

Johanna Koch Schmitz

**DEGRADAÇÃO DE MATERIAIS PARA REABILITAÇÃO  
ORAL IMPLANTOSSUPOORTADA EM SOLUÇÕES  
TERAPÊUTICAS ODONTOLÓGICAS**

Trabalho de Conclusão de  
Curso submetido ao Curso de  
Graduação em Odontologia  
da Universidade Federal de  
Santa Catarina para a  
obtenção do Grau de  
Cirurgião Dentista

Orientador: Prof. Dr.  
Ricardo de Souza Magini

Coorientador: Ma. Gabriella  
Mercedes Peñarrieta Juanito

Florianópolis

2015

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Schmitz, Johanna Koch  
Degradação de materiais para reabilitação oral  
implantossuportada em soluções terapêuticas odontológicas /  
Johanna Koch Schmitz ; orientador, Ricardo de Souza Magini  
; coorientadora, Gabriella Mercedes Peñarrieta Juanito. -  
Florianópolis, SC, 2015.  
66 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -  
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências  
da Saúde. Graduação em Odontologia.

Inclui referências

1. Odontologia. 2. Degradação. 3. Soluções Terapêuticas.  
4. Implantes Dentários. I. Magini, Ricardo de Souza. II.  
Juanito, Gabriella Mercedes Peñarrieta . III. Universidade  
Federal de Santa Catarina. Graduação em Odontologia. IV.  
Titulo.

Johanna Koch Schmitz

**DEGRADAÇÃO DE MATERIAIS PARA REABILITAÇÃO ORAL  
IMPLANTOSSUPOORTADA EM SOLUÇÕES TERAPÊUTICAS  
ODONTOLÓGICAS**

Este Trabalho de Conclusão de Curso foi julgado adequado para obtenção do Título de Cirurgião Dentista, e aprovado em sua forma final pelo Programa de Graduação em Odontologia.

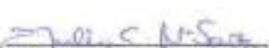
Florianópolis, 18 de novembro de 2015

**Banca Examinadora:**

  
Prof. Ricardo de Souza Magalhães, Dr.<sup>o</sup>  
Orientador

Universidade Federal de Santa Catarina

  
Prof. Cesar Augusto Magalhães Benfatti, Dr.  
Universidade Federal de Santa Catarina

  
Prof. Júlio César Matias de Souza, Dr.  
Universidade Federal de Santa Catarina

Este trabalho é dedicado aos  
meus amados pais.



## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, que me dá forças e me confirma todos os dias que escolhi a profissão certa para mim.

A minha família, todo apoio, todas as demonstrações de amor, vocês são meu maior incentivo para ser sempre melhor.

A Francisco, o carinho e compreensão em todos os momentos.

Ao Professor Ricardo de Souza Magini, que me abriu as portas do CEPID, ambiente tão inspirador, onde me senti muito acolhida por todos.

Ao Professor Julio César Matias de Souza, todo seu tempo dedicado a este trabalho, e cada momento de orientação. Se chegamos até aqui foi porque você esteve me guiando em cada passo.

A minha querida Gabriella, que dispensou tanto tempo para me ajudar, com tanta paciência para ensinar. Obrigada pelo zelo que teve com esse trabalho. Além disso, pelos conselhos e pela amizade que nunca serão esquecidos.

Aos membros da banca, Professor Ricardo de Souza Magini, Professor Julio César Matias de Souza, Professor César Augusto Magalhães Benfatti e Professora Cláudia Ângela Maziero Volpato, a colaboração para o aprimoramento deste trabalho.

A Universidade Federal de Santa Catarina, professores e funcionários. Terei muito muito orgulho de dizer que me formei aqui.



*“No one should die with their teeth  
sitting in a glass of water”*

(Per-Ingvar Brånemark)



## RESUMO

**Introdução:** Existe atualmente uma grande demanda pelo uso de sistemas de implantes dentários osteointegráveis para a substituição de dentes perdidos. Diante dessa demanda a exigência estética é cada vez maior, e novos materiais vem sendo desenvolvidos para reabilitação implantossuportada. Porém, pouco se sabe sobre os efeitos corrosivos que substâncias terapêuticas de uso clínico odontológico podem ter sobre estes materiais.

**Objetivos:** O presente trabalho teve como objetivo comparar a topografia de amostras de titânio e zircônia, antes e após exposição a géis tópicos de fluoreto de sódio a 12300 ppm e peróxido de carbamida a 36%.

**Materiais e métodos:** Amostras de zircônia, titânio comercialmente puro (Ti-cp) e ligas de Ti6Al4V foram preparadas com lixas de carbetto de silício até 2500 Mesh, polidas com pastas diamantadas (entre 0,1 e 1  $\mu\text{m}$ ) e com solução de sílica coloidal (0,04  $\mu\text{m}$ ) sob lubrificação em politriz. Depois, todas as amostras foram limpas sob imersão em álcool isopropílico por 15 min e em água destilada por 5 min em banheira ultrassônica. A análise da rugosidade foi realizada por perfilometria óptica, mensurando os parâmetros *Ra* e *Rt* antes e após imersão nas soluções terapêuticas por 15 min. Imagens por microscopia eletrônica de varredura (MEV) foram realizadas para inspeção das alterações topográficas.

**Resultados:** As amostras à base de titânio, quando submetidas às aplicações de fluoreto apresentaram alterações topográficas visíveis em imagens obtidas por MEV, e por perfilometria óptica, estatisticamente relevantes, sendo as amostras de Ti-cp as que apresentaram maiores alterações. Quando submetidas à aplicação de peróxido de hidrogênio 35%, as amostras de titânio apresentaram alterações discretas. A zircônia, submetida a ambas substâncias não apresentou alterações evidentes.

**Conclusões:** A zircônia apresentou maior resistência química à ação das soluções testadas em comparação com o Ti-cp e Ti6Al4V. O fluoreto de sódio 12300ppm mostrou-se agressivo às superfícies dos materiais à base de titânio. A exposição de zircônia, Ti-cp e Ti6Al4V a peróxido de hidrogênio por 16 minutos, não promoveu

alterações topográficas acentuadas, porém estatisticamente relevantes ( $p < 0,05$ ).

**Palavras-chave:** degradação, soluções terapêuticas, implantes dentários.





## ABSTRACT

**Introduction:** Currently there is a large demand about the use of osseointegrated dental implant systems to replace missing teeth. Due to this demand, the need for aesthetic is increasing and new materials have been developed for implant-supported rehabilitation. However, little is known about the corrosive effects which dental therapeutic substances may cause in these materials.

**Objectives:** This following study aimed to compare the topography of titanium and zirconia samples before and after exposure to topical gels of sodium fluoride to 12300 ppm and carbamide peroxide at 36%.

**Materials and Methods:** Zirconia samples, commercially pure titanium (cp-Ti) and alloys Ti6Al4V samples were prepared with SiC paper up to 2500 Mesh, polished with diamond pastes (between 0.1 and 1  $\mu\text{m}$ ) and silica colloidal solution (0.04  $\mu\text{m}$ ) along with polisher under lubrication. Then, all samples were cleaned by soaking in isopropyl alcohol for 15 min and distilled water for 5 min in ultrasonic bath. Analysis of surface roughness were performed by optical profilometry, measuring the *Ra* and *Rt* parameters before and after application of therapeutic solutions for 15 min. Images obtained by scanning electron microscopy (SEM) were performed in order to inspect the topographical changes.

