



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA



RAFAEL SARTORI

***ANÁLISE DE CORROSÃO E FRATURA DE
IMPLANTES/COMPONENTES PROTÉTICOS DE
TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO, APÓS SEREM
SUBMETIDOS A CICLOS DE FADIGA EM UM MEIO
FLUORETADO COM DIFERENTES pH***

ARARAQUARA
2006



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA



RAFAEL SARTORI

ANÁLISE DE CORROSÃO E FRATURA DE
IMPLANTES/COMPONENTES PROTÉTICOS DE TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO, APÓS SEREM SUBMETIDOS A
CICLOS DE FADIGA EM UM MEIO FLUORETADO COM
DIFERENTES pH

DISSERTAÇÃO APRESENTADA À FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE ESTADUAL
PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO" - UNESP,
CAMPUS DE ARARAQUARA, COMO PARTE DOS
REQUISITOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
MESTRE EM PERIODONTIA.

Orientador: *Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz*

Co-orientador: *Prof. Dr. Elcio Marcantonio Junior*

ARARAQUARA
2006

Sartori, Rafael

Análise de corrosão e fratura de implantes/componentes protéticos de titânio comercialmente puro, após serem submetidos a ciclos de fadiga em um meio fluoretado com diferentes pH / Rafael Sartori. – Araraquara: [s.n.], 2006

79 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz

Co-orientador: Prof. Dr. Elcio Marcantonio Junior

1. Titânio 2. Implante dentário 3. Fluoretos 4. Fadiga
5. Corrosão I. Título.

DADOS CURRICULARES

Rafael Sartori

NASCIMENTO 18 de Setembro de 1976 - União da Vitória/PR

FILIAÇÃO Eli Sartori
Geni Miralva Sartori

1994-1998 Graduação em Odontologia
Universidade Estadual de Ponta Grossa - UEPG

2004-2006 Pós-graduação em Periodontia – Nível de Mestrado
Faculdade de Odontologia de Araraquara
Universidade Estadual Paulista - UNESP

Tenha coragem, persista, não aceite a derrota,
não desista dos parâmetros traçados, dê movimento construtivo ao seu ideal.

Na caminhada para alcançar seus objetivos, seja forte e perscrutador.

Você será necessariamente confrontado por muitos obstáculos,
vencê-los significa, em primeiro lugar, vencer a si mesmo.

Coragem, firmeza, paciência, disciplina, faça autoconhecimento.

Desenvolva a autoconfiança e você saberá abrandar, suavizar,
os revezes, as lutas que compõem a experiência terrena.

Não receie o fracasso.

Empenhe-se a fundo naquilo que quer alcançar,
avalie para ver se é justo e digno, e continue a jornada crendo em Deus
e tudo se realizará para o bem.

Leocádio José Correia

DEDICATÓRIA

AOS MEUS PAIS

ELI e GENI

Que sempre se fizeram presentes em todos os momentos, firmes e trêmulos, de alegria e tristeza, de risos e lágrimas, entusiasmo e desânimo, transmitindo-me a segurança e a força necessária para seguir meu caminho.

A vocês que acompanharam com tanta paciência e compreensão esta trajetória e que, no incomparável e incondicional amor, forneceram-me todos os subsídios para ser o que hoje sou, na verdade um pouco de cada um de vocês. Agradeço a Deus a oportunidade de ser filho de vocês. Amo vocês!!!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Deus,

que por sua bondade me concedeu a vida e por me dar forças para superar as dificuldades na busca de meus ideais.

Aos meus irmãos ***Elisa e Fábio, Alexandre e Patrícia, e Luciana***, pelo carinho, amor, apoio em todos os momentos, e principalmente, pela torcida.

Às minhas avós, ***Nina e Graciosa***, pelos seus ensinamentos e orações durante minha vida, compreendendo a minha ausência neste período.

Às minhas famílias, ***Sartori, Zempulski, Jorgensen, Munhoz, Godofredo***, por sempre acreditarem em mim, dando-me apoio em todos os momentos.

À ***Carolina***, que esteve a meu lado, pelo amor e atenção, pelos momentos vividos.

Muito obrigado. Aprendi muito e não lhe esquecerei...

À família ***Oberg***, que sempre me apoiou e deram-me forças. Tornei-me uma pessoa melhor, por conhecer e conviver com vocês. Sempre amarei muito vocês!!!

Ao meu orientador e amigo Prof. Dr. **Luís Geraldo Vaz** pela confiança em mim depositada, por compreender os meus anseios e me dar o incentivo necessário para atingir os meus objetivos. Agradeço-lhe, também, pela constante orientação científica, profissional e pessoal. Foi uma honra tê-lo como professor e orientador.

É um privilégio tê-lo como um amigo. Muito obrigado!!!!

Ao Prof. Dr. **Elcio Marcantonio Junior**, pela sua amizade e confiança em meu trabalho. Seu incentivo e seus ensinamentos contribuíram muito em minha formação. Muito Obrigado!!!

Aos meus grandes amigos **Maurício, Rafael e Milton**, que compartilharam minhas alegrias e tristezas durante nosso convívio. Obrigado pela confiança e amizade. Somente pessoas da própria família é que partilham suas experiências. E é assim que eu os considero, como *irmãos!!!*

À minha amiga **Joseane**, pela amizade sincera, pelo apoio nos momentos difíceis e pelas risadas que compartilhamos neste período. Muito Obrigado!!!

Ao meu grande amigo e irmão **Abraham Lincoln Calixto**, pela sua amizade,
incentivo e apoio irrestrito em todos os momentos da minha vida.

Muito obrigado!!!!

Aos meus grandes amigos **Fábio André e Gibson**, pelos seus ensinamentos,
confiança e amizade. Exemplos de professores nos quais eu me espelhei.

Muito Obrigado!!!

Ao meu amigo **Denílson Cavina**, que sempre acreditou e torceu por mim.
Exemplo de amizade, você será eternamente lembrado. Sua luz está sempre
brilhando nos corações dos seus amigos e familiares.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, na pessoa da sua diretora
Profa. Dra. ***Rosemary Adriana Chiérici Marcantonio***, pela oportunidade e
condições oferecidas para a realização deste curso.

Ao coordenador do Curso de Pós-Graduação em Periodontia
Prof. Dr. ***Carlos Rossa Junior***, e a todos os docentes do Curso de
Pós-Graduação em Periodontia, pela excelente formação, dedicação e
competência em suas atividades.

Aos Professores da Disciplina de Periodontia desta faculdade, ***Egbert, Ricardo, Elcio, José Eduardo, Adriana, Silvana, Joni e Carlos***, pelos conhecimentos transmitidos, pelo incentivo constante, por toda a dedicação e pela convivência amigável que tivemos ao longo de todo o curso.

Aos meus colegas de mestrado, ***Daniela Zandim, Daniela Spirandeli, Denise, Débora, Fábio, Gabriela, Maurício, Milton, Rafael e Rafaela***, pelo convívio e amizade. Saibam que os momentos que passei com cada um de vocês ficarão sempre em minha memória e em meu coração!!!!

A todos os **colegas** do curso de Pós-Graduação em Periodontia, pela convivência e amizade.

Ao meu amigo **José Eduardo César Sampaio**, pela confiança e amizade que sempre teve em mim. Obrigado pelas conversas, pelo bate-papo e principalmente pelo apoio e incentivo. Conheci um professor, encontrei um amigo.

As alunas **Ana Lucia, Cássia, Rangelly e Shara**, pela ajuda e apoio no desenvolvimento da pesquisa, pela amizade e paciência.

Aos meus amigos **Márcio e Seandra**, por sua amizade e companheirismo, presentes sempre em minha vida. Muito obrigado!!!!

A todos os funcionários do Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, em especial à **Cláudia, Cidinha, Zezé, Maria do Rosário, Teresinha, Telma, Sueli e Toninho**, pela amizade e carinho.

À minha amiga, **Regina Lúcia**, em especial, pela amizade e cooperação sempre disponíveis, pela competência e administração nos seus trabalhos. Obrigado pelo seu ombro amigo em todos os momentos.

A todos os **Professores e Funcionários** do Departamento de Prótese e Materiais
Odontológicos, pelo convívio e amizade.

Aos funcionários da Seção de Pós-Graduação, **Mara, Rosângela e José**
Alexandre, pela amizade, competência e paciência.

A todos os funcionários desta faculdade, em especial aos funcionários da
Biblioteca, **Adriano, Inês, Sílvia, Eliane, Marley, Maria Helena, Odete, Ceres,**
Maria Aparecida e Cristina, pela atenção e auxílio.

A **CAPES** e a **FAPESP** pelo apoio financeiro concedido.

A todos que, direta ou indiretamente, colaboraram e tornaram possível a
realização deste trabalho.

And love is not the easy thing...
The only baggage you can bring
is all that you can't leave behind

Bono Vox

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	12
INTRODUÇÃO	14
REVISÃO DE LITERATURA	19
CORROSÃO	19
PROPRIEDADES MECÂNICAS	24
PROPOSIÇÃO	32
MATERIAL E MÉTODO	33
RESULTADOS	49
DUREZA VICKERS	49
ENSAIO DE FADIGA	50
CORROSÃO	52
FRACTOGRAFIA	55

DISCUSSÃO	56
PROPRIEDADES MECÂNICAS	56
CORROSÃO	60
 CONCLUSÃO	 65
 REFERÊNCIAS	 66
 ANEXOS	 76
 RESUMO	 78
 ABSTRACT	 79

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS

μm	Micrômetro
ASM	American Society for Metals
ASTM	American Society for Testing Materials
EDS	Energy Dispersive Spectroscopy - Análise Espectrométrica de Energia
F^-	Íon Fluoreto
HCl	Ácido Clorídrico
HF	Ácido Fluorídrico
HNO_3	Ácido Nítrico
H_2SO_4	Ácido Sulfúrico
HV	Dureza Vickers
Hz	Hertz
kgf	kilograma-força
kN	kilo Newton
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
MPa	Mega Pascal
N	Newton
nm	Nanômetro
NaCl	Cloreto de sódio
NaF	Fluoreto de sódio
pH	Atividade de íons hidrogênio

Ti c.p. Titânio comercialmente puro

Ti-6Al-4V Liga titânio alumínio vanádio

TiO₂ Dióxido de Titânio

INTRODUÇÃO

O uso do Titânio e 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 (STEINEMANN, 1998; MASSARO et al., 2002). O sucesso destes biomateriais está ligado diretamente à estas propriedades, pois o biomaterial que será utilizado, estará constantemente submetido a esforços mecânicos, térmicos e a agressividade do meio hospedeiro (O'BRIEN, 1997), devendo existir um equilíbrio dinâmico entre fatores biológicos e mecânicos (CIBIRKA et al., 2001). Esses fatores conhecidos como biocompatibilidade e biofuncionalidade devem ser observados durante a escolha de um biomaterial para uma determinada aplicação.

Os biomateriais à base de titânio, além da biocompatibilidade e biofuncionalidade, têm uma excelente resistência mecânica, sendo o titânio comercialmente puro (Ti c.p.), amplamente utilizado na Odontologia e mais particularmente na Implantodontia na fabricação de implantes dentais, possuidor de uma alta ductibilidade, resistindo a forças cíclicas no ambiente bucal.

