

Propriedades mecânicas de implantes dentários submetidos à ação de íons fluoretos

**Rafael SARTORI^a, Cássia Bellotto CORRÊA^b, Romeu Belon FERNANDES FILHO^a,
Elcio MARCANTONIO JR^a, Luís Geraldo VAZ^b**

^aDepartamento de Diagnóstico e Cirurgia, Faculdade de Odontologia, UNESP,
14801-903 Araraquara - SP, Brasil

^bDepartamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Faculdade de Odontologia, UNESP,
14801-903 Araraquara - SP, Brasil

Sartori R, Corrêa CB, Fernandes Filho RB, Marcantonio Jr E, Vaz LG. Mechanical properties of dental implants submitted to fluoride ions action. Rev Odontol UNESP. 2007; 36(4): 317-322.

Resumo: O objetivo deste estudo foi avaliar a dureza, a resistência à fadiga e a fractografia do conjunto implante-componente de titânio comercialmente puro (Ti c.p.) após ser submetido à corrosão por íons fluoretos. Espécimes de duas marcas comerciais, uma nacional (Neodent) e outra importada (3i Implant Innovations), foram analisados; cada uma com dois grupos de 7. Os conjuntos do grupo teste foram imersos em solução de fluoreto de sódio a 1500 ppm (pH 5,3) por 184 horas, simulando 5 anos de exposição ao flúor, e os do grupo controle, em água destilada pelo mesmo tempo. A dureza dos implantes foi avaliada antes e após a exposição aos íons fluoretos, demonstrando redução estatisticamente significativa. Todos os conjuntos suportaram a ciclagem mecânica (105 ciclos, 15 Hz, 150 N), realizada após a imersão nas soluções. A fractografia, por meio de microscopia eletrônica de varredura, não relevou presença de trincas ou fendas nos implantes. Concluiu-se que o fluoreto de sódio a 1500 ppm influenciou apenas na superfície dos biomateriais estudados, sem comprometer a resistência mecânica do conjunto implante-componente.

Palavras-chave: *Implantes dentários; titânio; corrosão; teste de dureza; fadiga.*

Abstract: The aim of the study was to assess the hardness, the fatigue resistance and the fractography of commercially pure titanium (c.p. Ti) implant-abutment set submitted to 3 corrosion by fluoride ions. Fourteen samples of two trademarks, a nacional one (Neodent) and an internacional one (3i Implant Innovations), divided into two groups with 7 samples each, have been analyzed. The sets of test group were submerged in a 1500 ppm sodium fluoride solution (pH 5.3) for 184 hours, simulating 5 years of fluoride contact, and the control groups sets in distilled water for the same time. The implants hardness was assessed before and after the contact to fluoride ions, showing reduction statically different. All groups supported the mechanical cycling (105 cycles, 15 Hz, 150 N) after solution immersion. The fractography, by scanning electronic microscopy, didn't show the presence of cracks and gaps in the implants. In conclusion, the sodium fluoride at 1500 ppm influenced the evaluated biomaterials surface, without impairment of mechanical properties of de implant-abutment set.

Keywords: *Dental implants; titanium; corrosion; hardness; fatigue.*

Introdução

O uso do titânio e de suas ligas, como biomateriais, possui um alto índice de sucesso devido a uma combinação favorável de suas propriedades mecânicas, físicas e químicas como baixa densidade, alta resistência mecânica, baixo módulo de elasticidade, alta resistência à corrosão e excelente biocompatibilidade^{14,25}. Estas propriedades são

necessárias, pois ele estará sendo constantemente submetido a esforços mecânicos e térmicos no ambiente oral²⁰, devendo existir um equilíbrio dinâmico entre fatores biológicos e mecânicos³.

O titânio comercialmente puro (Ti c.p.) é amplamente utilizado na Odontologia, particularmente na Implantodontia,

na fabricação de implantes dentais. Adicionalmente, este material possui alta ductibilidade e é capaz de resistir às forças cíclicas no ambiente bucal.

A ação dessas forças cíclicas, capaz de gerar fadiga nos materiais dentários, são produzidas pelos movimentos mastigatórios com uma variação de força de até 370 N e uma frequência de 1,25 Hz^{11,13,15}. Com a fadiga, o implante dental pode começar a desenvolver microtrincas internas que podem aumentar em número e tamanho conforme a quantidade de ciclos. Em um conjunto implante/componente protético, a fadiga pode levar a micromovimentos deste sistema, resultando em afrouxamentos, fendas no implante, trincas no parafuso de união do componente protético ou até mesmo a ruptura do implante dental⁷.