**Results:** The titanium-based samples, when exposed to fluoride applications presented visible topographical changes on images obtained by SEM and optical profilometry, statistically relevant, being the Ti-cp samples that presented the greatest alteration. When subjected to the application of 35% hydrogen peroxide, titanium samples presented minor changes. The zirconia, exposed to both substances presented no significant alterations, nevertheless statistically relevant.

**Conclusions:** Zirconia presented higher chemical resistance to the action of the tested solutions compared to the Ti-cp and Ti6Al4V. Sodium fluoride 12300ppm proved to be aggressive on surfaces of titanium-based materials. The zirconia, Ti-cp and Ti6Al4V exposure to hydrogen peroxide for 16 min, did not cause major topographical changes, however statistically relevant ( $p < 0.05$ ).

**Keywords:** degradation, therapeutic solutions, dental implants.







## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Micrografias obtidas por MEV em modo elétrons secundários (SE) a 10 kV de amostras de Ti6Al4V (A e B), Ti-cp (C e D) e zircônia (E e F) após aplicação de soro fisiológico 0,9%.

Figura 2 - Micrografias obtidas por MEV em modo elétrons secundários (SE) a 10 kV de amostras de Ti6Al4V (A e B), Ti-cp (C e D) e zircônia (E e F) após aplicações de gel de fluoreto de sódio 12300ppm.

Figura 3 - Micrografias obtidas por MEV em modo elétrons secundários (SE) a 10 kV de amostras de Ti6Al4V (A e B), Ti-cp (C e D) e zircônia (E e F) após aplicações de peróxido de hidrogênio 35%.

Figura 4 - Valores de rugosidade média pelos parâmetros  $Ra$  e  $Rt$  do GC, antes e depois da aplicação de Solução Fisiológica 0,9%.

Figura 5 - Valores de rugosidade média pelos parâmetros  $Ra$  e  $Rt$  do GF, antes e depois das aplicações de fluoreto de sódio (12300ppm).

Figura 6 - Valores de rugosidade média pelos parâmetros  $Ra$  e  $Rt$  do GP, antes e depois das aplicações de peróxido de hidrogênio 35%.



## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 - Divisão das amostras por grupos.

Tabela 2 - Análise estatística dos resultados de rugosidade  $Ra$  e  $Rt$  para as superfícies das amostras do grupo GC.

Tabela 3 - Análise estatística dos resultados de rugosidade  $Ra$  e  $Rt$  para as superfícies das amostras do grupo GF.

Tabela 4 - Análise estatística dos resultados de rugosidade  $Ra$  e  $Rt$  para as superfícies das amostras do grupo GP.



## LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

G - Grupo

kV - quilovolts

LCME - Laboratório Central de Microscopia Eletrônica

MEV - Microscopia Eletrônica de Varredura

min - minuto

mm - milímetro

n - número

X - vezes

(-) - negativo

(+) - positivo

% - porcentagem

Ti - Titânio

Al - Alumínio

V - Vanádio

Ti-cp - Titânio comercialmente puro

Ti6Al4V - Liga de titânio com 6% de Alumínio e 4% de Vanádio

TiO<sub>2</sub> - Dióxido de Titânio

TiO - Óxido de Titânio

Ti<sub>2</sub>O<sub>3</sub> - Trióxido de Titânio

µm - Micrometro

nm - Nanometro

cm<sup>2</sup> -Centímetro quadrado

ppm - Partes por milhão

F- Íon flúor

HF - Ácido hidrófluorídrico

NaF - Fluoreto de sódio

H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> - Peróxido de hidrogênio

GC - Grupo submetido aplicação de solução fisiológica 0,9%

GF - Grupo submetido a aplicações de gel de fluoreto de sódio  
12300ppm

GP - Grupo submetido a aplicações de gel de peróxido de  
hidrogênio a 35%

Ra - Rugosidade média

Rt - Rugosidade total

Y-TZP - Zircônia tetragonal policristalina estabilizada com Ítria

Mesh - Malha



## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>27</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>31</b>
2.1. MATERIAIS PARA REABILITAÇÃO ORAL IMPLANTOSSUPPORTADA.....	31
<b>2.1.1. Titânio e suas ligas.....</b>	<b>31</b>
<b>2.1.2. Zircônia.....</b>	<b>32</b>
2.2. SOLUÇÕES TERAPÊUTICAS DE USO ODONTOLÓGICO.....	34
<b>2.2.1. Fluoreto de sódio.....</b>	<b>34</b>
<b>2.2.2. Peróxido de hidrogênio.....</b>	<b>34</b>
<b>3. OBJETIVOS.....</b>	<b>37</b>
3.1 OBJETIVO GERAL.....	37
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	37
<b>4. MATERIAIS E METODOLOGIA.....</b>	<b>39</b>
4.1. PREPARO DAS AMOSTRAS.....	39
4.2. ANÁLISE TOPOGRÁFICA POR MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV) .....	40
4.3 ANÁLISE TOPOGRÁFICA POR PERFILOMETRIA ÓPTICA.....	41
4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	41
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>43</b>
5.1. ANÁLISE MORFOLÓGICA DAS SUPERFÍCIES.....	43
5.2. ANÁLISE DA RUGOSIDADE DAS SUPERFÍCIES.....	46
<b>6. DISCUSSÃO.....</b>	<b>55</b>
<b>7. CONCLUSÃO.....</b>	<b>61</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>63</b>



## 1. INTRODUÇÃO

A instalação de sistemas de implantes dentários osteointegráveis é uma técnica previsível na área da reabilitação oral em situações de edentulismo unitário, parcial ou total, devolvendo saúde, função e estética. A maioria dos sistemas de implantes dentários disponíveis comercialmente é feita de titânio comercialmente puro (Ti-cp) ou ligas de titânio, como Ti6Al4V. Esses são os materiais de escolha devido às suas propriedades como alta resistência mecânica, baixa densidade, alta resistência à corrosão e biocompatibilidade (ADYA *et al*, 2005).

Diante da demanda por melhores resultados estéticos nos tratamentos dentários, indústrias de materiais começaram a desenvolver novos pilares protéticos com uma coloração mais aproximada à dos dentes naturais. Uns dos materiais utilizados com este propósito são os cerâmicos, mais comumente a zircônia estabilizada com 3-5% de Ítria, que além de possuir cor mais próxima a dos dentes naturais, possui alta biocompatibilidade e propriedades mecânicas adequadas (DEPPRICH *et al*, 2008; ANDREIOTELLI *et al*, 2009).

Porém a cavidade oral é um ambiente complexo, onde substâncias advindas da dieta, saliva e biofilme oral podem se acumular em áreas retentivas de sistemas de implantes e próteses promovendo sua corrosão (SOUZA *et al*, 2012). Além disso, sistemas de implantes dentários encontram-se rotineiramente expostos a diferentes soluções terapêuticas utilizadas na clínica odontológica. O peróxido de hidrogênio e o fluoreto de sódio são produtos terapêuticos de uso odontológico bastante comuns na prática clínica, no entanto, pouco se sabe sobre os efeitos que essas soluções podem ter sobre a superfície dos diferentes materiais utilizados para confecção de pilares protéticos. Tal questionamento motivou o desenvolvimento de um estudo *in vitro* para analisar quantitativamente e qualitativamente a alteração da superfície de materiais para sistemas de implantes dentários em soluções terapêuticas odontológicas. Esta pesquisa contou com a colaboração dos departamentos de Odontologia, Física, Química e Engenharia de Materiais da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC). De forma complementar e paralela, este projeto integra-se a projetos Brasileiros e Europeus em andamento na

UFSC, Universidade do Minho (Portugal) e *Katholieke Universiteit Leuven* (Bélgica).





## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1. MATERIAIS PARA REABILITAÇÃO ORAL IMPLANTOSSUPPORTADA

#### 2.1.1. Titânio e suas ligas

Os parâmetros a serem analisados na seleção dos materiais para confecção de implantes dentários estão associados à definição do tipo e intensidade de tensões as quais será submetido, resistência à corrosão e biocompatibilidade. É importante que o material apresente elevada resistência mecânica associada à uma alta resistência à degradação (ALBREKTSSON, 1985). Independentemente do material que se escolha para a confecção dos sistemas de implantes, será a sua superfície que entrará em contato com os tecidos moles peri-implantares e osso. No caso do titânio, ocorre uma oxidação da superfície em contato com o ar imediatamente durante processamento ou após corte por usinagem ou acabamento. Esta oxidação inicial resulta na formação de uma fina película com espessura de 2 a 20 nm, composta por óxidos como  $TiO$ ,  $Ti_2O_3$  e  $TiO_2$ , sendo que o mais comum é o  $TiO_2$ . A camada de óxidos de titânio possui alta resistência à corrosão em contato com fluidos fisiológicos e é responsável pelo processo de osteointegração dos implantes dentários à base desse material (KASEMO, LAUSMAA 1985). A alta taxa de sucesso em longo prazo dos implantes à base de titânio tem sido atribuída principalmente a biocompatibilidade dessa camada de óxidos promovendo uma integridade mecânica da interface osteointegrada (PIATTELLI *et al*, 2003).

Entretanto, estudos tem demonstrado que a exposição da camada protetora de  $TiO_2$  do titânio a produtos fluoretados afeta negativamente sua resistência à corrosão, resultando em alterações topográficas e liberação de íons metálicos (FAIS *et al*, 2013; SOUZA *et al*, 2012; NAKAGAWA *et al*, 1999). Riscos potenciais à saúde podem advir dessa liberação de partículas de titânio que provocam reações indesejadas. Elevadas concentrações de partículas de titânio foram encontradas em áreas vizinhas a implantes orais (BIANCO *et al*, 1996) e em linfonodos regionais (WEINGART *et al*, 1994). Outra investigação sugeriu uma sensibilização dos pacientes pelas partículas de titânio liberadas (LALOR *et al*, 1991). No entanto, a relevância clínica desses

achados ainda não foi esclarecida (ANDREIOTELLI *et al*, 2009). Como o uso de produtos contendo Flúor é bastante comum na Odontologia, alguns cuidados devem ser tomados quando há uma prótese implantossuportada em cavidade oral (CHATURVEDI, 2009).

Sendo assim, o titânio e suas ligas possuem algumas desvantagens apesar de suas características vantajosas para seu uso na confecção de implantes, entre as quais podemos ressaltar ainda a incompatibilidade com técnicas modernas de imagem, como a ressonância magnética (SAGOMONYANTS *et al*, 2008). Considerando a questão estética, o titânio apresenta desvantagem quando aplicado em pilares de implantes instalados em região anterior de maxila, uma vez que o paciente possua um fenótipo tecidual fino, a cor escura e o brilho metálico do pilar de titânio podem transparecer. Essa situação, associada a uma linha de sorriso alta, é um dos maiores exemplos em que o requisito estético da reabilitação implantossuportada fica comprometido. Para superar essas limitações e desvantagens dos implantes à base de titânio, diversas pesquisas tem focado no desenvolvimento de estruturas alternativas ao titânio, como pilares protéticos ou implantes cerâmicos à base de zircônia.

### 2.1.2. Zircônia

A zircônia tetragonal estabilizada com ítria (Y-TZP) é vista hoje como um material alternativo ao titânio para a fabricação de implantes dentários devido as suas propriedades mecânicas, biocompatibilidade e propriedades ópticas semelhante às do dente natural (DEPPRICH *et al*, 2008). Segundo Andreiotelli *et al*. (2009), as cerâmicas foram propostas como material alternativo ao titânio por apresentarem, além das suas propriedades mecânicas e biocompatibilidade, as seguintes vantagens:

**a) Estética:** O fato dos materiais cerâmicos mimetizarem os dentes naturais permite uma melhor reconstrução estética. Ao utilizar implantes cerâmicos, elimina-se a cor escura dos implantes de titânio quando o tecido mole peri-implantar apresentar o fenótipo fino ou retrair com o passar do tempo (ANDREIOTELLI *et al*, 2009). Esta seria a continuação consequente daquilo que se iniciou

na parte supra mucosal, com pilares protéticos e coroas de cerâmica fabricados com envolvimento de zircônia.

**b) Processo de fabricação:** Vários desenvolvimentos no processo de produção da zircônia tetragonal estabilizada com Ítria (Y-TZP) proporcionaram uma melhora em suas propriedades. A introdução do processo de pós-compactação isostática aquecida possibilitou a produção de estruturas altamente compactadas com grãos finos e Y-TZP altamente puro, melhorando as propriedades do material (ANDREIOTELLI *et al*, 2009).

O sucesso no uso da zircônia como um material para implantes dentários tem sido demonstrado em diversos estudos. Osteointegração, bem como resultados clínicos positivos em curto prazo têm sido comprovados. Além disso, a resposta inflamatória e reabsorção óssea induzida por partículas cerâmicas são muito menores do que aqueles induzidos por partículas de titânio, sugerindo uma maior biocompatibilidade da cerâmica (HOFFMANN *et al*, 2008).

Apesar de comprovadas várias características vantajosas da zircônia, a revisão sistemática de literatura por Andreiotelli *et al.* de 2009, por exemplo, destacou que os dados clínicos científicos ainda não são suficientes para recomendar implantes de cerâmica para uso clínico de rotina.

Alguns problemas já foram reportados com os pilares comerciais de titânio revestidos com YSZ, tais como: processamento laboratorial e diferenças de propriedades entre YSZ e titânio (DEVILLE, CHEVALIER, GREMILLARD, 2006). As diferentes propriedades entre YSZ e pilar de titânio podem provocar fissuras na interface levando a um prejuízo na integridade desta interface e consequente falha por esforço mecânico. Sendo assim, o desempenho dos pilares de zircônia varia consideravelmente dependendo do processo de fabricação que de fato é, extremamente sensível. (SEETOH *et al.*, 2011; NGUYEN, TAN, NICHOLLS, 2009). Além disso, os estudos sobre alterações de sua superfície e degradação em diferentes meios e soluções são escassos e pouco conclusivos.

## 2.2. SOLUÇÕES TERAPÊUTICAS DE USO ODONTOLÓGICO

### 2.2.1. Fluoreto de Sódio

O fluoreto de sódio possui atualmente um papel importante na prevenção da cárie dental, pela sua atuação sobre os microrganismos do biofilme oral, exercendo efeito bacteriostático e, em altas concentrações, bactericida pela ação antienzimática reduzindo a produção de polissacarídeos extra e intracelulares bacterianos (HAMILTON, 1990). Os íons de Flúor livres também interagem com os íons Cálcio da superfície do esmalte, reduzindo sua energia de superfície ao formar fluoreto de cálcio ( $\text{CaF}_2$ ), diminuindo a adesão bacteriana à superfície dental. Além disto, esta camada de  $\text{CaF}_2$  é solubilizada lentamente pela saliva e dinamicamente pelo processo de desmineralização, liberando íons Flúor que se difundem lentamente para o interior da estrutura dentária atuando na remineralização e neutralização do corpo da lesão cariosa (CURY, 1992).