Essas forças cíclicas, conhecidas como fadiga, são produzidas pelos movimentos mastigatórios com uma variação de força

de até 370 N e uma frequência de 1,25 Hz (LINDQUIST e CARLSSON, 1985; MERICSKE-STERN e ZARB, 1996; KHRAISAT et al., 2002). Com a fadiga, o implante dental começa a desenvolver microtrincas internas que podem aumentar em número e tamanho conforme a quantidade de ciclos. Em um conjunto implante/componente protético, a fadiga leva a micromovimentos deste sistema, resultando em afrouxamento do conjunto, fendas no implante, trincas no parafuso de união do componente protético ou até mesmo a ruptura do implante dental (HOYER et al., 2001).

Além dos esforços mecânicos pode ser presumido que os implantes também serão expostos a meios agressivos na cavidade bucal, como placa bacteriana e saliva. Este ambiente é particularmente favorável a biodegradação de metais devido às suas propriedades térmicas, iônicas, microbiológicas e enzimáticas (FATHI et al., 2003). Daí a necessidade do desenvolvimento e avaliação de materiais resistentes tanto ao desgaste quanto à corrosão.

Corrosão é o resultado de reações eletroquímicas que ocorrem entre um material metálico e o meio ambiente ao redor. A alta resistência à corrosão do titânio é devido à formação de uma camada estável e densa de óxido de titânio em sua superfície, responsável pela estabilidade química no organismo (KASEMO e LAUSMAA, 1988; AZIZ-KERRZO et al., 2001; HUANG, 2002). Essa camada é formada rapidamente pela alta reatividade do titânio com o oxigênio, formando

vários óxidos, sendo o TiO_2 o principal óxido formado. A espessura desta camada varia de 10 a 20 nm e não deve se romper sob nenhuma condição (TOUMELIN-CHEMLA et al., 1996), sendo o titânio comercialmente puro amplamente usado na fabricação de implantes, portador de uma maior resistência à corrosão em relação às outras ligas de titânio (VARGAS et al., 1992).

Este grau de resistência permanece elevado contra a maioria dos ácidos minerais, mesmo em meios muito agressivos, tais como HCl (ácido clorídrico) ou H_2SO_4 (ácido sulfúrico), permanecendo a corrosão do titânio extremamente baixa nessas situações (TOUMELIN-CHEMLA et al., 1996; O'BRIEN, 1997; DONACHIE JR, 1987; BARJJ, 1976).

Considerado como um dos poucos meios capazes de atacar com uma ação corrosiva a superfície do titânio, os íons fluoreto são componentes efetivos nesse processo (BARJJ, 1976), pois quando o titânio é colocado em contato com um meio fluoretado, sua camada de óxido é danificada e o titânio é facilmente degradado. Isto ocorre devido à incorporação de íons fluoreto na camada de óxido, reduzindo consideravelmente as suas propriedades protetoras (TOUMELIN-CHEMLA et al., 1996; STRIETZEL et al., 1998; KOIKE e FUJII, 2001; HUANG, 2002; RECLARU e MEYER, 1998).

A utilização dos géis fluoretados e soluções contendo altos níveis de fluoretos como medida profilática em Odontologia, desde os

últimos 40 anos, tem sido cada dia maior devido ao grande impacto na prevenção da cárie (STOOKEY, 1990); a utilização deles sobre as superfícies de titânio, presente em certos materiais utilizados em Odontologia, é um assunto que já tem sido estudado, assim como reportado como danificador da superfície do implante (STRIETZEL et al., 1998; SIIRILÄ e KÖNÖNEN, 1991). Soluções contendo mais de 20 ppm de íon fluoreto podem destruir a camada de óxido de titânio (SCHUTZ e THOMAS, 1989).

A maioria dos trabalhos encontrados na literatura (SIIRILÄ e KÖNÖNEN, 1991; TOUMELIN-CHEMLA et al., 1996; STRIETZEL et al., 1998; KOIKE e FUJII, 2001) utilizaram discos de Ti c.p. para avaliar o processo de corrosão causado pelos fluoretos. Grandes concentrações de fluoretos associados com um pH extremamente ácido levaram a um processo corrosivo do Titânio, o que interferiu em suas propriedades mecânicas, com diminuição da dureza e da resistência à fadiga (KOIKE e FUJII, 2001; TOUMELIN-CHEMLA et al., 1996).

A fadiga do conjunto implante/componente protético associado à exposição aos íons fluoreto, pode levar ao afrouxamento do componente, formando fendas entre implante/abutment que servem de regiões de acúmulo de placa, bem como os fluoretos podem causar corrosão, deixando as superfícies que estão expostas à cavidade bucal mais rugosas, facilitando a adesão de microrganismos, onde os quais estarão protegidos contra os mecanismos de higiene oral (movimentos de

escovação, movimentos de deglutição e fluxo do fluído crevicular). A partir deste acúmulo, uma reação inflamatória poderá se originar devido a resposta do hospedeiro a estes microrganismos, desenvolvendo uma peri-implantite que se não tratada, levará a uma destruição óssea em torno do implante com conseqüente perda do mesmo (RIMONDINI et al., 1997; MORGAN e WILSON, 2001; SCARANO et al., 2004).

Os estudos do comportamento dos implantes dentários frente à fadiga e a ação corrosiva dos agentes químicos contendo flúor a médio e longo prazo são poucos, havendo necessidade de caracterizar o material mecanicamente, fisicamente e quimicamente.

REVISÃO DE LITERATURA

CORROSÃO

Campus et al. (2003) em estudos experimentais, clínicos e epidemiológicos demonstraram que a ação tópica dos íons fluoretos é o fator de maior importância na prevenção de cáries. Os fluoretos inibem a desmineralização, aumentam a remineralização e inibem a formação da placa bacteriana. A importância de dentifrícios fluoretados como método eficaz de aplicação de fluoretos e relação custo x benefício, provavelmente continuarão sendo utilizados em muitos países.

Siirila e Könönen, em 1991, avaliaram os efeitos dos fluoretos sobre amostras de Titânio comercialmente puro (Ti c.p.), onde 36 corpos de prova foram submetidos ao contato de dentifrícios e vernizes fluoretados por até 14 dias. Após o período de teste, as amostras foram analisadas em microscopia ótica e eletrônica de varredura, encontrando indícios de deterioração.

Em 1996, Toumelin-Chemla et al., analisaram as propriedades corrosivas do gel fluoretado sobre o titânio utilizando a análise voltamétrica. A corrosão das amostras foi medida de acordo com a resistência de polarização (R_p) das amostras em Ti c.p. e Ti-6Al-4V em

solução de Ringer, gel fluoretado (10.000 ppm/ pH 5,5) e solução de Ringer fluoretada (pH 6,75). Os autores encontraram uma excelente resistência à corrosão do Titânio nas soluções fisiológicas, porém quando o meio apresentava-se ácido e fluoretado, o processo de corrosão foi significativamente prejudicial nas amostras, sendo que este processo de corrosão inibe a formação da camada protetora de óxido de Titânio.

Resultados semelhantes foram encontrados por Reclaru e Meyer em 1998. Os autores testaram o efeito dos fluoretos nos implantes em Ti c.p., utilizando solução fisiológica com e sem presença de fluoretos com diversos pH (6,15 a 3,0). Na análise superficial por microscopia eletrônica de varredura, revelou-se que o processo de corrosão no Titânio ocorreu quando o pH foi inferior a 3,5, e pela análise da composição atômica de superfície, verificou-se a presença de Flúor e Cloro.

A corrosão é um parâmetro que determina a biocompatibilidade de um metal para o uso odontológico. Devido a esse fato, Strietzel et al., em 1998, estudaram a resistência à corrosão do Ti c.p. em diferentes meios, verificando que em meios fluoretados ocorre uma liberação acelerada de íons metálicos e que esta liberação é potencializada quando o pH decresce. Os autores também afirmam que os fluoretos presentes nos dentifrícios ou agentes profiláticos podem

reagir com a superfície, formando complexos solúveis com íons Titânio derivados das camadas de óxido, aumentando a corrosão do material.

Em 1999, Nakagawa et al., estudaram os efeitos da concentração de fluoretos e do pH no comportamento corrosivo do Titânio, por meio de polarização anódica em testes de imersão em soluções de NaF, com várias concentrações e valores de pH. Os resultados revelaram que o Titânio foi corroído pela existência de pequena quantidade de fluoretos em baixo pH e também em meios com alta concentração de fluoretos e com alto pH. Os autores afirmam que o Titânio é facilmente corroído no ambiente oral após o uso de gel, enxagüatórios ou dentifrícios contendo fluoretos ácidos.

Procurando demonstrar os efeitos do pH na corrosão de ligas metálicas odontológicas, Bayramoglu et al., em 2000, reportaram que o Titânio apresentou moderada corrosão, independentemente do pH, porém sem a presença de íons fluoretos nas soluções estudadas.

A resistência à corrosão do Titânio em ácidos orgânicos foi avaliada por Koike e Fujii em 2001, utilizando amostras em Ti c.p. e soluções de ácido fórmico e láctico (pH 1,0 a 8,5). Na cavidade oral, estes ácidos podem ser precipitados na superfície do Titânio e a concentração dos ácidos orgânicos pode variar dependendo de um ambiente aeróbio ou

anaeróbio. As amostras sofreram significativa descoloração macroscópica e a corrosão foi dependente quanto ao pH no ácido fórmico e relativamente dependente no ácido láctico.

A estabilidade química e a resistência à corrosão exibida pelo Titânio são características essenciais para um biomaterial. Em 2001, Aziz-Kerrzo et al., avaliaram estas características em materiais à base de Ti c.p. e suas ligas (Ti-6Al-4V, Ti-45Ni). As amostras foram colocadas em solução salina tamponada e polarizada, em seguida a polarização anódica foi registrada. O Titânio exibiu alta resistência para o início de corrosão localizada.

Na última década, novas ligas de Titânio têm sido desenvolvidas na odontologia. Simultaneamente, tratamentos usando suplementos fluoretados, como os géis fluoretados, também têm sido amplamente utilizados. Schiff et al. (2002) avaliaram a influência dos fluoretos e do pH na resistência à corrosão do Titânio e suas ligas. As amostras foram expostas à solução de Fusayama-Meyer com e sem presença de fluoretos, com variação de pH. Em todas as amostras, houve um efeito negativo na resistência à corrosão quando expostas a soluções fluoretadas e baixo pH. Os autores sugerem que pacientes que possuem prótese e/ou implantes em Titânio, deveriam ser avisados para não usar géis fluoretados.

Diversos trabalhos *in vitro* descreveram que ambientes contendo fluoretos podem atacar o Titânio por meio do processo de corrosão. Huang em 2002 avaliou o efeito dos fluoretos e da tensão elástica à tração na resistência à corrosão do Titânio. Amostras de Ti c.p. foram preparadas e imersas em solução de NaCl (pH 6,0) com diversas concentrações de NaF (0 a 1%). Foi aplicada força de tração nas amostras e a resistência à polarização foi mensurada. O autor concluiu que, independentemente da força à tração aplicada, todas as amostras sofreram corrosão quando a concentração de NaF foi maior que 0,1%.

Segundo Aparício et al., em 2003, o Ti c.p. é altamente usado como material para implantes odontológicos devido as suas adequadas propriedades mecânicas e excelente biocompatibilidade. Os autores testaram diferentes superfícies de Ti c.p. jateados com Alumínio ou Sílica, e avaliaram o comportamento eletroquímico em solução polarizada, sem a presença de fluoretos. Como conclusão, todos os materiais avaliados possuíam um adequado comportamento eletroquímico e de corrosão, sendo seu uso indicado como material para implante odontológico.