Inseridos no ambiente oral os implantes também são expostos a um meio quimicamente agressivo, devido a fatores como biofilme bacteriano e saliva. Este ambiente é particularmente favorável à biodegradação de metais devido às suas propriedades térmicas, iônicas, microbiológicas e enzimáticas⁵. Daí a necessidade do desenvolvimento e avaliação de materiais resistentes tanto ao desgaste quanto à corrosão.

A alta resistência à corrosão do titânio deve-se à formação de uma camada estável e densa de óxido de titânio (TiO₂) em sua superfície, responsável pela sua estabilidade química no organismo^{1,8,10}. A espessura desta camada varia de 10 a 20 nm e não deve romper-se sob nenhuma condição²⁸. Este grau de resistência permanece elevado contra a maioria dos ácidos minerais, mesmo em meios muito agressivos, tais como ácido clorídrico (HCl) ou ácido sulfúrico (H₂SO₄), permanecendo a corrosão do titânio extremamente baixa nessas situações^{2,4,20,28}. Além disso, o Ti c.p. é portador de uma maior resistência à corrosão em relação às outras ligas de titânio²⁹.

Considerado como um dos poucos meios capazes de atacar com uma ação corrosiva a superfície do titânio, os íons fluoreto são componentes efetivos nesse processo². Eles são capazes de danificar a camada de TiO₂, através de sua incorporação, reduzindo consideravelmente as suas propriedades protetoras^{8,12,22,27,28}. Os fluoretos em concentrações elevadas associados com o pH extremamente ácido levam a um aumento no processo corrosivo do titânio, o que interfere em suas propriedades mecânicas, como a diminuição da dureza e da resistência à fadiga^{12,28}.

Os géis fluoretados e soluções contendo altos níveis de fluoretos são largamente usados como medida profilática

em Odontologia, desde os últimos 40 anos, na prevenção da cárie²⁶. A ação desses produtos fluoretados sobre as superfícies de titânio vem sendo estudada, e os resultados os apontam como danificadores da superfície do implante^{24,27}. Sendo importante ressaltar que soluções contendo mais de 20 ppm de fluoreto de sódio podem destruir a camada de óxido de titânio²³.

A maioria dos trabalhos encontrados na literatura^{12,24,27,28} utilizou discos de Ti c.p. para avaliar o processo de corrosão causado pelos fluoretos ao invés de implantes de Ti c.p. disponíveis comercialmente.

Os estudos do comportamento dos implantes dentários diante da fadiga e a ação corrosiva dos agentes químicos contendo flúor a médio e a longo prazo são escassos, e existe a necessidade de caracterizar o material mecanicamente, fisicamente e quimicamente. Assim, a proposta deste estudo foi avaliar a dureza, a resistência à fadiga e a fractografia do conjunto implante-componente após serem submetidos à corrosão por íons fluoretos.

Material e método

Para o presente estudo, utilizaram-se implantes dentários à base de Ti c.p. com superfície lisa de duas marcas comerciais, uma de procedência nacional (Neodent - Curitiba, Brasil) e outra importada (3i Implant Innovations Inc – Palm Beach Gardens, USA), com seus respectivos componentes (Pilares de preparo). Todos os implantes possuíam geometria e tamanho semelhante, isto é, com conexão externa, plataforma protética de 4,1 mm, com diâmetro de 3,75 x 15,00 mm de comprimento.

Imediatamente após a abertura dos implantes de suas embalagens, os conjuntos implante/componente protético foram montados de acordo com as instruções dos respectivos fabricantes, aplicando-se um torque de 32 N com um torquímetro manual protético (Neodent - Curitiba, Brasil).

De acordo com o preconizado por Siirilä, Könönen²⁴, foi idealizado um modelo que tenta simular o tempo de contato dos fluoretos durante um procedimento de higiene oral, simulando uma média de exposição dos conjuntos por um período de 5 anos. Os conjuntos foram separados em grupos (Tabela 1), sendo o grupo A (controle) imerso em água destilada e o grupo B (teste) imerso em solução fluoretada a 1500 ppm com pH de 5,3.