Lesões dentárias cervicais com hipersensibilidade dentinária e hipersensibilidade após clareamento dental tem como indicação de tratamento a aplicação de compostos fluoretados. O Flúor reage quimicamente com os íons cálcio e fosfato do líquido intratubular proporcionando a precipitação de cristais de  $\text{CaF}_2$  na entrada dos túbulos dentinários, diminuindo temporariamente a sensibilidade (GARONE FILHO, 1996).

Pesquisas comprovaram que concentrações elevadas de fluoretos numa solução aquosa podem promover uma associação entre Flúor e Hidrogênio para formar o ácido hidro fluorídrico (HF), que é corrosivo para vários materiais inclusive o titânio. A corrosão do titânio pode causar micro fraturas na estrutura do implante, o que resultaria em seu insucesso, destacando a necessidade de um cuidado maior ao realizarem-se tratamentos com Flúor quando na presença de implantes na cavidade oral (NAKAGAWA *et al*, 1999; SCHIFF *et al*, 2002; OSHIDA *et al*, 2005).

### 2.2.2. Peróxido de Hidrogênio

Não apenas na substituição de dentes perdidos, mas em um contexto geral da Odontologia, é crescente a exigência estética por parte dos pacientes, e a busca por um sorriso excepcionalmente branco se enquadra neste contexto. Tornou-se muito comum a prática do clareamento dentário, que tem como principais opções de agentes clareadores o Peróxidos de Hidrogênio e de Carbamida, cujas concentrações variam de 1,5% a 35%.

O peróxido de hidrogênio ( $H_2O_2$ ) é o principal componente ativo presente nos géis clareadores atuais, ele pode ser aplicado diretamente sobre o esmalte dentário, ou ser obtido a partir da decomposição do Peróxido de Carbamida. O  $H_2O_2$  é um agente químico termicamente instável com alto poder oxidativo, capaz de gerar outras espécies reativas de oxigênio, como íons hidroxila ( $OH^\cdot$ ), peridroxil ( $HO_2^\cdot$ ) e superóxido ( $O_2^\cdot$ ). Esses radicais são capazes de degradar moléculas orgânicas complexas (cromóforos), as quais são responsáveis pela coloração do dente, resultando em redução ou eliminação do escurecimento dentário (KAWAMOTO, TSUJIMOTO, 2004; TREDWIN *et al.* 2006)

Pesquisas apontaram que o contato desses agentes clareadores com a superfície do titânio pode causar uma destruição da camada de óxido de titânio que é responsável pela resistência à corrosão, tornando-o suscetível a alterações topográficas e a degradação (OSHIDA *et al.*, 2005). Sendo assim, destaca-se a necessidade de maior investigação quanto à interação entre o peróxido de hidrogênio e a superfície de implantes dentários.



### 3. OBJETIVOS

#### 3.1. OBJETIVO GERAL

O objetivo deste trabalho foi avaliar a degradação de materiais utilizados para reabilitação oral implantossuportada, após imersão em soluções terapêuticas de uso odontológico.

#### 3.2. OBJETIVO ESPECÍFICO

Os objetivos específicos são apresentados como segue:

- Avaliar qualitativamente a topografia por análises microscópicas de materiais à base de titânio (Ti-cp e Ti6Al4V) e zircônia, antes e após exposição a fluoreto de sódio (12300 ppm) e peróxido de hidrogênio (35%).

- Avaliar quantitativamente a topografia de materiais à base de titânio e zircônia por mensuração da rugosidade, antes e após exposição a fluoreto de sódio (12300 ppm) e peróxido de hidrogênio (35%).



#### 4. MATERIAIS E METODOLOGIA

Para o desenvolvimento dessa pesquisa, a metodologia dividiu-se em três etapas:

- Primeira etapa - teórica, consistiu no levantamento bibliográfico acerca do tema em livros, artigos de periódicos, teses, dissertações e outras publicações relacionadas.
- Segunda etapa - prática laboratorial: preparo das amostras, elaboração dos testes e análise de superfícies.
- Terceira etapa – interpretação dos resultados: análise estatística e discussão dos resultados, redação e apresentação de um Trabalho de Conclusão de Curso e redação de um artigo científico.

##### 4.1. PREPARO DAS AMOSTRAS

Foram utilizadas placas (10 x 10 x 1 mm) de zircônia estabilizada com Ítria (Y-TZP), e cilindros (8mm de diâmetro) de titânio comercialmente puro grau IV (Ti-cp) e liga Ti6Al4V. Os cilindros foram obtidos a partir do corte transversal de barras usando uma máquina de corte de precisão (Isomet 1000).

Todas as amostras foram incluídas em acrílico, lixadas com lixas de carbetto de silício (SiC) entre 400 e 2400 Mesh. Posteriormente, as amostras de Ti-cp e Ti6Al4V foram polidas com soluções de alumina com partículas de 1 a 0,03  $\mu\text{m}$  em polidora mecânica sob lubrificação em água. As amostras de zircônia foram polidas com pastas diamantadas com partículas de 1 a 0,03  $\mu\text{m}$ . A limpeza da superfície realizada sucessivamente durante lixamento e após polimento ocorreu sob imersão em álcool isopropílico 92% por 15 min e em água destilada por 20 min sob ultrassom.

Após a preparação, as amostras foram distribuídas em três grupos que se dividem nos subgrupos descritos na Tabela 1.

**Tabela 1 - Divisão das amostras por grupos**

<b>Grupo Controle (GC)</b>	<b>Grupo Fluoreto (GF)</b>	<b>Grupo Peróxido (GP)</b>
2 amostras de Ti-cp (Ti-cpC)	9 amostras de Ti-cp (Ti-cpF)	9 amostras de Ti-cp (Ti-cpP)
2 amostras de Ti6Al4V (TiAlVC)	9 amostras de Ti6Al4V (TiAlVF)	9 amostras de Ti6Al4V (TiAlVP)
1 amostra de zircônia (ZC)	9 amostras de zircônia (ZF)	9 amostras de zircônia (ZP)

As amostras do grupo controle foram submetidas à aplicação de solução de soro fisiológico 0,9% por 15 min e limpas sob imersão em álcool isopropílico absoluto por 15 min e em água destilada por 20 min sob ultrassom.

Cada amostra do grupo GF foi submetida a 4 aplicações de fluoreto de sódio (12300 ppm) com duração de 4 min (total de 16 min), e lavadas com água destilada entre as aplicações. Ao final da última aplicação as amostras foram limpas sob imersão em álcool isopropílico 92% por 15 min e em água destilada por 20 min em banheira de ultrassom.

Para o grupo GP, cada amostra foi submetida a uma aplicação de peróxido de hidrogênio a 35% por 16 min e depois limpa sob imersão em álcool isopropílico absoluto por 15 min e em água destilada por 20 min sob ultrassom.

Dentro da área exposta às soluções (8 x 8 mm), cinco diferentes áreas das amostras foram analisadas por MEV e perfilometria.

#### 4.2. ANÁLISE TOPOGRÁFICA POR MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)

Antes e após aplicação dos géis de fluoreto de sódio e peróxido de hidrogênio, uma amostra de cada grupo foi analisada por microscopia eletrônica de varredura (MEV, JEOL-JSM, modelo T-330 A), acoplado a um espectrofotômetro de energia

dispersiva (EDS). Diferentes áreas foram inspecionadas para obtenção de micrografias em aumentos de 30 a 4000 X em modo de elétrons secundários (SE) e retro espalhados (BSE) a 10 kV.

