aumento das propriedades mecânicas do titânio¹⁵.

Além da composição química, o estado metalúrgico e o processamento dos metais também alteram suas propriedades mecânicas. Os metais submetidos ao tratamento térmico de recozimento possuem melhor ductilidade e menor resistência mecânica do que o trabalhado a frio. Conseqüentemente, as propriedades mecânicas de um implante dentário específico dependem não somente da composição química da liga metálica, mas também do processo utilizado na fabricação da barra da matéria-prima de Ti e da microestrutura do Ti.

O processamento termomecânico modifica a microestrutura do Ti e, conseqüentemente, suas propriedades mecânicas. Em função da temperatura de deformação, os metais podem ser conformados a quente ou a frio. O produto final possui diferente microestrutura, tensão residual e energia interna. Sempre que os metais são submetidos à deformação plástica, são criados defeitos internos na sua microestrutura que aumentam a resistência mecânica. Mas, quando a deformação é a quente, a energia térmica disponível faz com que os defeitos criados durante a deformação sejam eliminados, e não ocorre o endurecimento do metal. No trabalho a frio, os materiais metálicos são deformados plasticamente a uma temperatura baixa, e os defeitos criados ficam armazenados para aumentar a resistência mecânica. Este fenômeno de aumento da resistência mecânica por deformação plástica a frio é denominado encruamento. Portanto, o processamento a frio do Ti permite a deformação simultânea com o endurecimento do Ti.

A relação de proporcionalidade entre a tensão aplicada e a deformação sofrida pelo corpos-de-prova na região

retilínea das curvas obtidas no ensaio de tração da Figura 5 (região elástica) é dada pela equação clássica proposta por Young:

$$\sigma = E \cdot \epsilon$$

Onde σ é a tensão aplicada, E é o módulo de Young (módulo de elasticidade) e ϵ é a deformação elástica. Contudo que a tensão não exceda o limite de escoamento, não haverá deformação plástica permanente. Quando a tensão aplicada se torna suficientemente alta, o comportamento linear elástico deixa de existir, ocorrendo uma deformação plástica permanente.

Na região de comportamento plástico, todas as vezes que o metal é deformado, o limite de escoamento e a resistência à tração aumentam. Na região plástica, a lei de Young não é válida e a relação entre a tensão e a deformação é dada pelo coeficiente de encruamento n. Podemos escrever a equação:

$$\sigma = K \epsilon^n$$

$$\ln \sigma = \ln K + n \ln \epsilon$$

Onde σ é a tensão aplicada, K é uma constante que varia com o material, ϵ é a deformação plástica e n é o coeficiente de encruamento. A constante K é igual à tensão quando a deformação $\epsilon=1$. O coeficiente de encruamento é relativamente baixo para o Ti, onde $n=0,05$. Metais com baixo coeficiente de encruamento respondem mal ao trabalho a frio¹⁶.

Baseado neste mecanismo, um novo processo de fabricação das barras de Ti foi desenvolvido. O novo Ti G4 Hard foi processado a frio e não foi submetido ao tratamento térmico de recozimento. Com esta alteração, é possível obter o Ti G4 encruado e com maior resistência à tração.

Com base nos resultados dos ensaios de tração mostrados na Figura 5, é possível afirmar que, quanto à resistência mecânica, é possível substituir o Ti G5 pelo Ti G4 Hard, sem comprometer a resistência à fratura do implante e com a vantagem de não haver elementos de liga. O aumento da resistência mecânica protege a integridade do implante e evita a deformação plástica durante sua inserção, além de melhorar a estabilidade entre o implante e os componentes da prótese.

Na Figura 6 estão as curvas tensão *versus* deformação obtidas no ensaio de tração dos corpos-de-prova do Ti G4 e Ti G4 Hard. Pode-se observar que as amostras sofreram grandes deformações plásticas antes da fratura, indicando que o Ti G4 Hard é dúctil, assim como o Ti G4. A ductilidade do Ti G4 Hard é comprovada com base na morfologia da superfície de fratura obtida no MEV. Mostra-se na Figura 7, a morfologia representativa da superfície de fratura de uma das amostras, onde pode-se observar a presença de

microcavidades, característica típica da fratura do tipo dúctil. O Ti G4 Hard, apesar de não conter elementos de liga, possui maior resistência mecânica do que o Ti G5. Este aumento da resistência está associado ao processo de fabricação e ao endurecimento usado no processamento do Ti G4.

Morfologia da superfície

A morfologia da superfície é um parâmetro importante usado para comparar o sucesso dos implantes dentários. O tratamento ou a modificação da superfície do implante dentário são considerados como a maior preocupação no recente desenvolvimento destes dispositivos. O tratamento da superfície dos implantes dentários inclui alterar a morfologia e a composição química. Mudanças na morfologia da superfície com a criação de micro e nanorugosidades, textura e porosidade são importantes características, uma vez que influenciam na adesão das células no substrato sólido¹⁷.

Com a modificação química, é possível acrescentar íons (fluoretos) ou nanopartículas (hidroxiapatita ou fosfato de cálcio) na superfície do implante para obter uma resposta biológica específica da superfície metálica, aumentar a união e a estabilidade das biomoléculas¹⁰. No presente trabalho, foi utilizado o tratamento da superfície por ataque ácido.