Para simular um contato com os íons fluoretos por um período de 5 anos, isto é, 21 vezes por semana, com uma

Tabela 1. Distribuição dos grupos

	Grupo A (controle)	Grupo B (teste)	Total
Neodent (Titamax Liso® – 114217)	07	07	14
3i Implant Innovations (ICE® - cód. ICE315 – 358617)	07	07	14
Total	14	14	28

média de 2 minutos cada vez (estimativa de média de escovação com um dentífrico contendo flúor 3 vezes ao dia), os grupos teste foram estaticamente submersos em um meio fluoretado durante 184 horas (7,5 dias). A solução era trocada a cada 12 horas e os conjuntos lavados com água corrente durante um intervalo de 30 segundos, antes de serem submersos novamente na solução repostada. Nos grupos controles, repetiram-se os mesmos procedimentos com os conjuntos em água destilada.

Ensaio de dureza

Foi utilizado o método de dureza Vickers, no qual o penetrador é uma pirâmide de base quadrada, que sob ação de uma carga entra em contato com a superfície do espécime, deixando a impressão da pirâmide. Em seguida, medem-se as diagonais da pirâmide com aparelhos de alta precisão, munidos de microscópio. As medidas foram realizadas antes e depois da imersão dos conjuntos nas soluções teste em um durômetro Micromet Buehler (*Buehler, Illinois, EUA*) modelo 1600-6300 dotado de diamante Vickers, com carga de 500 gf e 30 segundos de exposição. A medida da dureza foi obtida a partir da média aritmética dos registros de três pontos distintos, localizados sobre o ápice do implante.

Ensaio de fadiga

O ensaio de fadiga por forças de compressão foi realizado num modelo que reflete a configuração atualmente utilizada para testar, *in vitro*, o conjunto implante/componente¹⁶, no qual esse é recoberto por uma esfera de metal com a finalidade de simular a coroa protética, como mostra a Figura 1. Foi utilizado o equipamento de ensaios mecânicos *Material Test System – MTS 810 (MTS Systems Corporation, Minnesota, USA)* e a análise dos dados realizados em programa específico *Test Works for Test Star II (MTS Systems Corporation, Minnesota, USA)*, com o auxílio de um gerador de função, na forma de onda senóide, fixando-se o número de ciclos em 100.000, a frequência em 15 Hz e a carga em 60% da carga máxima (420 N±18), estimando o uso em cavidade bucal por 5 anos¹⁷.

O posicionamento dos corpos de prova com a configuração desejada foi obtido com o auxílio de um dispositivo confeccionado especialmente para esse fim. O dispositivo era fixado ao mordente inferior do aparelho, em um plano inclinado a 30°, sobre o qual era parafusada a garra que fixa por pressão o corpo de prova, sendo este colocado na respectiva canaleta, de forma que seis roscas do implante fiquem fora do suporte da garra, simulando assim uma situação clínica sumamente desfavorável de perda de suporte ósseo.

Fractografia

A análise fractográfica foi realizada por meio da microscopia eletrônica de varredura (MEV). Um conjunto

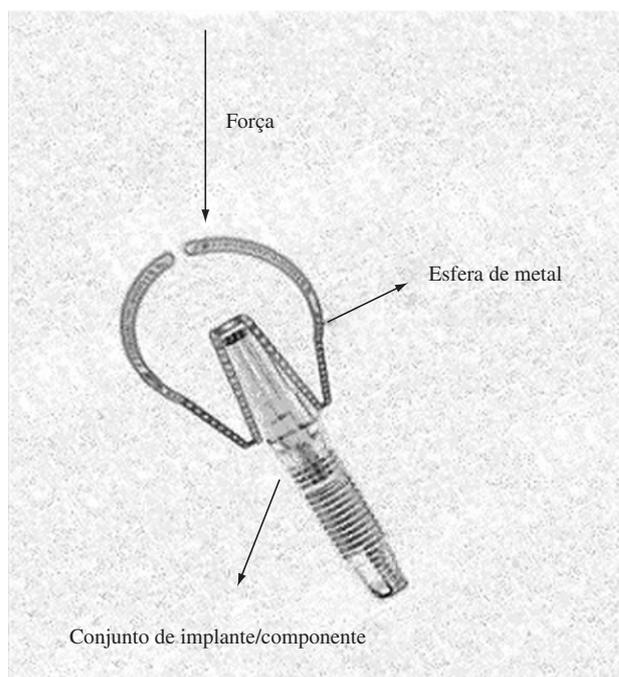


Figura 1. Esquema representativo utilizado para os ensaios mecânicos¹⁶.

implante/componente de cada grupo foi avaliado após o ensaio de ciclagem mecânica para verificar se a fadiga dos conjuntos levou a alguma alteração estrutural, com conseqüente propagação de trincas ou fendas.