#### 4.3. ANÁLISE TOPOGRÁFICA POR PERFILOMETRIA ÓPTICA

A rugosidade de diferentes áreas das amostras foi analisada por perfilometria óptica (DektakXT Profilometer, Alemanha) em cinco áreas diferentes em todas as amostras GF, GP e GC, antes e após a aplicação dos géis de fluoreto de sódio e peróxido de hidrogênio. O comprimento de análise foi de 2 mm, *cut off* de 0,08 mm e velocidade de 10 s. Os valores de rugosidade foram obtidos considerando os parâmetros: *Ra*, que consiste na média aritmética entre as alturas dos picos e vales do perfil efetivo de rugosidade; e *Rt*, que corresponde à distância vertical entre o pico mais alto e o vale mais profundo no comprimento de avaliação.

#### 4.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados foram analisados estatisticamente, considerando a distribuição normal pelo teste de normalidade de Shapiro-Wilk. Tendo apresentado normalidade, foi possível analisar se os grupos apresentaram diferença estatística através do teste *t* de *Student*, com nível de significância de  $p < 0,05$  a partir de um programa estatístico de computador (SPSS Statistics 17.0, EUA).

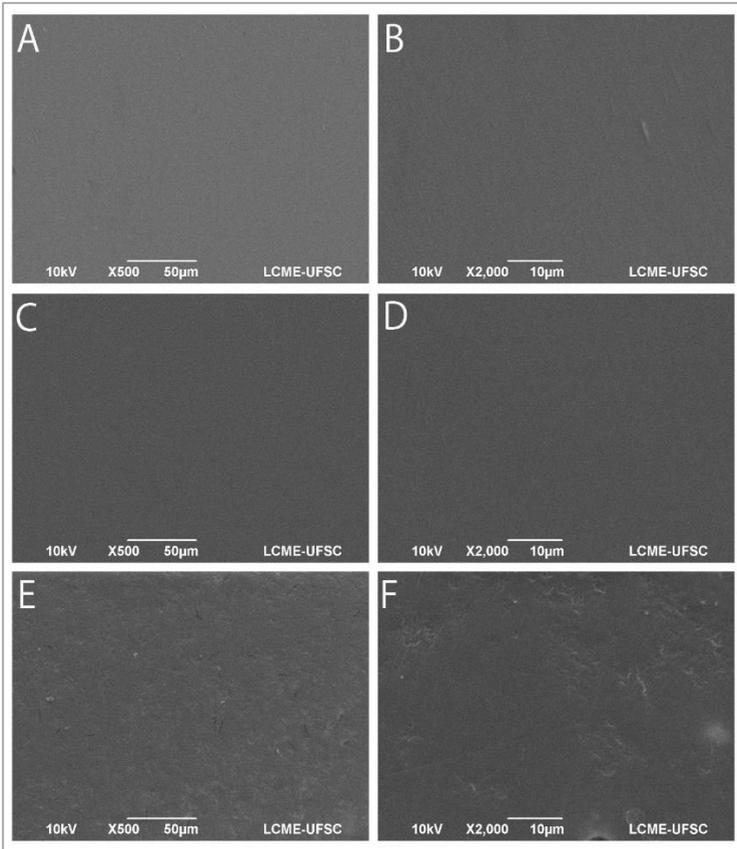


## 5. RESULTADOS

### 5.1. ANÁLISE MORFOLÓGICA DAS SUPERFÍCIES

Imagens obtidas por MEV das superfícies do grupo controle (GC), zircônia (ZC), Ti-cp (Ti-cpC) e Ti6Al4V (TiAl4V) estão dispostas na Figura 1.

**Figura 1**



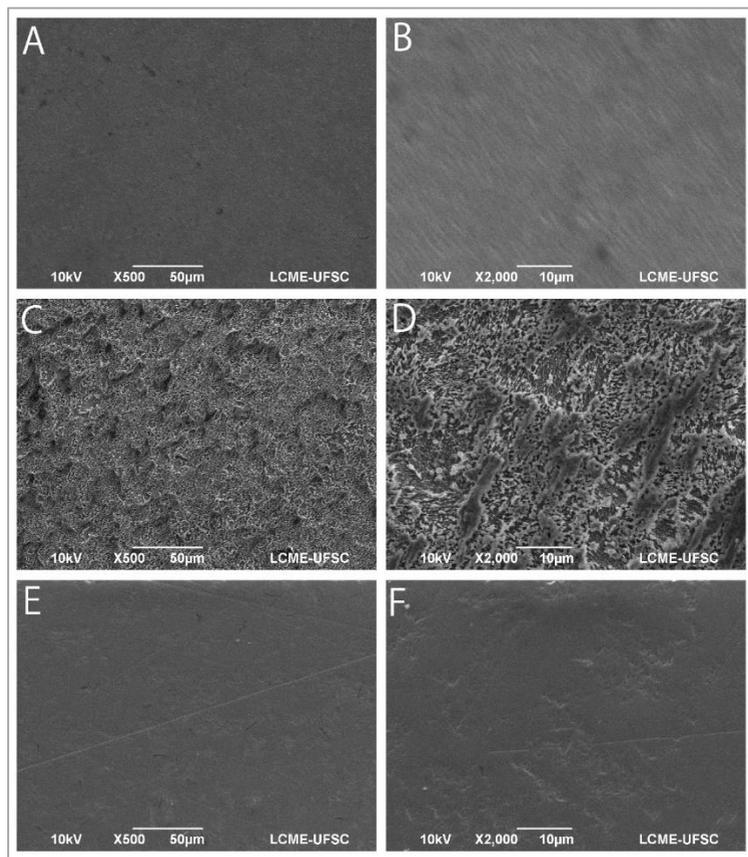
**Micrografias obtidas por MEV em modo elétrons secundários (SE) a 10 kV de amostras de Ti6Al4V (A e B), Ti-cp (C e D) e zircônia (E e F) após aplicação de soro fisiológico 0,9%.**

Observa-se nas micrografias do GC que um bom polimento para as amostras de Ti-cp e Ti6Al4V foi obtido durante

o preparo das amostras, enquanto nas amostras de zircônia podemos observar a presença de irregularidades mesmo após o polimento, isso se deve a maior dureza deste material, o que dificulta o seu polimento.

Imagens obtidas por MEV das superfícies do grupo fluoreto (GF), zircônia (ZF), Ti-cp (Ti-cpF) e Ti6Al4V (TiAl4VF) são apresentadas na Figura 2.