Em 2003, Fathi et al. afirmam que a biocompatibilidade é a habilidade de um material para interagir com uma resposta apropriada do

paciente em uma aplicação específica. Pode ser presumido que o paciente é exposto a produtos de processo de corrosão, pois o ambiente oral é particularmente favorável a biodegradação de metais devido as suas propriedades térmicas, iônicas, microbiologias e enzimáticas.

PROPRIEDADES MECÂNICAS

Além do meio agressivo na cavidade bucal os implantes também serão expostos à esforços mecânicos, como forças de tração, compressão e fadiga. Pesquisando os efeitos a longo prazo da mastigação em próteses implanto-suportadas, Lindquist e Carlsson em 1985, relataram que as forças de mastigação podem alcançar valores entre 140 N e 200N.

Valores similares foram encontrados por Mericske-Stern e Zarb em 1996, utilizando pacientes reabilitados com próteses implanto-suportadas. O valor médio para a força de mastigação foi de 165 N. Os autores relatam que a força produzida pela mastigação pode sofrer variação de acordo com o tipo de implante usado, o número de implantes instalados, pacientes total ou parcialmente edêntulos e conseqüentemente o tipo de prótese escolhida para a reabilitação.

Investigando a causa de falha mecânica de implantes osseointegrados, Morgan et al., em 1993, compararam 5 implantes osseointegrados (Brånemark® - Nobel Biocare – Sweden) fraturados clinicamente com amostras novas (Brånemark® - Nobel Biocare – Sweden) fraturadas em laboratório com cargas cíclicas e de compressão máxima. O teste de compressão máxima foi realizado nos conjuntos até alcançar a ruptura do material (1.860 N) e o teste de fadiga utilizou força de 1.100 N com frequência de 13-15 Hz e 100.000 ciclos. As observações em microscopia eletrônica de varredura revelaram estriações similares nas superfícies fraturadas da situação clínica e de fadiga. Os autores concluíram que os implantes osseointegrados falharam na fadiga por cargas fisiológicas, e esta falha foi agravada pela reabsorção óssea em torno dos implantes.

Em 1996, Basten et al., compararam as propriedades mecânicas relacionadas à fadiga de conjuntos implante/componente variando o componente protético (CeraOne® e EsthetiCone® - Nobel Biocare – Sweden) e o torque de inserção do parafuso de união do conjunto (toque padrão, $\pm 20\%$). Os conjuntos foram levados em um dispositivo embebido com resina fotoelástica, simulando um suporte ósseo trabeculado, e fadigados em uma máquina de ciclagem mecânica com força flutuante de 70 N, frequência de 16 Hz e inclinação de 30° até o momento da ruptura. Os autores relataram que a fadiga foi responsável

pela fratura do implante ou do parafuso do componente protético nos conjuntos utilizados, independente do torque aplicado.

Utilizando análise computadorizada de elemento finito tri-dimensional não linear, Merz et al., em 2000, avaliaram dois tipos de conexão protética com implantes ITI® (Straumann AG, Switzerland), sendo uma conexão externa e outro Cone Morse (cônico 8 graus). Os conjuntos foram avaliados em diferentes angulações (0°, 15° e 30°) com força de 380 N na ciclagem mecânica. Com a força orientada puramente no sentido axial (0°) os dois sistemas distribuem e dissipam igualmente as forças, com níveis baixos de stress em todo o sistema. Com a força inclinada a 15° em relação ao eixo axial do conjunto, ocorreu uma maior tensão e distribuição das forças no lado oposto da força aplicada, porém com stress limitado às roscas do parafuso do componente. Na situação mais desfavorável, quando a força de ciclagem mecânica incidiu com angulação de 30° ao eixo axial do conjunto, uma grande concentração de forças e stress foi localizada ao lado oposto da força aplicada nos conjuntos, com uma melhor distribuição destas forças no sistema de Cone Morse, onde a tensão do parafuso é reduzida a níveis viáveis, o que já não aconteceu com o sistema de hexágono externo, ocorrendo uma alta compressão no conjunto de forças assimétricas, excedendo o limite de plasticidade, o que pode ocasionar afrouxamento do parafuso ou até mesmo a sua fratura.

Em 2001, Cibirka et al., examinaram a interface do conjunto implante/componente protético em dois sistemas de conexão (hexágono externo e interno) após teste de fadiga. Os autores utilizaram implantes do sistema Branemark® (Nobel Biocare – Sweden) com componentes angulados a 25° ao longo eixo. O torque para o parafuso do conjunto foi de 32 Ncm e a ciclagem mecânica estipulada em 5.000.000 de ciclos com força variável de 20 a 200 N. Os autores concluíram que após o teste de fadiga, independente do sistema de conexão, não houve sinais clínicos de instabilidade do parafuso ou perda de torque observado.

Com o objetivo de analisar as propriedades mecânicas após a fadiga na interface implante/componente, Hoyer et al., em 2001, avaliaram dois diâmetros de componentes protéticos (UCLA 3,75 mm e UCLA 6,0 mm) com seus respectivos implantes de hexágono externo (3,75 x 15,00 mm e 6,0 x 15,00 mm). Cada grupo foi composto de 5 amostras. O componente de 3,75 mm recebeu torque no parafuso de união de 32 Ncm e o componente de 6,0 mm torque de 25 Ncm, e ambos levados a uma máquina de ciclagem mecânica com frequência de 10 Hz e com 120 N de força aplicada à 4 mm fora do longo eixo. As avaliações eram realizadas em 10^3 , 10^4 , 10^5 e 5×10^5 ciclos. Os autores concluíram que ambos os conjuntos dos dois diâmetros sofreram desajuste na interface implante/componente sem diferenças entre os grupos (3,75 mm

– $14 \pm 7 \mu\text{m}$; 6,0 mm - $11 \pm 10 \mu\text{m}$), porém relatando uma vida útil menor no parafuso do sistema de 3,75 mm.

Em 2002, Khraisat et al., avaliaram a resistência à fadiga de dois sistemas de implantes: sete implantes Brånemark – hexágono externo (Nobel Biocare - Sweden) e sete implantes ITI – Cone Morse 8° (Straumann AG, Switzerland). Os conjuntos foram montados com seus respectivos componentes, sistema Brånemark utilizou o componente CeraOne® com torque do parafuso de 32 Ncm e o sistema ITI utilizou componente sólido Cone Morse 8° com torque de 35 Ncm. Os conjuntos foram levados à fadiga com força de 100 N aplicada perpendicularmente ao longo eixo, com frequência de 75 ciclos/min até 1.800.00 ciclos ou até fraturar. Para o grupo Brånemark, todos os parafusos fraturaram antes de chegar ao ciclo final, o que não ocorreu com o sistema ITI. Os autores concluíram que o conjunto ITI foi significativamente melhor que o conjunto Brånemark no sistema testado de implante unitário.

A resistência à fadiga também foi pesquisada por Perriard et al., em 2002, em conjuntos implante-componente de implantes ITI® (Straumann, Switzerland) com dois tipos de conexão protética, cone Morse standard e cone Morse com octágono interno. Os conjuntos foram levados a uma máquina de ciclagem mecânica, em dispositivo angulado à 15°, com força de 205 N aplicada a 9 mm do longo eixo, frequência de 2

Hz e número máximo de ciclos em 10^6 . As amostras também foram analisadas usando técnica de elemento finito. Quanto ao ensaio de fadiga, não houve diferenças entre os componentes standard e octágono interno na resistência mecânica, e as análises de elemento finito revelaram uma concentração de stress no componente octagonal em suas faces apicais.

Em 2002, Gil et al., analisaram os efeitos do tratamento superficial do Titânio com jateamento de partículas de Al_2O_3 no comportamento frente à fadiga e a compressão máxima. Amostras em Ti c.p. grau III foram preparadas com dois tipos de tratamento térmico antes do jateamento, obtendo duas microestruturas: equiaxial e acicular. Os testes de fadiga foram realizados até o ponto de ruptura, e a nucleação e propagação da fissura ocasionada pela fadiga foram analisadas por meio de microscopia eletrônica de varredura. Os resultados demonstraram que o jateamento aumentou a vida útil das amostras na fadiga em comparação com amostras não jateadas, e que as estruturas equiaxiais possuem melhores propriedades mecânicas as das estruturas aciculares, com propagações menores de fissuras em sua superfície.

Segundo Yokohama et al. (2002), a vida útil de um metal depende de dois fatores: mecânico e o ambiental, o qual inclui também reações eletroquímicas. Os fatores ambientais afetam significativamente a

durabilidade e a extensão da corrosão dos implantes osseointegrados. Algumas situações clínicas de fratura de implantes e parafusos oclusais de titânio têm sido documentadas, porém os fatores que aceleram o processo de corrosão e fadiga necessitam serem documentados. Nesta tentativa, os autores realizaram uma análise estrutural e fractográfica de um parafuso oclusal de titânio fraturado, por meio de microscopia eletrônica de varredura, para se determinar os efeitos de um ambiente biológico no comportamento estrutural. O parafuso analisado estava sob função em uma prótese pelo período de 3 anos, e um parafuso em titânio novo foi usado como controle. Como resultado, foi confirmada a presença de fissuras na superfície do parafuso fraturado, a qual iniciou-se na base da rosca e propagou-se até as regiões internas. A cromatografia a gás revelou que o parafuso fraturado havia absorvido uma maior quantidade de hidrogênio em relação ao novo, e quando o parafuso controle foi exposto a uma solução indutora de absorção de hidrogênio, este mostrou resultados similares aos do parafuso fraturado. Os autores concluem que o titânio em um ambiente biológico absorve hidrogênio e esta pode ser a razão da fratura tardia do parafuso de titânio em um conjunto implante-componente.

O estudo da resistência à fadiga torna-se importante quando implantes dentais osseointegrados estão sujeitos a receber forças oclusais superiores a 300 N. El-Homsi et al., em 2004, avaliaram os

efeitos da fadiga em implantes do sistema IMZ (Friadent, Germany) utilizando componentes protéticos com e sem amortecedores (dampers). Foram preparados 5 conjuntos para cada situação embebidos em polimetilmetacrilato (PMMA) transparente para simular a estrutura óssea ao redor dos implantes. Cada conjunto foi levado à ciclagem mecânica com frequência de 2 Hz e forças variantes de 150 a 450 N com uma inclinação de 15° em relação ao longo eixo. A cada 2×10^5 ciclos, era registrado a existência ou não de fendas entre o implante e a resina. O sistema de amortecedor proporcionou uma redução significativa na formação de fendas em comparação ao sistema sem amortecedor, para cargas superiores a 300 N. Não houve diferenças entre os dois sistemas após $2,4 \times 10^6$ ciclos e força máxima de 450 N.

MATERIAL E MÉTODO

MATERIAL

No presente estudo utilizou-se implantes dentais à base de titânio comercialmente puro disponíveis no mercado nacional, sendo uma marca de procedência nacional e outra de procedência importada, com seus respectivos componentes protéticos (abutment). Todos os implantes possuíam a mesma geometria, isto é, com conexão externa, plataforma regular de 4,1 mm, com diâmetro de 3,75 x 15,00 mm de comprimento (Tabela 1 e Figuras 1 e 2).