Análise estatística

Para a comparação entre os grupos de mesma marca comercial, foi utilizado o teste de Wilcoxon. O critério para rejeição ou não da hipótese nula (H_0) foi definido ao nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$), de forma que se o valor da probabilidade (p) encontrado fosse menor que 0,05 ($p < 0,05$), a hipótese nula seria rejeitada, optando-se pela hipótese alternativa (H_1) de que o efeito promovido pela aplicação de fluoretos é diferente do controle.

Resultado

Os valores de dureza, expressos em HV, dos implantes são apresentados nas Figuras 2 e 3, demonstrando os resultados antes e após a imersão em soluções controle e fluoretada.

Nos grupos controle Neodent ($p=0,1763$) e 3i ($p=0,0679$), não houve diferença, porém, os grupos teste das duas marcas comerciais Neodent ($p = 0,0180$) e 3i ($p = 0,0425$) apresentaram diferenças estatisticamente significantes.

No ensaio de fadiga, os espécimes das duas marcas comerciais suportaram o número estipulado de ciclos (10^5)

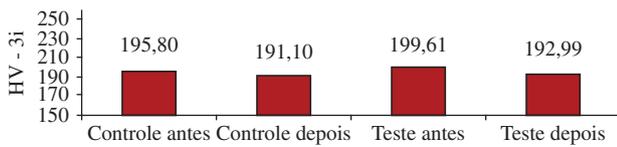


Figura 2. Gráfico dos valores médios de dureza (HV) dos implantes após exposição às soluções controle e teste. Marca 3i / *- Estatisticamente significativa.

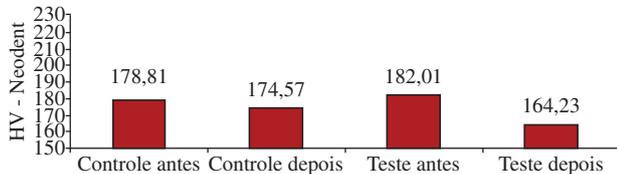


Figura 3. Gráfico dos valores médios de dureza (HV) dos implantes após exposição às soluções controle e teste. Marca Neodent/ *- Estatisticamente significativa.

simulando 5 anos na cavidade oral. Nenhum dos conjuntos apresentou afrouxamento do parafuso de união entre componente/implante após a ciclagem mecânica.

A análise fractográfica por MEV não mostrou qualquer indício de fratura ou de propagação de fendas na região da sexta rosca do corpo do implante até a plataforma protética (Figuras 4 e 5). O comportamento mecânico dos implantes não sofreu qualquer diminuição da resistência à fadiga, independente da marca comercial em comparação ao grupo controle.

Discussão

A variação dos valores de dureza do titânio, em geral, pode ir de 150 até 330 HV, dependendo do grau do titânio, sua pureza e outros elementos químicos utilizados nas ligas³⁰. No presente estudo, os valores de dureza dos biomateriais tiveram uma redução estatisticamente significativa nos grupos teste de ambas as marcas comerciais, após exposição aos fluoretos, devido, provavelmente, à formação de produtos de corrosão na superfície, como complexos solúveis resultantes da interação do flúor com a camada de óxido de titânio^{8,12}; ou devido à incorporação de íons hidrogênio na superfície do titânio⁹. A diferença estatisticamente significativa observada entre marcas pode ser atribuída a algum tratamento térmico que empresas podem aplicar sobre o titânio ou devido à diferença de lotes ou lingotes de titânio utilizados na produção dos implantes. Entretanto, os valores encontrados estão dentro dos limites aceitos para o titânio grau II^{30,31}.