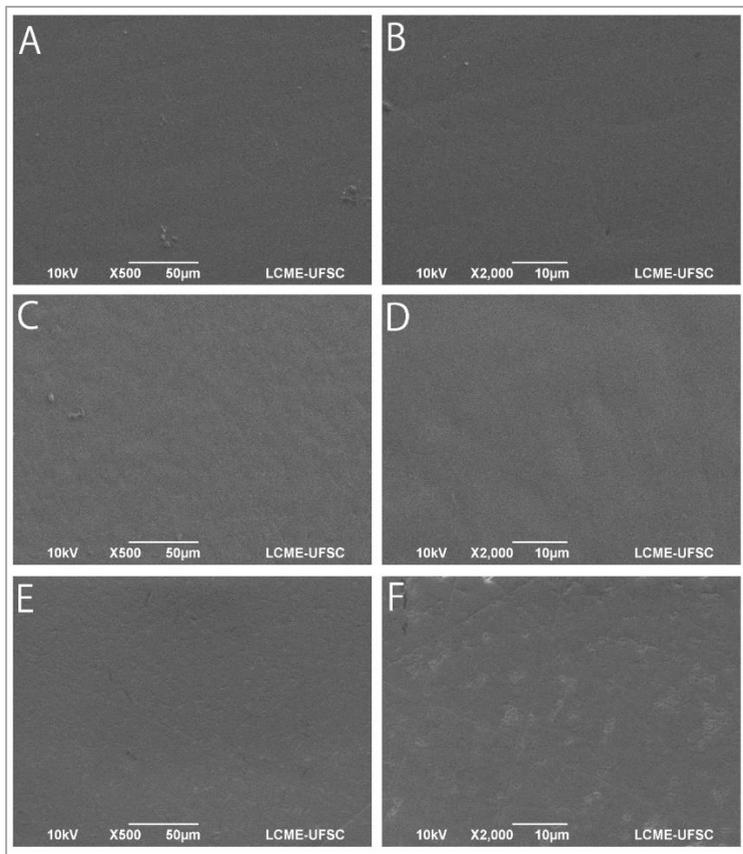
**Figura 2**



**Micrografias obtidas por MEV em modo elétrons secundários (SE) a 10 kV de amostras de Ti6Al4V (A e B), Ti-cp (C e D) e zircônia (E e F) após aplicações de gel de fluoreto de sódio 12300ppm.**

Não foram detectadas alterações topográficas da zircônia por MEV. Entretanto, alterações significantes foram encontradas nas superfícies de Ti-cp, como pode ser observado em C e D. Alterações foram observadas também para a liga Ti6Al4V, no entanto mais discretas em comparação ao Ti-cp.

Imagens obtidas por MEV das superfícies do grupo peróxido (GP), zircônia (ZP), Ti-cp (Ti-cpP) e Ti6Al4V (TiAlVP) estão dispostas na Figura 3.



**Micrografias obtidas por MEV em modo elétrons secundários (SE) a 10 kV de amostras de Ti6Al4V (A e B), Ti-cp (C e D) e zircônia (E e F) após aplicações de peróxido de hidrogênio 35%.**

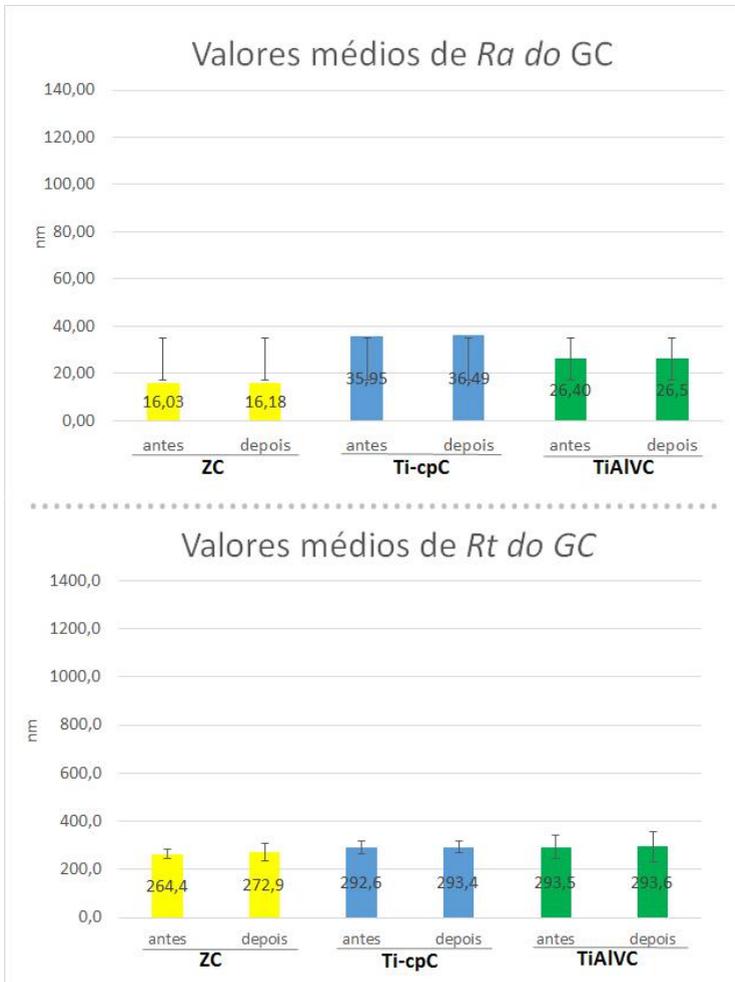
As imagens obtidas do GP não apresentaram características específicas de corrosão, porém discretas alterações de superfície podem ser notadas.

## 5.2. ANÁLISE DA RUGOSIDADE DAS SUPERFÍCIES

Os valores de Rugosidade Média do GC, pelos parâmetros  $Ra$  e  $Rt$ , antes e depois das aplicações de Solução Fisiológica, estão representados na Figura 4. Tendo em vista o número de amostras do grupo, que foram de 2 de Ti-cp, 2 de Ti6Al4V e 1 de Y-TZP, e

que para a avaliação da rugosidade por perfilometria foram realizadas 5 leituras em cada amostra, o valor de n para cada grupo foi de 10 para o grupo Ti-cpC, 10 para o grupo TiAIVC e 5 para o grupo ZC.

**Figura 4**



**Valores de rugosidade média pelos parâmetros Ra e Rt do GC, antes e depois da aplicação de Solução Fisiológica 0,9%.**

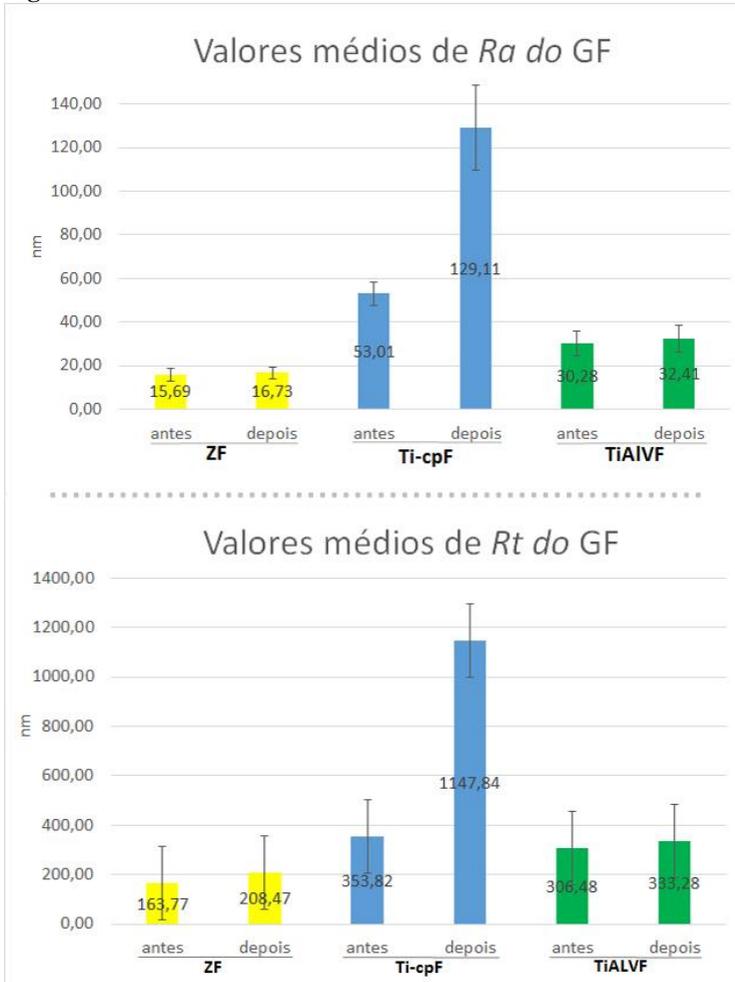
Os resultados revelaram que a rugosidade das superfícies de todos os grupos de materiais pouco se alterou após as aplicações de Solução Fisiológica 0,9%, em ambos parâmetros, como podemos observar também na Tabela 2.