Tabela 1 - Materiais utilizados e respectivos fabricantes

Material	Fabricante
Implante hexágono externo superfície lisa – Titamax Liso®	Neodent - Curitiba, Brasil
Implante hexágono externo superfície tratada – Titamax Poros®	Neodent - Curitiba, Brasil
Munhão personalizado para preparo em Titânio	Neodent – Curitiba, Brasil
Parafuso sextavado em Titânio	Neodent – Curitiba, Brasil

Implante hexágono externo superfície lisa – ICE®	3i Implant Innovations Inc – Palm Beach Gardens, USA
Implante hexágono externo superfície tratada – Osseotite®	3i Implant Innovations Inc – Palm Beach Gardens, USA
Munhão em Titânio	3i Implant Innovations Inc – Palm Beach Gardens, USA
Parafuso em Titânio	3i Implant Innovations Inc – Palm Beach Gardens, USA

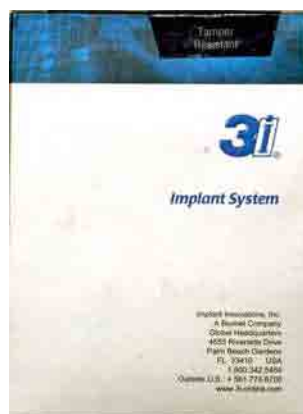


FIGURA 1 – Implante 3i (3i Implant Innovations Inc – Palm Beach, USA).



FIGURA 2 - Implantes Neodent (Neodent – Curitiba, Brasil).

MÉTODOS

Imediatamente após a abertura dos implantes de suas embalagens, os conjuntos implante/componente protético foram montados de acordo com as instruções dos respectivos fabricantes.

Para atingir o torque recomendado pelos fabricantes (32 N), na montagem dos conjuntos, foi utilizado um torquímetro manual protético (NEODENT – Curitiba, Brasil) de força controlada.



FIGURA 3 – Torquímetro protético (NEODENT – Curitiba, Brasil).



FIGURA 4 – Conjuntos implante/componente protético montados.

De acordo com o preconizado por Siirilä e Könönen (1991) foi idealizado um modelo que simulasse as condições clínicas de utilização dos fluoretos. Os conjuntos foram testados simulando uma média de exposição aos íons fluoretos por período de uso de 5 anos no ambiente bucal, sendo então, comparados com grupos denominados controle, isto é, sem a ação de íons fluoretos. Os conjuntos foram separados em grupos (Tabela 2) de acordo com o pH da solução fluoretada e com o tipo de superfície do implante, sendo o grupo A (controle) imerso em água destilada, o grupo B (teste) imerso em solução fluoretada a 1500 ppm com pH de 5.3 e o grupo C (teste) imerso em solução fluoretada a 1500 ppm com pH de 7.4. O tipo de superfície do implante foi identificado com as letras L (superfície lisa) e T (superfície tratada). Os lotes dos implantes e marcas comerciais estão descritos no Anexo 1.

Tabela 2 – Distribuição dos grupos

	<u>Neodent</u>			
	Grupo A (controle)	Grupo B (pH 5.3)	Grupo C (pH 7.4)	Total
Implante Liso (L)	07	07	07	21
Implante Tratado (T)	07	07	07	21
Total	14	14	14	42

	<u>3i Implant Innovation</u>			
	Grupo A (controle)	Grupo B (pH 5.3)	Grupo C (pH 7.4)	Total
Implante Liso (L)	07	07	07	21
Implante Tratado (T)	07	07	07	21
Total	14	14	14	42

Nos grupos teste, os conjuntos foram estaticamente submersos (Figura 5) em um meio fluoretado durante 184 horas (7,5 dias), simulando um contato com os íons fluoretos por um período de 5 anos, isto é, 21 vezes por semana, com uma média de 2 minutos cada vez (estimativa de media de escovação com um dentifrício contendo flúor 3 vezes ao dia). A solução era trocada a cada 12 horas e os conjuntos submersos lavados com água corrente durante um intervalo de 30 segundos, antes de serem submersos novamente na solução repostada.

Nos grupos controle, repetiu-se o mesmo procedimento com os conjuntos em água destilada.



FIGURA 5 – Implante submerso em solução.

Ensaio de Dureza

A dureza mede a resistência de um material à penetração, indicando qual é a resistência do material a ser riscado ou abrasionado. O teste de dureza mais usado é o de penetração estática, no qual uma esfera,

cone de diamante ou pirâmide é forçada para dentro de um material testado. A relação de força e a área da profundidade de penetração dão a medida de dureza. Deste tipo são os testes de Rockwell, Brinel, Knoop e Vickers (WHAN, 1992).

No presente trabalho foi utilizado o método de dureza Vickers. Nesse ensaio o penetrador é uma pirâmide de base quadrada, que sob ação de uma carga entra em contato com a superfície da amostra a se ensaiar, deixando a impressão da pirâmide. Em seguida mede-se a diagonal da pirâmide com aparelhos de alta precisão, munidos de microscópio.

O local para a medida da dureza dos conjuntos foi na base do implante em três pontos distintos. As medidas foram tomadas antes e após a exposição aos íons fluoretos. As medidas de dureza neste trabalho foram realizadas em um durômetro Micromet Buehler modelo 1600-6300 dotado de diamante Vickers (Figuras 6 e 7) com carga de 500gf e tempo de 30s.



FIGURA 6 – Microdurômetro Buehler modelo 1600-6300.



FIGURA 7 – Ensaio de dureza na base do implante.

Ensaio de Compressão

A determinação das propriedades mecânicas de um material metálico é realizada por meio de vários ensaios. Geralmente esses ensaios são destrutivos, pois promovem a ruptura ou inutilização do material. De uma maneira geral, os ensaios de compressão são utilizados para determinar as propriedades mecânicas dos materiais.

O ensaio de compressão foi realizado num modelo que reflete a configuração atualmente utilizada para testar, *in vitro*, o conjunto implante/componente (MERZ et al., 2000), no qual este se encontra angulado e o componente é recoberto por uma esfera de metal com a finalidade de simular a coroa protética, como mostra a Figura 8.

Os ensaios de compressão foram realizados no equipamento de ensaios mecânicos Material Test System - MTS 810 e a análise dos

dados realizados em programa de computador especializado, denominado Test Works do sistema Test Star II.

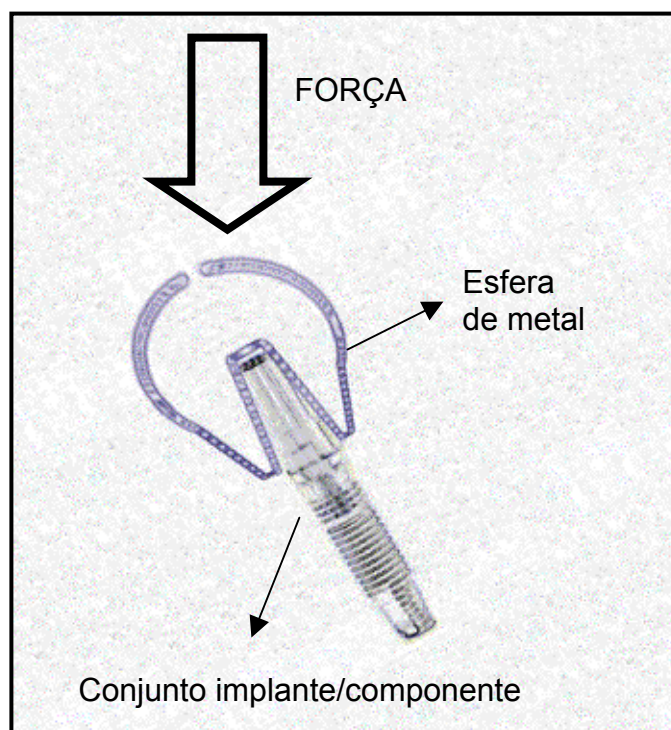


FIGURA 8 - Esquema representativo utilizado para os ensaios mecânicos (MERZ et al., 2000).

O posicionamento dos corpos-de-prova na máquina de ensaios com a configuração desejada foi obtido com o auxílio de um dispositivo confeccionado especialmente para esse fim (Figura 9). O dispositivo era fixado ao mordente inferior do aparelho, em um plano inclinado a 30°, sobre o qual é parafusada a garra que fixa por pressão o corpo-de-prova, sendo este colocado na respectiva canaleta (Figura 10), de forma que fiquem fora

do suporte da garra seis roscas do implante, simulando assim uma situação clinica sumamente desfavorável de perda de suporte ósseo.



FIGURA 9 - Angulação de 30° do dispositivo.



FIGURA 10 - Detalhe da colocação do implante no dispositivo.

Ensaio de Fadiga

A importância do estudo da fadiga torna-se clara quando se considera que todo componente móvel e quando parte de estruturas estáticas estão submetidos a ciclos de tensões. Com efeito, a absoluta maioria das falhas que ocorrem em serviços é devida à fadiga.

Geralmente os processos de fadiga podem ser divididos em três estágios distintos (KERLINS e PHILLIPS, 1992):

Estágio 1 – Corresponde à nucleação da trinca por deformação plástica localizada e seu crescimento inicial, ao longo de planos de escorregamento, sob a influência de tensões de cisalhamento. Este estágio não é visível a olho nu na superfície da fratura. Pode corresponder de 0% a 90% do número total de ciclos que o componente pode suportar antes de fraturar. A presença de entalhes e altas tensões localizadas reduzem a duração deste estágio.

Estágio 2 – Corresponde ao crescimento da trinca num plano perpendicular à direção da tensão principal de tração. A fratura neste estágio é a mais característica do processo de fadiga, é sempre visível a olho nu e pode corresponder à maior parte da área da superfície fraturada, ainda que não corresponda necessariamente à maior parte do número de ciclos total suportado pela peça.

Estágio 3 – Corresponde à fratura brusca final quando ocorre o último ciclo de tensões quando a trinca desenvolvida progressivamente

atinge o tamanho crítico para propagação instável, desta forma, a área da fratura desenvolvida progressivamente depende das tensões aplicadas e da tenacidade do material. Em princípio é possível que o material se deforme antes da ruptura final, mas normalmente as fraturas por fadiga são macroscopicamente frágeis, isto é, não apresentam deformação permanente macroscópica.

Os ensaios de fadiga foram realizados em todos os conjuntos dos grupos A, B e C, sendo realizados na mesma máquina e dispositivo dos ensaios de compressão. Os ensaios foram realizados com o auxílio de um gerador de função, na forma de onda senóide, fixando-se número de ciclos em 100.000, frequência em 15 Hz e a carga em 60% da carga máxima, estimando o uso em cavidade bucal por 5 anos (MORGAN et al, 1993).

Microscopia Eletrônica de Varredura

A microscopia eletrônica de varredura é de fundamental importância para se estudar a fractografia e para avaliar a ação dos íons fluoretos na superfície dos implantes dentais. A importância da análise da fratura reside no fato de permitir a caracterização da causa das falhas. Logo, seu objetivo é conhecer porque um determinado material falhou e estudar os efeitos desse fenômeno. Em geral o problema de fraturas está ligado às tensões e deformações aplicadas sobre o material, quando as mesmas excedem a capacidade de carga que o elemento suporta (CZYRYCA, 1992).

Um conjunto implante/componente de cada grupo escolhido aleatoriamente foi avaliado antes e após a exposição à solução fluoretada para verificar a ação corrosiva dos íons fluoretos. Após o ensaio de ciclagem mecânica, os mesmos conjuntos foram novamente avaliados em MEV para verificar se a fadiga dos conjuntos levou à alguma alteração estrutural, com conseqüente propagação de trincas ou fendas.