As Figuras 2 e 3 mostram que as amostras de Ti G4 e Ti G4 Hard possuem morfologias semelhantes, quando submetidas a tratamentos de superfície iguais. Este resultado indica que os implantes dentários feitos com Ti G4 Hard podem ser submetidos aos mesmos processos de usinagem e tratamento químico da superfície, não alterando a biocompatibilidade.

Na análise da superfície com maiores aumentos (Figura 3) pôde-se observar que o Ti G4 Hard possui maior

número de características superficiais em nanoescala do que o Ti G4 e G5. A presença das características superficiais em escala nanométrica melhora as interações entre as células e a superfície do implante nos primeiros estágios após a implantação. Segundo autores¹⁸, as características de superfície em nanoescala melhoram o mecanismo da osseointegração.

Uma segunda vantagem do uso do Ti G4 Hard em relação ao Ti G5 refere-se à ausência de liberação de íons tóxicos. Na maioria das situações, o processo de corrosão é seguido pela liberação de íons metálicos, os quais podem ser contaminantes tóxicos no interior do corpo humano. Como um exemplo, a liberação de íons de vanádio das ligas de titânio é precedida pelo processo de corrosão.

Algumas empresas utilizam o Ti G5 na fabricação dos implantes odontológicos, mas a superfície do implante deve ser tratada para a obtenção da osseointegração. Mesmo ocorrendo o tratamento da superfície dos implantes de Ti G5, existe o risco de liberação de íons de alumínio ou de vanádio. Estes óxidos têm menor resistência à degradação no corpo e formam uma célula galvânica, aumentando a degradação e a liberação de íons. Algumas pesquisas^{4,6} analisaram as ligas de Ti sem alumínio e vanádio, como Ti-Nb, Ti-Nb-Zr e outras ligas de Ti com propriedades mecânicas superiores e biocompatibilidade semelhante às do Ti cp. Mas, estas ligas não estão disponíveis no mercado.

Forma e tamanho do implante dentário

Uma das limitações do uso do Ti cp refere-se a sua resistência à tração. Além disso, para evitar a fratura do implante, a espessura das paredes deve ser superior a 0,4 mm (Figura 8). Com isto, o emprego de implantes com pequeno diâmetro externo para inserção em locais com cargas orais elevadas é crítico. Para superar esta limitação, dois procedimentos são adotados:

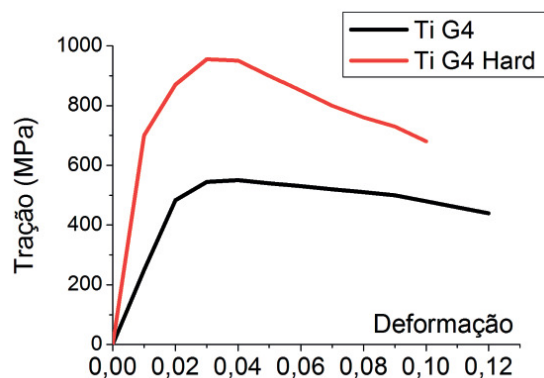


Figura 6
Curvas obtidas no ensaio de tração do Ti G4 e Ti G4 Hard.

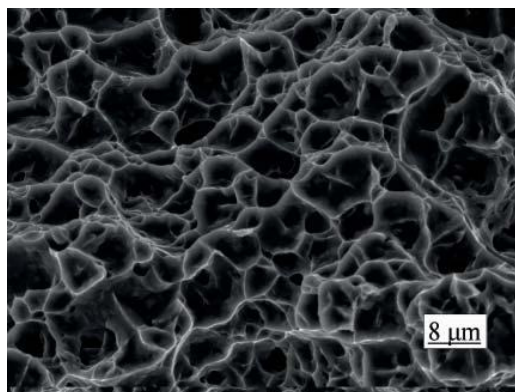


Figura 7
Morfologia representativa da superfície de fratura no ensaio de tração. Superfície de fratura com características de dúctil.

1. Os implantes dentários com menores diâmetros são fabricados com Ti G5.
2. Os implantes dentários com menores diâmetros são sólidos e dificultam a fixação do componente protético por meio de parafuso. Normalmente, estes implantes têm corpo único.

Com base nos valores da resistência mecânica mostrados na Tabela 1, e comparando as curvas da Figura 5, pode-se afirmar que:

- a. É possível o uso do Ti G4 Hard na fabricação de implantes dentários com menores diâmetros e com conexões internas. Como mostra a Figura 8, o implante dentário com diâmetro externo de 3,5 mm e com conexão interna possui parede igual a 0,4 mm.
- b. O uso do Ti G4 Hard beneficia a estabilidade da prótese implantossuportada, uma vez que sua maior dureza evita a deformação do hexágono externo durante a inserção (Figuras 4).
- c. O uso de implantes com menores diâmetros beneficia a inserção do implante e oferece soluções menos invasivas, especialmente nos casos onde o sítio ósseo possui pequena espessura e também onde existe um espaço limitado entre os dentes.
- d. O menor diâmetro pode reduzir a necessidade de procedimentos regenerativos, como a regeneração óssea guiada.