**Tabela 2 - Análise Estatística dos resultados de rugosidade  $Ra$  e  $Rt$  para as superfícies das amostras do grupo GC.**

GC	n	$Ra$			$Rt$			
		Média	desv. padrão	p	Média	desv. padrão	p	
ZC	Inicial	5	16,029	0,911	0,259	264,40	18,816	0,344
	Final	5	16,182	0,766		272,90	35,971	
Ti-epC	Inicial	10	35,952	4,827	0,391	292,60	26,362	0,210
	Final	10	36,487	4,601		293,40	25,635	
TiAl VC	Inicial	10	26,398	2,680	0,072	293,50	49,702	0,987
	Final	10	26,484	2,752		293,60	63,300	

Os valores de Rugosidade Média do GF, pelos parâmetros  $Ra$  e  $Rt$ , antes e após as aplicações de fluoreto de sódio, estão representados na Figura 5.

Figura 5



**Valores de rugosidade média pelos parâmetros  $Ra$  e  $Rt$  do GF, antes e depois das aplicações de fluoreto de sódio (12300ppm).**

Os valores de rugosidade média inicial para as superfícies dos diferentes materiais são distintos devido ao processo de lixamento e polimento para cada tipo de amostra, bem como à morfologia de superfície específica de cada material. No entanto, os resultados revelaram um aumento da rugosidade para a superfície de todos os grupos de materiais após as aplicações do

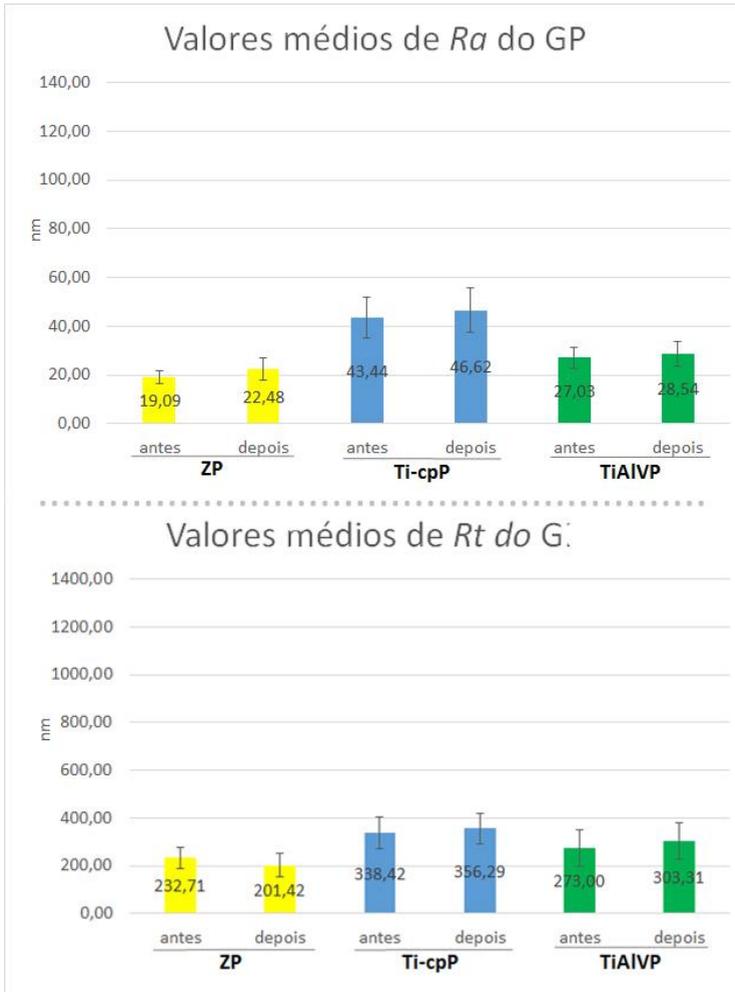
fluoreto de sódio (12300ppm), em ambos parâmetros, como podemos observar também na Tabela 3. Sendo este grupo composto por 9 amostras de cada material, e a avaliação por perfilometria óptica feita em 5 regiões distintas de cada amostra, temos para cada grupo (ZF, Ti-cpF e TiAlVF) o valor de  $n = 45$ .

**Tabela 3 - Análise Estatística dos resultados de rugosidade  $Ra$  e  $Rt$  para as superfícies das amostras do grupo GF.**

GF	n	$Ra$			$Rt$			
		Média	desv. padrão	p	Média	desv. padrão	p	
ZF	Inicial	45	15,687	3,010	0,011	163,77	31,794	0,000
	Final	45	16,726	2,602		208,47	52,298	
Ti-cpF	Inicial	45	53,013	5,521	0,000	353,82	30,179	0,000
	Final	45	129,110	19,710		1147,84	24,708	
TiAlVF	Inicial	45	30,283	5,432	0,044	306,48	53,310	0,025
	Final	45	32,413	6,061		333,28	60,788	

Os valores de Rugosidade Média do GP, pelos parâmetros  $Ra$  e  $Rt$ , antes e depois das aplicações de peróxido de hidrogênio, estão representados na Figura 6.

Figura 6



Valores de rugosidade média pelos parâmetros  $Ra$  e  $Rt$  do GP, antes e depois das aplicações de peróxido de hidrogênio 35%.

Os resultados revelaram um aumento da rugosidade das superfícies das amostras do GP após a aplicação de peróxido de

hidrogênio 35% para ambos parâmetros, exceto no grupo ZP, como podemos observar também na Tabela 4. Sendo este grupo composto por 9 amostras de cada material, e a avaliação por perfilometria óptica feita em 5 regiões distintas de cada amostra, temos para cada grupo (ZP, Ti-cpP e TiAlVP) o valor de  $n = 45$ .

**Tabela 4 - Análise Estatística dos resultados de rugosidade  $Ra$  e  $Rt$  para as superfícies das amostras do grupo GP.**

GP		n	$Ra$			$Rt$		
			Média	desv. padrão	p	Média	desv. padrão	p
ZP	Inicial	45	19,089	2,714	0,000	232,71	42,896	0,002
	Final	45	22,480	4,692		201,42	49,109	
Ti-cpP	Inicial	45	43,444	8,527	0,093	338,42	64,621	0,047
	Final	45	46,617	9,315		356,29	62,741	
TiAlVP	Inicial	45	27,033	4,326	0,060	273,00	77,317	0,010
	Final	45	28,538	5,026		303,31	74,716	





## 6. DISCUSSÃO

Os implantes dentários osseointegráveis são atualmente o padrão ouro quando se fala em reabilitação oral, seja na substituição de perdas únicas, múltiplas ou totais. A previsibilidade deste tratamento e o acesso a recursos estéticos de alto nível para isto, fazem com que cada vez mais implantes sejam instalados diariamente em todo o mundo.