No presente trabalho, a análise da superfície foi realizada com auxílio de um microscópio eletrônico de varredura JEOL-JSM, modelo T-330 A, acoplado a um analisador dispersivo de energia e uma câmara fotográfica.

Microscopia Ótica

Para se verificar a adaptação dos componentes protéticos aos implantes após a ciclagem mecânica, os conjuntos foram avaliados em Microscopia Ótica em um microscópio da Carl Zeiss Jena, modelo Neophot 30, com uma câmara fotográfica acoplada de igual procedência.

A Microscopia Ótica também foi utilizada para realizar o exame metalográfico, para verificar se estrutura interna dos metais sofreu alguma alteração após a exposição à solução fluoretada ou após a fadiga.

Análise Espectrométrica de Energia Dispersa (EDS)

A análise espectrométrica de energia dispersa de raios-X foi utilizada para determinar a composição química (semi-quantitativa) dos materiais. Esta análise foi realizada nos implantes expostos aos íons fluoretos assim como aos não expostos, tomando-se as medidas entre as roscas dos implantes.

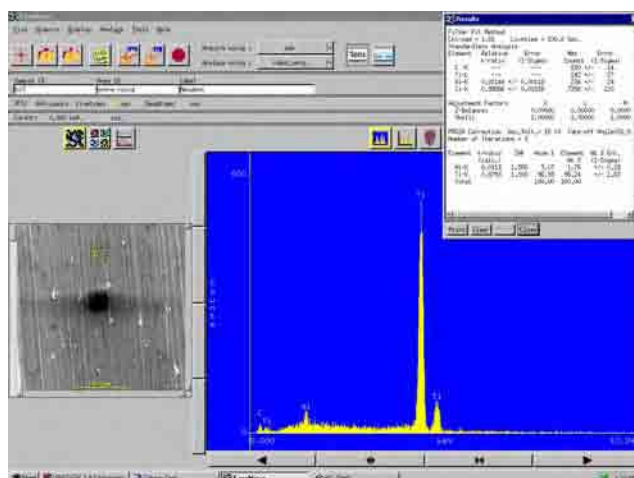


FIGURA 11 –Análise espectrométrica de energia dispersa por raios-X.

Metodologia Estatística

O planejamento experimental deste estudo foi definido com o objetivo de comparar os diferentes grupos de ensaios de dureza, tanto antes como depois da aplicação de fluoretos, aos valores médios de dureza Vickers. Os dados preencheram os requisitos necessários para aplicação dos

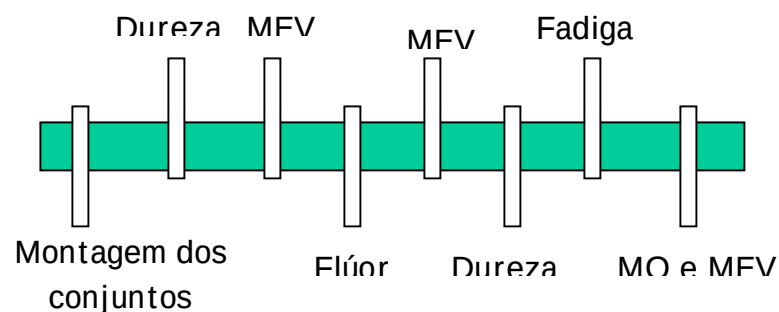
testes estatísticos sendo que apresentaram um coeficiente de variação menor a 10%.

Para comparação entre amostras da mesma marca comercial, foi aplicado o teste estatístico de WILCOXON, para comparação de duas amostras dependentes (pareadas), sem uma distribuição normal (dados não paramétricos). O fator a ser comparado foi à influência dos íons fluoretos (positiva/negativa) na superfície dos implantes dentais.

Para comparações entre as diferentes marcas de implantes, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis, também um teste não paramétrico, porém para amostras independentes (não pareadas).

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.

Cronograma de Execução



PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho foi analisar os processos de corrosão e fratura causados pelo meio fluoretado em diferentes pH, na fadiga dos conjuntos implantes/componentes dentários de titânio, com duas diferentes superfícies, uma superfície lisa e outra tratada, de duas marcas comerciais disponíveis no mercado nacional.

RESULTADO

DUREZA VICKERS

Os valores de dureza dos implantes estão representados em HV (Dureza Vickers) em gráficos, demonstrando os resultados antes a após a imersão de soluções controle e fluoretada.

O Gráfico 1 mostra os valores de dureza dos grupos AL e AT antes e após imersão em água destilada, e os grupos BL, BT, CL e CT antes e após à exposição da solução fluoretada (Marca Comercial – 3i Implant Innovations – Palm Beach/USA).

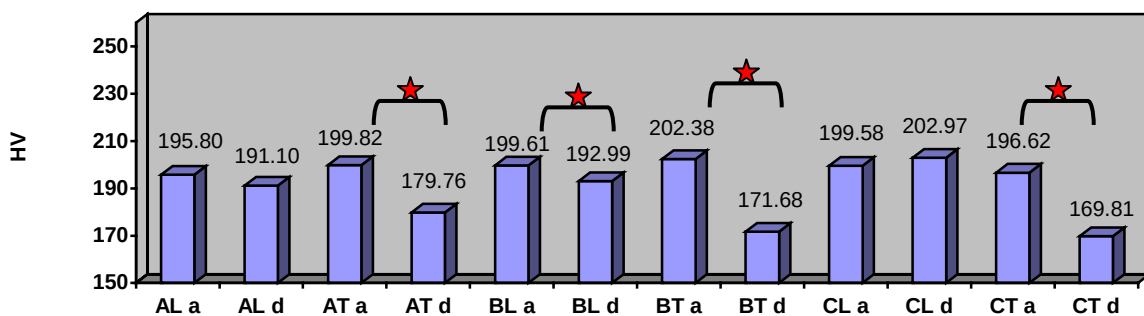


GRÁFICO 1 – Valores médios de Dureza (VH) dos implantes após exposição às soluções controle e testes. **a**- antes da imersão na solução. **d**- após a imersão na solução. * - Estatisticamente significante.

Somente nos grupos AL ($p=0,0679$) e CL ($p=0,1763$) não houve diferenças, porém nos grupos AT ($p=0,0180$), BL ($p=0,0425$), BT ($p=0,0180$) e CT ($p=0,0180$) as diferenças entre os valores de dureza foram estatisticamente significantes.

O Gráfico 2 mostra os valores de dureza dos grupos AL e AT antes e após imersão em água destilada, e os grupos BL, BT, CL e CT antes e após à exposição da solução fluoretada (Marca Comercial – Neodent – Curitiba/Brasil).

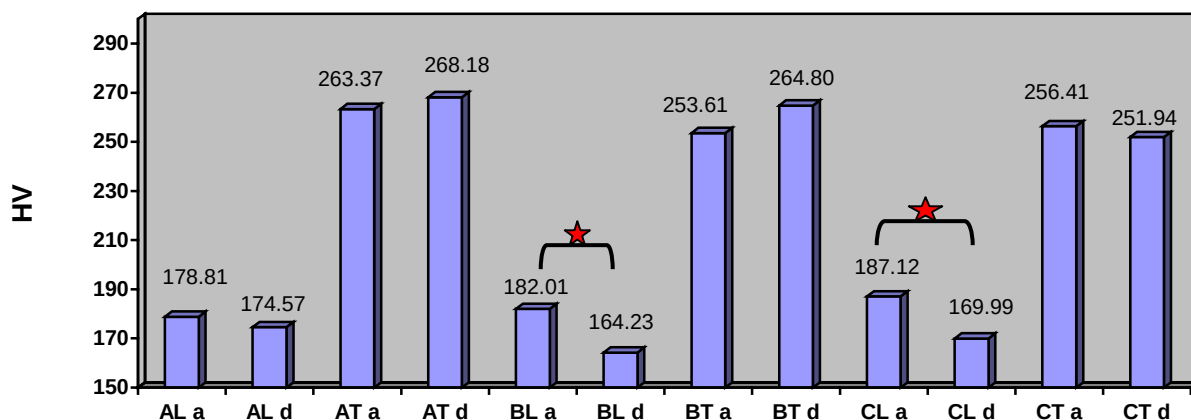


GRÁFICO 2 – Valores médios de Dureza (VH) dos implantes após exposição às soluções controle e testes. **a**- antes da imersão na solução. **d**- após a imersão na solução. . * - Estatisticamente significativa.

Não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos AL ($p=0,1763$), AT ($p=0,8658$), BT ($p=0,3105$) e CT ($p=0,6121$). Porém nos grupos BL ($p=0,0180$) e CL ($p=0,0180$) houve diferenças estatisticamente significativas (WILCONXON, $p<0,05$).

ENSAIO DE FADIGA

Todas as amostras das duas marcas comerciais suportaram o número estipulado de ciclos (10^5) simulando 5 anos de uso na cavidade oral, independente da solução a qual foram expostos. Nenhum dos conjuntos apresentou afrouxamento do parafuso de união entre abutment/implante após a ciclagem mecânica.

As Tabelas 3 e 4 mostram os resultados obtidos nos ensaios de ciclagem mecânica por compressão não axial dos implantes utilizados nesta pesquisa.

Tabela 3 – Implantes da marca comercial Neodent®

NEODENT®											
GRUPO AL	CICLOS	GRUPO AT	CICLOS	GRUPO BL	CICLOS	GRUPO BT	CICLOS	GRUPO CL	CICLOS	GRUPO CT	CICLOS
1	100.000	1	100.000	1	100.000	1	100.000	1	100.000	1	100.000
2	100.000	2	100.000	2	100.000	2	100.000	2	100.000	2	100.000
3	100.000	3	100.000	3	100.000	3	100.000	3	100.000	3	100.000
4	100.000	4	100.000	4	100.000	4	100.000	4	100.000	4	100.000
5	100.000	5	100.000	5	100.000	5	100.000	5	100.000	5	100.000
6	100.000	6	100.000	6	100.000	6	100.000	6	100.000	6	100.000
7	100.000	7	100.000	7	100.000	7	100.000	7	100.000	7	100.000

Tabela 4 – Implantes da marca comercial 3i®

3i®											
GRUPO AL	CICLOS	GRUPO AT	CICLOS	GRUPO BL	CICLOS	GRUPO BT	CICLOS	GRUPO CL	CICLOS	GRUPO CT	CICLOS
1	100.000	1	100.000	1	100.000	1	100.000	1	100.000	1	100.000
2	100.000	2	100.000	2	100.000	2	100.000	2	100.000	2	100.000
3	100.000	3	100.000	3	100.000	3	100.000	3	100.000	3	100.000
4	100.000	4	100.000	4	100.000	4	100.000	4	100.000	4	100.000
5	100.000	5	100.000	5	100.000	5	100.000	5	100.000	5	100.000
6	100.000	6	100.000	6	100.000	6	100.000	6	100.000	6	100.000
7	100.000	7	100.000	7	100.000	7	100.000	7	100.000	7	100.000

CORROSÃO

Macroscopicamente ocorreu nos implantes da marca 3i® perda de brilho e manchas em todos os implantes lisos e tratados, bem como nos abutments. Fato apenas observado nos grupos expostos à solução fluoretada, sendo mais evidente no grupo exposto à solução fluoretada com pH 5,4 do que do grupo com pH 7,3.