Conclusão

Os resultados do presente trabalho mostram que:

- a. O Ti G4 Hard é mais resistente que o Ti cp e o Ti G5.
- b. A morfologia da superfície do Ti G4 Hard possui micro e nanorrugosidades, o que melhora a osseointegração dos implantes dentários.
- c. Com o uso do Ti G4 Hard é possível a fabricação de implantes com menores diâmetros.

Referências

1. Remes A, Williams DF. Immune response in biocompatibility: Review. *Biomaterials* 1992;13:731-43.
2. Elias CN, Lima JHC, Valiev R, Meyers MA. Biomedical applications of titanium and its alloys. *JOM* 2008;60:46-9.
3. Ozcan M, Hammer C. Titanium as a reconstruction and implant material in dentistry: advantages and pitfall. *Materials* 2012;5:1528-45.
4. Gepreel MA-H, Niinomi M. Biocompatibility of Ti-alloy for long term implantation. *J Mech Behavior of Biomed Mater* 2013;20:407-15.
5. de Morais LS, Serra GG, Palermo EFA, Andrade LR, Müller CA, Meyers MA et al. *Am J Ortho & Dentofac Orthop* 2009;135(4):522-9.
6. Rack HJ, Qazi JI. Titanium alloys for biomedical applications. *Mat Sci Eng C* 2006;26:1269-77.
7. Summer DR, Turner, TM, Igloria R, Urban RM. Functional adaptation and ingrowth of bone vary as a function of hip implant stiffness. *J Biomechanics* 1998;31:909-17.
8. Niinomi M, Nakai M. Titanium-Based Biomaterials for Preventing Stress shielding between Implant Devices and Bone. *Int J Biomat* 2011; Article ID 836587.
9. Cristofolini L, Viceconti M. In vitro stress shielding measurement can be affected by large errors. *J Arthroplasty* 1999;14(2):215-20.
10. Elias CN, Coelho PG. Dental Implants. *Int J Biomat* 2013; Article ID 838565.

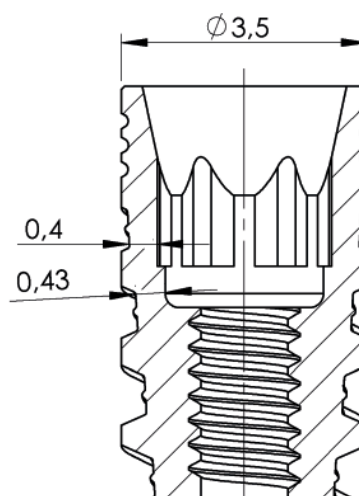


Figura 8
Região crítica do implante com espessura de 0,4 mm.

Agradecimentos: à Conexão Sistemas de Prótese pelo fornecimento das amostras para o trabalho. Este trabalho recebeu suporte financeiro do CNPq (Processos 302252-2009-6 e 476757/2012-6) e da Faperj (Processo E-224/102.766/2012 e E26/111.829/2011).

Nota de esclarecimento

Nós, os autores deste trabalho, não recebemos apoio financeiro para pesquisa dado por organizações que possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho. Nós, ou os membros de nossas famílias, não recebemos honorários de consultoria ou fomos pagos como avaliadores por organizações que possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho, não possuímos ações ou investimentos em organizações que também possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho. Não recebemos honorários de apresentações vindos de organizações que com fins lucrativos possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho, não estamos empregados pela entidade comercial que patrocinou o estudo e também não possuímos patentes ou *royalties*, nem trabalhamos como testemunha especializada, ou realizamos atividades para uma entidade com interesse financeiro nesta área.

Endereço para correspondência:

Carlos Nelson Elias (Laboratório de Biomateriais - IME)

Pr. Gen. Tibúrcio, 80
22290-270 - Rio de Janeiro - RJ
elias@ime.eb.br

11. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:172-84.
12. Takeuchi M, Abe Y, Yoshida Y, Nakayama Y, Okazaki M, Akagawa Y. Acid pretreatment of titanium implants. *Biomaterials* 2003;24:1821-7.
13. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental materials* 2007;23:844-54.
14. Dee KC, Puleo DA, Bizios R. An introduction to tissue biomaterials interactions. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons Inc, 2002. p. 165-214.
15. Mizuuchi K, Inoue K, Sugioka M, Itami M, Kawahara M, Yamauchi I. *Mater Sci Eng A* 2006;428:175-9.
16. Askeland DR, Phulé PP. *Essentials of Materials Science and engineering*. Edition Pap/ Cdr. 2004.
17. Komasa S, Taguchi Y, Nishida H, Tanaka M, Kawazoe T. Bioactivity of nanostructure on titanium surface modified by chemical processing at room temperature. *J of Prosth Res* 2012;56:170-7.
18. Meirelles L, Melin L, Peltola T, Kjellin P, Kangasniemi I, Currie F et al. Effect of hydroxyapatite and Titania Nanostructures on Early In Vivo Bone Response. *Clin Implant Dent Related Res* 2008;10(4):245-54.