Os ensaios de compressão foram realizados com o propósito de investigar se os íons fluoretos poderiam alterar alguma propriedade mecânica dos implantes. Para a avaliação da estabilidade e resistência dos conjuntos implante/componente, tem sido usado em pesquisa,

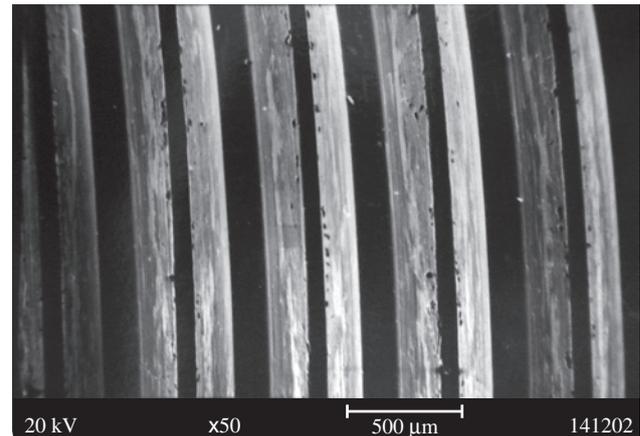


Figura 4. Fotomicrografia por MEV do implante 3i após fadiga da região da sexta rosca do implante até a plataforma protética.

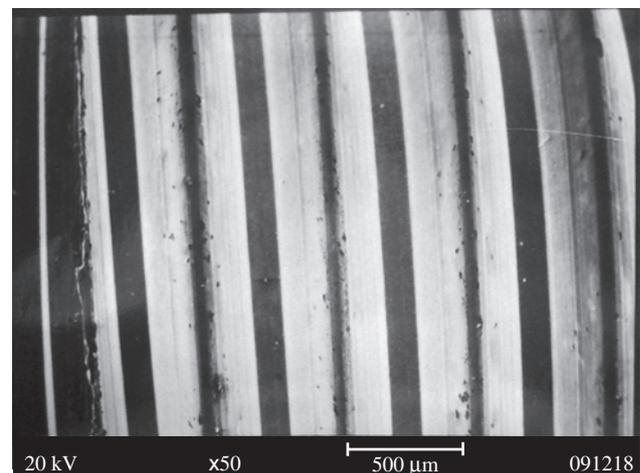


Figura 5. Fotomicrografia por MEV do implante Neodent após fadiga da região da sexta rosca do implante até a plataforma protética.

nos últimos tempos, modelos nos quais se aplicam cargas excêntricas ao longo eixo do conjunto, seja em angulações maiores do que 15 ° ou mediante dispositivos que levam o momento de flexão para fora do eixo axial^{17,19,21}.

O modelo experimental adotado, a configuração do dispositivo que recebeu os conjuntos foi montada em uma angulação de 30 ° em relação ao plano inferior, proporcionando, deste modo, uma inclinação desfavorável, porém dentro dos limites aceitos para próteses anguladas sobre implantes. Após os ciclos de fadiga, nenhuma amostra demonstrou afrouxamento ou fratura do parafuso de união do componente com o implante, mesmo com uma inclinação desfavorável e com roscas expostas para fora do dispositivo. Fato este devido ao torque de 32 N, utilizado para manter a estabilidade do conjunto; resultado também obtido por

Cibirka et al.³, quando utilizaram componentes angulados (25 °) e força de fadiga variável de 20 a 200 N.

Por meio da MEV, não foi observado nenhum indício de fratura nos implantes após os ciclos de fadiga. A principal causa de uma ruptura de um implante é a aplicação de uma força além do limite elástico do titânio ou por forças inferiores a este limite por repetidas vezes. O titânio pode até suportar forças acima de 1.000 N, entretanto, no ambiente bucal, valores desta magnitude são difíceis de serem alcançados, sendo a principal causa de fratura a falha em função devido à fadiga, que são movimentos repetitivos de baixa intensidade. Trabalhos que demonstraram fraturas em parafusos ou em implantes osseointegrados e sob função na cavidade oral^{6,17,18} podem ter outros fatores envolvidos que possam levar a fratura do sistema, como por exemplo, a absorção de hidrogênio na superfície do titânio no ambiente oral³¹.

Conclusão

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, conclui-se que, após a exposição à solução fluoretada, houve redução nos valores de dureza de todos os implantes, porém dentro dos limites aceitos para o material. Observou-se também que todos os conjuntos, independente da exposição aos fluoretos, demonstraram resistência à fadiga e a fractografia não relevou presença de trincas ou fendas nos implantes.