Esta situação também foi observada nos implantes da marca Neodent®, ocorrendo perda de brilho e algumas manchas sobre as superfícies dos implantes, sendo mais evidente no grupo exposto à solução fluoretada mais ácida (Figura 12).



FIGURA 12 – Descoloração macroscópica.

A - Implante antes da solução fluoretada. B – Implante após solução fluoretada.

Na análise de microscopia eletrônica de varredura a superfície dos implantes de titânio não submetidos à ação de íons fluoretos (grupo controle) mostraram características esperadas, como irregularidades decorrentes do

tratamento da superfície dado pelo fabricante, ou ainda mostrando uma superfície lisa com algumas irregularidades decorrentes do processo de usinagem dos implantes (Figuras 13 e 14), sem indícios de corrosão.



FIGURA 13 – MEV do implante 3i superfície lisa – grupo controle.

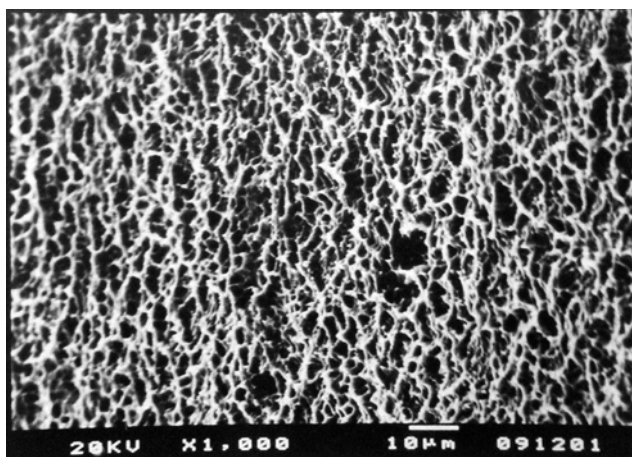


FIGURA 14 – MEV do implante Neodent superfície tratada – grupo controle.

Entretanto nos grupos expostos á ação dos íons fluoretos, pode-se observar que tanto os implantes da Neodent quanto da 3i apresentaram alguns pontos escuros na superfície do Titânio, independente do pH da solução fluoretada e do tratamento superficial (Figuras 15 e 16).

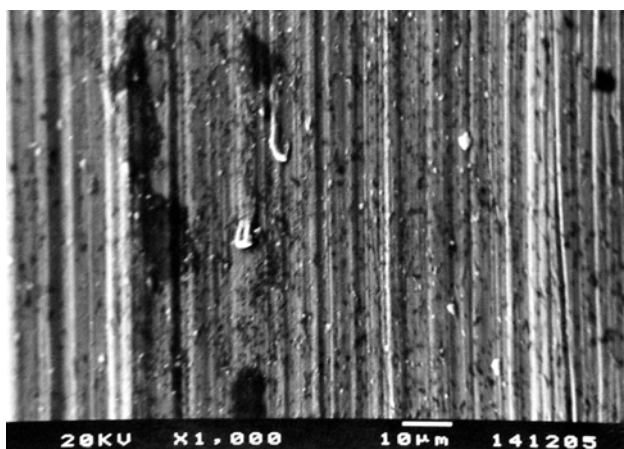


FIGURA 15 – MEV do implante 3i superfície lisa após solução fluoretada.

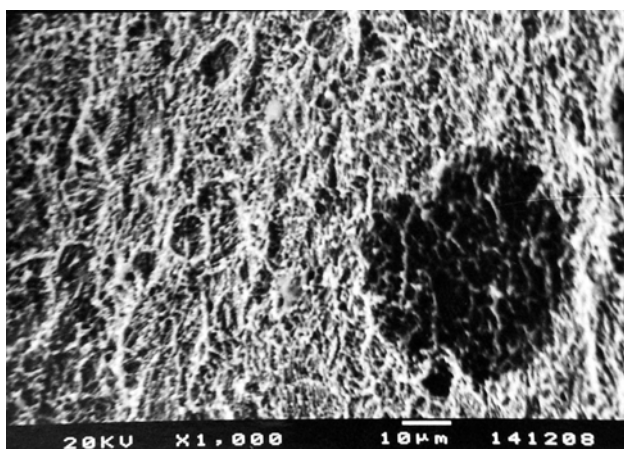


FIGURA 16 – MEV do implante 3i superfície tratada após solução fluoretada.

Os resultados do EDS dos implantes, dos grupos controle, solução fluoretada pH 5,4 e solução fluoretada pH 7,3, onde é possível verificar a composição química dos mesmos, demonstraram a predominância, semi quantitativa, em aproximadamente 99% de titânio nas amostras da marca 3i e Neodent. Em nenhum grupo foi observado a presença ou incorporação de íons fluoretos na superfície do Titânio (Figura 17).

Results					
Filter Fit Method					
Chi-sqd = 5.03 Livetime = 100.0 Sec.					
Standardless Analysis					
Element	Relative k-ratio	Error (1-Sigma)	Net Counts	Error (1-Sigma)	
C -K	---	---	430 +/-	29	
Ti-L	---	---	726 +/-	57	
Al-K	0,00055 +/-	0,00020	148 +/-	54	
Ti-K	0,99945 +/-	0,00549	96798 +/-	532	
Adjustment Factors					
		K	L	M	
Z-Balance:		0,00000	0,00000	0,0000	
Shell:		1,00000	1,00000	1,0000	
PROZA Correction Acc.Volt.= 15 kV Take-off Angle=31.9					
Number of Iterations = 3					
Element	k-ratio (calc.)	ZAF	Atom %	Element Wt %	Wt % Err. (1-Sigma)
Al-K	0,0006	1,559	0,15	0,09	+/- 0,03
Ti-K	0,9990	1,000	99,85	99,91	+/- 0,55
Total			100,00	100,00	

FIGURA 17 – Resultado do EDS sobre as amostras.

FRACTOGRAFIA

O comportamento mecânico dos implantes, independente da marca comercial, do pH da solução fluoretada ou do tratamento superficial, não apresentou diminuição da resistência à fadiga, nem desadaptação dos conjuntos. A análise por MEV não mostrou qualquer indício de fratura ou de propagação de fendas.

DISCUSSÃO

PROPRIEDADES MECÂNICAS

A dureza que pode ser definida como resistência à deformação permanente é uma importante propriedade mecânica para caracterização e estudos de biomateriais a base de titânio. A variação dos valores de dureza em geral do titânio podem ir de 150 HV até 330 HV, dependendo do grau do Titânio, sua pureza e outros elementos químicos utilizados em ligas (WHAN et al., 1992).

Os valores de dureza das amostras tiveram uma redução estatisticamente significativa em seus valores nos grupos BL, BT e CT da marca 3i, e dos grupos BL e CL da marca Neodent, após exposição aos fluoretos. É interessante observar que os valores de dureza entre e intramarcas comerciais têm diferenças significantes entre os implantes de superfície lisa e tratada. Esta diferença 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. Quanto à diferença encontrada no grupo AT da marca 3i após a

imersão na solução controle, deve-se a variações da leitura da dureza sobre a superfície tratada, altamente irregular.

Apesar de haver diferenças significativas nos valores de dureza entre os implantes de mesma marca antes e após a aplicação dos fluoretos e também haver diferença entre marcas e tipos de superfície (lisa ou tratada), os valores encontrados estão dentro dos limites aceitos para o Titânio grau II (WHAN, 1992; YOKOHAMA et al., 2002).

Após a exposição das amostras às soluções fluoretadas, todos os conjuntos foram levados à máquina de ensaios mecânicos para realizar o teste de fadiga, com o propósito de investigar se os íons fluoretos poderiam alterar alguma propriedade mecânica dos implantes.

Para a avaliação dos conjuntos implante/componente, assim como da estabilidade e resistência dos mesmos, estão sendo usados amplamente em pesquisa, nos últimos tempos, modelos nos quais se aplicam cargas excêntricas ao longo eixo dos implantes, seja em angulações maiores do que 15 graus ou mediante dispositivos que levam o momento de flexão para fora do eixo axial (MORGAN et al., 1993; NORTON, 2000; PERRIARD et al., 2002). Nesta pesquisa o modelo experimental adotado apresenta as características antes mencionadas, aceitas como efetivas na

reprodução (com as limitações do caso) das condições clínicas menos favoráveis no ambiente bucal.

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.

No sistema utilizado, conexão de hexágono externo, após os ciclos de fadiga, nenhuma amostra demonstrou afrouxamento ou fratura do parafuso de união do abutment com o implante, mesmo com uma inclinação desfavorável e com roscas expostas para fora do dispositivo, fato este devido ao torque realizado no parafuso de união.

O valor de 32 N utilizado para o torque do parafuso foi satisfatório para manter a estabilidade do conjunto, resultado também obtido por Cibirka et al., (2001) quando utilizaram componentes angulados (25°) e força de fadiga variável de 20 a 200 N.

Merz et al. (2000) utilizando análise de elemento finito demonstrou que neste sistema ocorre uma alta compressão no conjunto implante/componente com distribuição assimétrica de forças sobre a

plataforma e roscas do implante, o que pode ocasionar afrouxamento do parafuso e até mesmo sua ruptura. Este fato não foi observado nas amostras desta pesquisa, mesmo utilizando uma inclinação de 30°, porém com força de fadiga (150 N) próxima daquela encontrada em situações fisiológicas.

Por meio da microscopia eletrônica de varredura não foi observado nenhum indício de fratura nos implantes após os ciclos de fadiga, independente da exposição aos fluoretos ou do pH da solução. 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 serviço 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 (MORGAN et al., 1993; NERGIZ et al., 2004; GIBNEY, 2004) 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 oral (YOKOHAMA et al., 2002).

CORROSÃO

A corrosão de um metal pode ser descrita como trocas eletroquímicas realizadas entre o metal e o ambiente em que ele se encontra. A resistência à corrosão é determinada pela estabilidade química do metal. Um dos metais mais resistentes à corrosão é o Titânio, devido a sua camada de óxido protetora.

A camada de óxido de titânio, altamente estável quimicamente e formada por vários óxidos, entre eles o TiO_2 , é que confere ao titânio alta resistência à corrosão e estabilidade química no organismo (AZIZ-KERRZO et al., 2001; HUANG, 2002). Mesmo em presença de ácidos minerais, como HCl , H_2SO_4 e HNO_3 , esta camada de 10-20 nm de espessura mantém sua estabilidade, com um índice de corrosão extremamente baixo nessas situações (TOUMELIN-CHEMLA et al., 1996, O' BRIEN, 1997).

Porém esta camada não consegue manter sua estabilidade frente a presença de Flúor. Os fluoretos são incorporados na camada de óxido, formando compostos de fluoreto óxido de titânio, fluoreto de titânio ou fluoreto sódio de titânio, desorganizando a estabilidade da camada de óxido e diminuindo suas propriedades protetoras (TOUMELIN-CHEMLA et al., 1996; STRIETZEL et al., 1998; KOIKE e FUJII, 2001; HUANG, 2002;

RECLARU e MEYER 1998; KANEKO et al., 2003). Em outras palavras, os íons fluoretos podem formar um complexo solúvel com os íons titânio derivados da camada de óxido. Sem a camada de óxido, o processo corrosivo atua sobre o titânio.

Diversos trabalhos demonstraram (SIIRILÄ e KÖNÖNEN, 1991; SCHIFF et al., 2002; NAKAGAWA et al., 1999; TAKEMOTO et al., 2005) a ação efetiva dos fluoretos no processo corrosivo sobre o Titânio, porém neste modelo de estudo, utilizando solução fluoretada (NaF) com uma concentração de 1500 ppm, não foi encontrado evidências de corrosão nem alterações nas propriedades mecânicas dos implantes quando submetidos à fadiga. Esta concentração é utilizada em dentifrícios, géis e soluções fluoretadas atualmente comercializadas.

Neste estudo, a exposição a um meio fluoretado com solução de NaF à 1500 ppm foi realizada durante 184 horas, de acordo com Siirilä e Könönen (1991). Tomou-se como referência uma exposição aos fluoretos de 2 minutos diários, durante 5 anos, com uma frequência de uso de 3 vezes ao dia, sem levar em conta o flúor residual, que permanece na boca imediatamente após a escovação. Sabe-se que a concentração de fluoretos na saliva cai drasticamente após realizar a escovação com um dentifrício de 1.250 ppm durante 90 segundos; chegando a 29 ppm nos próximos 30

minutos e estabilizando a 7 ppm nas 24 horas seguintes (CAMPUS et al., 2003).

Trabalhos encontrando diferenças na corrosão entre pH da solução e gel fluoretado foram demonstradas em diversas pesquisas, como Toumelin-Chemla et al. (1996); Nakagawa et al. (1999) e Schiff et al. (2002), porém nessa pesquisa, não foi observada nenhuma degradação da estrutura superficial por meio da microscopia eletrônica de varredura nos conjuntos implante/componente submetidos a soluções fluoretadas com diferentes pH. Apenas a descoloração macroscópica dos conjuntos submetidos às soluções fluoretadas é que pode ser notada, devido a mudanças na camada de óxido decorrentes de reações químicas, como incorporação de oxigênio, hidrogênio e flúor, entretanto em baixas concentrações, não favorecendo a degradação do biomaterial. Essa diferença nesta pesquisa e os trabalhos citados pode ser atribuída a concentração de flúor utilizado, concentrações superiores a 1500 ppm, e a um pH mais ácido, abaixo de 5,3.

No trabalho de Reclaru e Meyer em 1998, somente quando o pH da solução fluoretada foi inferior a 3,5, o processo corrosivo foi observado por MEV, o que está de acordo com esta pesquisa, onde o pH utilizado foi de 5,3 e 7,4. Fato este confirmado por Strietzel et al. (1998) que a corrosão por íons fluoretos é potencializada quando o pH da solução decresce.

Nessas situações onde o pH é extremamente baixo, são observadas nas amostras por meio de MEV, manchas e pontos escuros que também podem ser interpretadas como imperfeições na camada de óxido e são o local de iniciação de corrosão por *pit*, o qual é uma forma de corrosão principalmente observada em metais passivos como o titânio (DONACHIE JR, 1987). Esta corrosão é caracterizada pela formação de fendas, dentro das quais não há repassivação da camada de óxido por inibição de oxigênio, havendo estabelecimento de um processo anódico.

Apesar de não terem sido observadas evidências de corrosão por meio da microscopia eletrônica de varredura, nem incorporação de flúor na superfície das amostras por meio do EDS, não se pode descartar o fato do processo corrosivo ter acontecido, pois como demonstrado por Huang em 2002, todas as amostras em Titânio sofreram corrosão quando a concentração de NaF foi maior do que 1.000 ppm.

Nakagawa et al., (1999) sugere que o ácido fluorídrico é o principal responsável pela destruição da camada de óxido de titânio e não os íons fluoretos. A princípio o NaF é decomposto em íons sódio e íons fluoretos na solução. O íon fluoreto é convertido parcialmente em HF dependendo do pH da solução, e a partir daí o HF passa a atacar o titânio. Provavelmente o pH da solução utilizada nesta pesquisa não foi tão ácido o

suficiente para converter quantidades de íons fluoretos em HF, e assim atacar a camada de óxido de titânio.

Em uma situação in vivo, no ambiente bucal, outros fatores podem estar participando tanto para acelerar o processo de corrosão como também para retardar ou impedir o processo, como incorporação de íons hidrogênio na superfície do Titânio (KANEKO et al., 2003) e deposição de albumina (TAKEMOTO et al., 2005).

CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos nesta pesquisa, conclui-se que:

- após a exposição à solução fluoretada houve redução da dureza dos implantes, porém dentro dos limites de normalidade;

- não houve pontos de deterioração nos conjuntos expostos à solução fluoretada;

- todos os conjuntos, independente da solução utilizada, demonstraram resistência à fadiga após o número de ciclos estipulados.

REFERÊNCIAS*

APARICIO, C.; GIL, F. J.; FONSECA, C.; BARBOSA, M.; PLANELL, J. A. Corrosion behavior of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. **Biomaterials**, Guildford, v. 24, n. 2, p. 263-273, Jan. 2003.

AZIZ-KERRZO, M.; CONROY, R. G.; FENELON, A. M.; FARRELL, S. T.; BRESLIN, C. B. Electrochemical studies on the stability and corrosion resistance of titanium-based implant materials. **Biomaterials**, Guildford, v. 22, n. 12, p. 1531-1539, June 2001.

BARJJ, A. EDS Titanium. In: JAMES, W. J.; STRAUMANIS, M. E. **Encyclopedia of electrochemistry of the elements**. New York: Marcel Dekker, 1976. v. 5, p. 305-395.

BASTEN, C. H.; NICHOLLS, J. I.; DALY, C. H.; TAGGART, R. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 4, p. 522-528, July/Aug. 1996.

*Associação Brasileira de Normas Técnicas. **NBR 6023**: informação e documentação – referências – elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 24p.

BAYRAMOGLU, G.; ALEMDAROGLU, T.; KEDICI, S.; AKSUT, A. A. The effect of pH on the corrosion of dental metal alloys. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 27, n. 7, p. 563-575, July 2000.

CAMPUS, G.; LALLAI, M. R.; CARBONI, R. Fluoride concentration in saliva after use of oral hygiene products. **Caries Res.**, Basel, v. 37, n. 1, p. 66-70, Jan./Feb. 2003.

CIBIRKA, R. M.; NELSON, S. K.; LANG, B. R.; RUEGGERBERG, F. A. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 85, n. 3, p. 268-275, Mar. 2001.

CZYRYKA, E. J. Fatigue crack initiation. In: NEWBY, J. R. (Coord.) **Mechanical testing**. Metals Park: ASM International, 1992. p. 361-436. ASM Handbook, v. 8.

DONACHIE Jr., M. J. (Ed.) Introduction. In: _____. **Titanium: a technical guide**. Metals Park : ASM international, 1987. p. 9-19.

EL-HOMSI, F.; LOCKOWANDT, P.; LINDEN, L. A. Simulating periodontal effects in dental osseointegrated implants: effect of an intramobile damping element on the fatigue of dental implants – an in vivo test method. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 35, n. 6, p. 449-455, June 2004.

FATHI, M. H.; SALEHI, M.; SAATCHI, A.; MORTAZAVI, V.; MOOSAVI, S. B. In vitro corrosion behavior of bioceramic, metallic and bioceramic-metallic coated stainless steel dental implants. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 19, n. 3, p. 188-198, May 2003.

GIBNEY, K. Fracture of the body of an implant and its management--a case history. **Br. Dent. J.**, London, v. 197, n. 10, p.615-617, Nov. 2004.

GIL, F. G.; PLANELL, J. A.; PADROS, A. Fracture and fatigue behavior of shot-blasted titanium dental implants. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 11, n. 1, p. 28-32, 2002.

HOYER, S. A.; STANFORD, C. M.; BURANADHAM, S.; FRIDRICH, T.; WAGNER, J.; GRATTON, D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 85, n. 6, p. 599-607, June 2001.

HUANG, H. H. Effects of fluoride concentration and elastic tensile strain on the corrosion resistance of commercially pure titanium. **Biomaterials**, Guildford, v. 23, n. 1, p. 59-63, Jan. 2002.

KANEKO, K.; YOKOYAMA, K.; MORIYAMA, K.; ASAOKA, K.; SAKAI, J.; NAGUMO, M. Delayed fracture of beta titanium orthodontic wire in fluoride aqueous solutions. **Biomaterials**, Guildford, v. 24, n. 12, p. 2113-2120, May 2003.

KASEMO, B.; LAUSMAA, J. Biomaterial and Implant Surfaces: A surface Science Approach. **Int. J. Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 3, n. 4, p. 247-259, Winter 1988.

KERLINS, V.; PHILLIPS, A. Models of fracture. In: **Fractography**. Metals Park: ASM International, 1992. p. 12-71. ASM Handbook, v. 12.

KHRAISAT, A.; STEGAROIU, R.; NOMURA, S.; MIYAKAWA, O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 88, n. 6, p. 604-610, Dec. 2002.

KOIKE, M.; FUJII, H. The corrosion resistance of pure titanium in organic acids. **Biomaterials**, Guildford, v. 22, n. 21, p. 2931-2936, Nov. 2001.

LINDQUIST, L. W.; CARLSSON, G. E. Long-term effects on chewing with mandibular fixed prostheses on osseointegrated implants. **Acta Odontol. Scand.**, Stockholm, v. 43, n. 1, p. 39-45, Mar. 1985.

MASSARO, C.; ROTOLO, P.; DE RICCARDIS, F.; MILELLA, E.; NAPOLI, A.; WIELAND, M.; TEXTOR, M.; SPENCER, N. D.; BRUNETTE, D. M. Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition. **J. Mater. Sci. Mater. Med.**, London, v. 13, n. 6, p. 535-548, June 2002.

MERICSKE-STERN, R.; ZARB, G. A. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 7, n. 2, p. 153-161, June 1996.

MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8 degree taper compared to a butt joint connection. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 4, p. 519-526, July/Aug. 2000.

MORGAN, M. J.; JAMES, D. F.; PILLIAR, R. M. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 8, n. 4, p. 409-414, 1993.

MORGAN, T. D.; WILSON, M. The effects of surface roughness and type of denture acrylic on biofilm formation by *Streptococcus oralis* in a constant depth film fermentor. **J. Appl. Microbiol.**, Oxford, v. 91, n. 1, p. 47-53, July 2001.

NAKAGAWA, M.; MATSUYA, S.; SHIRAISHI T.; OHTA, M. Effect of fluoride concentration and pH on corrosion behavior of titanium for dental use. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 78, n. 9, p. 1568-1572, Sept. 1999.

NERGIZ, I.; SCHMAGE, P.; SHAHIN, R. Removal of a fractured implant abutment screw: a clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 91, n. 6, p. 513-517, June 2004.

NORTON, M. R. An *in vitro* evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 11, n. 5, p. 458-464, Oct. 2000.

O'BRIEN, W. J. Materials used in implantology. In: _____. **Dental materials and their selection**. 2nd ed. Chicago: Quintessence Publishing, 1997. cap. 23, p. 320-324.

PERRIARD, J.; WISKOTT, W. A.; MELLAL, A.; SCHERRER, S. S.; BOTSIS, J.; BELSER, U. C. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors – a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 13, n. 5, p. 542-549, Oct. 2002.

RECLARU, L.; MEYER, J. M. Effects of fluoride on titanium and other dental alloys in dentistry. **Biomaterials**, Guildford, v. 19, n. 1/3, p. 85-92, Jan./Feb.1998.