Agradecimento

Esta pesquisa teve o suporte financeiro da FAPESP por meio do Auxílio Pesquisa nº 04/09621-9.

Referências

1. Aziz-kerrzo M, Conroy RG, Fenelon AM, Farrell ST, Breslin CB. Electrochemical studies on the stability and corrosion resistance of titanium-based implant materials. *Biomaterials*. 2001;22:1531-9.
2. Barjj A. EDS Titanium. In: James WJ, Straumanis ME. *Encyclopedia of electrochemistry of the elements*. New York: Marcel Dekker; 1976. v. 5, p. 305-95.
3. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implantabutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*. 2001;85:268-75.
4. Donachie Jr MJ, editor. Introduction. In: Donachie Jr MJ. *Titanium: a technical guide*. Metals Park: ASM international; 1987. p. 9-19.
5. Fathi MH, Salehi M, Saatchi A, Mortazavi V, Moosavi SB. In vitro corrosion behavior of bioceramic, metallic and bioceramic-metallic coated stainless steel dental implants. *Dent Mater*. 2003;19:188-98.
6. Gibney K. Fracture of the body of an implant and its management - a case history. *Br Dent J*. 2004;197:615-7.
7. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in widenediameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent*. 2001;85:599-607.
8. Huang HH. Effects of fluoride concentration and elastic tensile strain on the corrosion resistance of commercially pure titanium. *Biomaterials*. 2002;23:59-63.
9. Kaneko K, Yokoyama K, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J, Nagumo M. Delayed fracture of beta titanium orthodontic wire in fluoride aqueous solutions. *Biomaterials*. 2003;24:2113-20.
10. Kasemo B, Lausmaa J. Biomaterial and implant surfaces: a surface science approach. *Int J Maxillofac Implants*. 1988;3:247-59.
11. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002;88:604-10.
12. Koike M, Fujii H. The corrosion resistance of pure titanium in organic acids. *Biomaterials*. 2001;22:2931-6.
13. Lindquist LW, Carlsson GE. Long-term effects on chewing with mandibular fixed prostheses on osseointegrated implants. *Acta Odontol Scand*. 1985;43:39-45.
14. Massaro C, Rotolo P, De Riccardis F, Milella E, Napoli A, Wieland M, et al. Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition. *J Mater Sci Mater Med*. 2002;13:535-48.
15. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7:153-61.
16. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8 degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:519-26.
17. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8:409-14.
18. Nergiz I, Schmage P, Shahin R. Removal of a fractured implant abutment screw: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2004;91:513-7.
19. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11:458-64.
20. O'Brien WJ. Materials used in implantology. In: O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 2nd ed. Chicago: Quintessence Publishing; 1997. p. 320-4.

21. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors - a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13:542-9.
22. Reclaru L, Meyer JM. Effects of fluoride on titanium and other dental alloys in dentistry. *Biomaterials.* 1998;19:85-92.
23. Schutz RW, Thomas DE. Corrosion of titanium and titanium alloys. In: Schutz RW, Thomas DE. *Corrosion. Metals Park: ASM International; 1989. v. 3, p. 669706.*
24. Siirilä HS, Könönen M. The effect of oral topical fluorides on the surface of commercially pure titanium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6:50-4.
25. Steinemann SG. Titanium - the material of choice? *Periodontol 2000.* 1998;17:7-21.
26. Stookey GK. Critical evaluation of the composition and use of topical fluorides. *J Dent Res.* 1990;69(Special Issue):805-12.
27. Strietzel R, Hösch A, Kalbfleisch H, Buch D. In vitro corrosion of titanium. *Biomaterials.* 1998;19:1495-9.
28. Toumelin-Chemla F, Rouellet F, Burdairon G. Corrosive properties of fluoride containing odontologic gels against titanium. *J Dent.* 1996;24:109-15.
29. Vargas E, Baier R, Meyer A. Reduce corrosion of c.p. Ti and Ti 6Al 4V alloy endosseous dental implant after glow discharge treatment: A preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:338-44.
30. Whan RE, editors. *Materials characterization. Metals Park: ASM International; 1992. p. 297-320.*
31. Yokoyama K, Ichikawa T, Murakami H, Miyamoto Y, Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials.* 2002;23:2459-65.