RIMONDINI, L.; FARE, S.; BRAMBILLA, E.; FELLONI, A.; CONSONNI, C.; BROSSA, F.; CARRASSI, A. The effect of surface roughness on early in vivo plaque colonization on titanium. **J. Periodontol.**, Chicago, v. 68, n. 6, p. 556-562, June 1997.

SCARANO, A.; PIATTELLI, M.; CAPUTI, S.; FAVERO, G. A.; PIATTELLI, A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. **J. Periodontol.**, Chicago, v. 75, n. 2, p. 292-296, Feb. 2004.

SCHIFF, N.; GROSGOGEAT, B.; LISSAC, M.; DALARD, F. Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. **Biomaterials**, Guildford, v. 23, n. 9, p. 1995-2002, May 2002.

SCHUTZ, R. W.; THOMAS, D. E. Corrosion of titanium and titanium alloys. In: _____. **Corrosion**. Metals Park: ASM International, 1989. p. 669-706. ASM Handbook, v. 13.

SIIRILÄ, H. S.; KÖNÖNEN, M. The effect of oral topical fluorides on the surface of commercially pure titanium. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 6, n. 1, p. 50-54, Spring 1991.

STEINEMANN, S. G. Titanium – the material of choice? **Periodontol.** 2000, Copenhagen, v. 17, p. 7-21, June 1998.

STOOKEY, G. K. Critical evaluation of the composition and use of topical fluorides. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 69, sp. iss., p. 805-812, Feb. 1990.

STRIETZEL, R.; HÖSCH, A.; KALBFLEISCH, H.; BUCH, D. In vitro corrosion of titanium. **Biomaterials**, Guildford, v. 19, n. 16, p. 1495-1499, Aug. 1998.

TAKEMOTO, S.; HATTORI, M.; YOSHINARI, M.; KAWADA, E.; ODA, Y. Corrosion behavior and surface characterization of titanium in solution containing fluoride and albumin. **Biomaterials**, Guildford, v. 26, n. 8, p. 829-837, Mar. 2005.

TOUMELIN-CHEMLA, F.; ROUELLET, F.; BURDAIRON, G. Corrosive properties of fluoride containing odontologic gels against titanium. **J. Dent.**, Bristol, v. 24, n. 1/2, p. 109-115, Jan./Mar. 1996.

VARGAS, E.; BAIER, R.; MEYER, A. Reduce corrosion of cp Ti and Ti-6Al-4V alloy endosseous dental implant after glow discharge treatment: A preliminary report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 7, n. 3, p. 338-344, Fall 1992.

WHAN, R. E. (Coord.) **Materials characterization**. Metals Park: ASM International, 1992. p. 297-320. ASM Handbook, v. 10.

YOKOYAMA, K.; ICHIKAWA, T.; MURAKAMI, H.; MIYAMOTO, Y.; ASAOKA, K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. **Biomaterials**, Guildford, v. 23, n. 12, p. 2459-2465, June 2002.

ANEXOS

ANEXO 1

Tabela A1 -Especificações, marcas e lotes dos implantes

Código	Marca	Lote	Medidas	Superfície
AL-1	Neodent	L 14217	3,75x15	Lisa
AL-2	Neodent	L 14206	3,75x15	Lisa
AL-3	Neodent	L 14217	3,75x15	Lisa
AL-4	Neodent	L 14217	3,75x15	Lisa
AL-5	Neodent	L 14217	3,75x15	Lisa
AL-6	Neodent	L 14217	3,75x15	Lisa
AL-7	Neodent	L 14217	3,75x15	Lisa
AT-1	Neodent	L15954/260804	3,75x15	Tratada
AT-2	Neodent	L15954/260804	3,75x15	Tratada
AT-3	Neodent	L15954/260804	3,75x15	Tratada
AT-4	Neodent	L15954/260804	3,75x15	Tratada
AT-5	Neodent	L15955/080904	3,75x15	Tratada
AT-6	Neodent	L15955/080904	3,75x15	Tratada
AT-7	Neodent	L15954/260804	3,75x15	Tratada
BL-1	Neodent	L 14217	3,75x15	Lisa
BL-2	Neodent	L 14217	3,75x15	Lisa
BL-3	Neodent	L 14206	3,75x15	Lisa
BL-4	Neodent	L 14217	3,75x15	Lisa
BL-5	Neodent	L 14217	3,75x15	Lisa
BL-6	Neodent	L 14217	3,75x15	Lisa
BL-7	Neodent	L 14217	3,75x15	Lisa
BT-1	Neodent	L 15954/260804	3,75x15	Tratada
BT-2	Neodent	L 15955/080904	3,75x15	Tratada
BT-3	Neodent	L 15955/080904	3,75x15	Tratada
BT-4	Neodent	L 15954/260804	3,75x15	Tratada
BT-5	Neodent	L 15954/260804	3,75x15	Tratada
BT-6	Neodent	L 15954/260804	3,75x15	Tratada
BT-7	Neodent	L 15955/080904	3,75x15	Tratada
CL-1	Neodent	L 14217	3,75x15	Lisa
CL-2	Neodent	L 14206	3,75x15	Lisa
CL-3	Neodent	L 11447	3,75x15	Lisa
CL-4	Neodent	L 14206	3,75x15	Lisa
CL-5	Neodent	L 14206	3,75x15	Lisa
CL-6	Neodent	L 14217	3,75x15	Lisa
CL-7	Neodent	L 14206	3,75x15	Lisa
CT-1	Neodent	L 15954-260804	3,75x15	Tratada
CT-2	Neodent	L 15954-260804	3,75x15	Tratada
CT-3	Neodent	L 15954-260804	3,75x15	Tratada
CT-4	Neodent	L 15954-260804	3,75x15	Tratada
CT-5	Neodent	L 15955-080904	3,75x15	Tratada
CT-6	Neodent	L 15954-260804	3,75x15	Tratada
CT-7	Neodent	L 15955-080904	3,75x15	Tratada

Código	Marca	Lote	Medidas	Superfície
AL-1	3i	358617	3,75x15	Lisa
AL-2	3i	358617	3,75x15	Lisa
AL-3	3i	358617	3,75x15	Lisa
AL-4	3i	358617	3,75x15	Lisa
AL-5	3i	358617	3,75x15	Lisa
AL-6	3i	358617	3,75x15	Lisa
AL-7	3i	358617	3,75x15	Lisa
AT-1	3i	391535	3,75x15	Tratada
AT-2	3i	391535	3,75x15	Tratada
AT-3	3i	391535	3,75x15	Tratada
AT-4	3i	391535	3,75x15	Tratada
AT-5	3i	391535	3,75x15	Tratada
AT-6	3i	391535	3,75x15	Tratada
AT-7	3i	391535	3,75x15	Tratada
BL-1	3i	358617	3,75x15	Lisa
BL-2	3i	358617	3,75x15	Lisa
BL-3	3i	358617	3,75x15	Lisa
BL-4	3i	358617	3,75x15	Lisa
BL-5	3i	358617	3,75x15	Lisa
BL-6	3i	358617	3,75x15	Lisa
BL-7	3i	358617	3,75x15	Lisa
BT-1	3i	391535	3,75x15	Tratada
BT-2	3i	391535	3,75x15	Tratada
BT-3	3i	391535	3,75x15	Tratada
BT-4	3i	391535	3,75x15	Tratada
BT-5	3i	391535	3,75x15	Tratada
BT-6	3i	391535	3,75x15	Tratada
BT-7	3i	391535	3,75x15	Tratada
CL-1	3i	358617	3,75x15	Lisa
CL-2	3i	358617	3,75x15	Lisa
CL-3	3i	358617	3,75x15	Lisa
CL-4	3i	358617	3,75x15	Lisa
CL-5	3i	358617	3,75x15	Lisa
CL-6	3i	358617	3,75x15	Lisa
CL-7	3i	358617	3,75x15	Lisa
CT-1	3i	391535	3,75x15	Tratada
CT-2	3i	391535	3,75x15	Tratada
CT-3	3i	391535	3,75x15	Tratada
CT-4	3i	391535	3,75x15	Tratada
CT-5	3i	391535	3,75x15	Tratada
CT-6	3i	391535	3,75x15	Tratada
CT-7	3i	391535	3,75x15	Tratada

SARTORI, R. *Análise de corrosão e fratura de implantes/componentes protéticos de titânio comercialmente puro, após serem submetidos a ciclos de fadiga em um meio fluoretado com diferentes pH*. 2006. 79 f. Dissertação (Mestrado em Periodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

RESUMO:

Atualmente o titânio é empregado como biomaterial devido sua biocompatibilidade e resistência à corrosão, entretanto os íons fluoretos são efetivos no processo de corrosão. O objetivo deste estudo foi analisar a influência de um meio fluoretado com diferentes pH nas propriedades mecânicas e na resistência à corrosão dos conjuntos implantes/componentes protéticos à base de Ti c.p., a partir dos testes de ciclagem mecânica, microscopia eletrônica de varredura (MEV) e dureza. Foram simulados cinco anos de uso regular de meios de higiene oral com conteúdo de 1500 ppm de NaF, com dois diferentes pH, mediante imersão das amostras nesse meio durante 184 horas. As amostras foram testadas num durômetro Micromet 2001. Os dados dos testes de dureza foram analisados pelo teste de Wilcoxon, demonstrando que as amostras sofreram influência negativa na dureza após a ação dos íons fluoreto. Entretanto, essa influência não ocorreu nos testes de ciclagem mecânica realizados em uma máquina de ensaios universais MTS-810, fixada a 100.000 ciclos, 15Hz e programada com força de fadiga a 150 N. Pela análise de MEV e EDS não foi constatado evidências de corrosão na superfície das amostras após ação de íons fluoretos, nem incorporação de íons fluoretos sobre a superfície dos conjuntos. Concluiu-se que a concentração de flúor e o pH das soluções não exerceram influência nas propriedades mecânicas e na resistência à corrosão.

Palavras-chave: *Titânio; implantes dentários; fluoretos; fadiga; corrosão.*

SARTORI, R. *Corrosion and fracture analysis of implant/abutment sets after fatigue in fluoride environment with different pH values*. 2006. 79 f. Dissertação (Mestrado em Periodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

ABSTRACT:

Titanium has been widely used as biomaterial owing to its excellent corrosion resistance, mechanical properties and biocompatibility. However, it has been reported that fluoride-containing environments can attack titanium. The aim of this study was evaluated fluoride environments influence with different pH values in the implant/abutment sets. The implants were separated into 3 groups containing 7 implants/brand: one was submerged in acid fluoride environment (NaF 1500ppm 184h pH 5.3), one in neutral fluoride environment (NaF 1500ppm 184h pH 7.4), and other group in distilled water, simulating five years of dental hygiene. Hardness and surface texture were evaluated before and after fluoride exposition by Vickers method (500gf 30s) and scanning electron microscopy (SEM), respectively. The fatigue test was performed with 100.000 load cycles, 15 Hz and 150 N. There was decrease in hardness in implants submitted to the fluoride environment. SEM and EDS evaluation showed dark stains in all implants, irrespective of fluoride pH, resulting from pitting corrosion process. All sets supported the fatigue test until 100.000 load cycles. The results demonstrated that fluoride environment there was no influence in mechanical properties and corrosion resistance of the implant/abutment sets.

Keywords: *Titanium; dental implants; fluoride; fatigue; corrosion.*