Porém a cavidade oral é um ambiente complexo, onde os sistemas de implantes estarão inevitavelmente expostos a diversos testes mecânicos, biológicos e químicos. Portanto, os materiais utilizados para comporem esses sistemas foram cuidadosamente escolhidos para suportarem as adversidades encontradas no meio bucal. Nosso estudo baseia-se no questionamento quanto a resistência química desses materiais quando expostos a substâncias utilizadas rotineiramente em clínicas odontológicas, pois, uma vez que sofram degradação é necessário que se adequem os protocolos clínicos nos casos reabilitados com implantes.

Ao delinear o nosso estudo *in vitro* consideramos pertinente para compor os grupos de materiais a serem testados, primeiramente o material mais comumente utilizado na confecção de sistemas de implantes dentários, que é o titânio comercialmente puro (Ti-cp) bem como sua liga Ti6Al4V. Além desses materiais, utilizamos amostras de zircônia estabilizada com Ítria (Y-TZP), que tem se destacado pelo seu bom desempenho estético e biomecânico ao constituir os pilares protéticos dos sistemas de implantes.

O peróxido de hidrogênio e o fluoreto de sódio são produtos terapêuticos de uso odontológico bastante comuns na prática clínica, no entanto, pouco se sabe sobre os efeitos que essas soluções podem ter sobre a superfície dos diferentes materiais utilizados para confecção de sistemas de implantes já citados.

O fluoreto de sódio possui diversas apresentações comerciais, sendo as principais: em forma de bochecho (geralmente em concentração 0,05%), e géis (12300 ppm) e encontra-se em dentifrícios (1450 ppm).

O peróxido de hidrogênio (H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>) é o principal componente ativo presente nos géis clareadores atuais, e pode ser

aplicado diretamente sobre o esmalte dentário, ou ser obtido a partir da decomposição do peróxido de carbamida. As concentrações comumente utilizadas de peróxido de hidrogênio e peróxido de carbamida variam de 1,5% a 35%.

Em nosso estudo utilizamos as maiores concentrações comerciais de cada uma das soluções, afim de potencializarmos as possíveis alterações e diminuir a necessidade de muitas aplicações para a obtenção dos resultados.

Assim, determinamos analisar quantitativamente e qualitativamente a alteração das superfícies de Ti-cp, Ti6Al4V e Y-TZP causadas por fluoreto de sódio 12300ppm e peróxido de hidrogênio 35%.

Para avaliarmos quantitativamente, imagens geradas por MEV, nos permitiram comparar as superfícies dos grupos submetidos ao fluoreto de sódio (GF) e ao peróxido de hidrogênio (GP) com o grupo controle (GC), sob aumentos de 500 a 2000x. E de forma quantitativa, mensurações da rugosidade das superfícies de todas as amostras foram feitas antes e após as aplicações das soluções, afim de compararmos estatisticamente as alterações de superfície entre esses dois momentos, sob os parâmetros *Ra* e *Rt*.

Diante das imagens obtidas por MEV e pela mensuração da rugosidade por perfilometria das amostras do grupo GP, submetidas à aplicação de peróxido de hidrogênio 35% por 16 min, podemos perceber alterações de superfície que, apesar de não serem acentuadas, apresentaram relevância estatística ( $p < 0,05$ ). Resultados da pesquisa de Faverani *et al* (2013), demonstraram que discos de titânio que foram imersos em 35% de peróxido de hidrogênio e 16% de peróxido de carbamida, 4 horas por dia por 15 dias, apresentaram alterações significantes da rugosidade da superfície visíveis em imagens obtidas por MEV e microscopia de força atômica (MFA), tanto em amostras de Ti-cp como em amostras da liga Ti6Al4V, porém com maior expressividade nas amostras de Ti-cp. Considerando-se essa referência, a pequena diferença de rugosidade antes e depois da aplicação de peróxido de hidrogênio 35% no presente estudo pode estar relacionada ao baixo tempo de exposição das amostras à solução, que fora de 16 min.

Os resultados das análises topográficas e topométricas por MEV e perfilometria óptica realizadas nas amostras do grupo GF, submetido a 4 aplicações de 4 minutos de fluoreto de sódio 12300ppm, evidenciaram uma alteração discreta da superfície das amostras de zircônia e da liga Ti6Al4V, enquanto as amostras de Ti-cp apresentaram características evidentes de aumento da rugosidade. Estes resultados corroboram com os estudos de JUANITO *et al* (2014), FAIS *et al* (2013), SOUZA *et al* (2012) e NAKAGAWA *et al* (1999) que demonstraram que a exposição da camada protetora de TiO<sub>2</sub> do titânio a produtos fluoretados pode afetar negativamente sua resistência à corrosão, resultando em alterações topográficas e liberação de íons metálicos.

Embora os testes neste estudo não tenham sido realizados em uma célula eletroquímica projetada para a investigação de um possível processo de corrosão, o fluoreto de sódio 12300ppm produziu mudanças relevantes na superfície das amostras de titânio, como ficou evidenciado nas imagens obtidas por MEV. Estas alterações são indicativas de ataques sobre a camada protetora de TiO<sub>2</sub> do titânio por íons F<sup>-</sup>, promovendo a troca iônica com o meio, o que sugere que o processo de corrosão da estrutura tenha ocorrido.

Uma vez que haja a liberação de íons metálicos devido à corrosão, clinicamente esses íons estariam sendo depositados nos tecidos peri-implantares. Esses íons atraem células inflamatórias para os tecidos circundantes, tais como macrófagos e linfócitos tipo T. O processo inflamatório gerado pode ter repercussões clínicas, tais como perda óssea e doenças peri-implantares (JUANITO *et al*, 2015), afetando a saúde dos tecidos e a longevidade do implante.

O presente estudo teve algumas limitações, incluindo o uso de discos de Ti e placas de zircônia polidas. Estes discos são diferentes das superfícies da maioria dos implantes, os quais apresentam uma superfície rugosa para aumentar a superfície de contato e para acelerar a osteointegração, mas esta limitação não afeta nosso objetivo.

A zircônia por sua vez apresentou-se pouco ou quase nada alterada após exposição a ambas soluções terapêuticas aplicadas neste estudo. Visto que as amostras de zircônia utilizadas foram de

zircônia estabilizada com ítria (Y-TZP), a sua resistência à corrosão se deve ao óxido de ítrio, que confere a zircônia estabilidade da sua fase cúbica ou tetragonal na temperatura ambiente, gerando um material polifásico. A Y-TZP não possui fases vítreas devido à microestrutura policristalina, o que evita o fenômeno de sua degradação ou desestabilização pela saliva ou agentes corrosivos (GOMES *et al*, 2008).





## 7. CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos por este trabalho podemos tirar as seguintes conclusões:

- A zircônia foi mais resistente à ação das soluções testadas em comparação com o Ti-cp e Ti6Al4V.
- O fluoreto de sódio 12300 ppm mostrou-se agressivo às superfícies dos materiais a base de titânio, alterando sua topografia, porém com maior expressividade no Ti-cp.
- A exposição de zircônia, Ti-cp e Ti6Al4V a peróxido de hidrogênio por 16 minutos, não promoveu alterações topográficas muito evidentes, porém estatisticamente relevantes ( $p < 0,05$ ).
- Uma vez que os implantes à base de titânio apresentam suscetibilidade à corrosão ao serem expostos ao fluoreto de sódio, fica destacada a importância do exame clínico pelos dentistas, para identificar a presença dessas estruturas a fim de elaborar um plano de tratamento adequado ao paciente. Consequentemente, este procedimento poderá melhorar a manutenção de saúde, função e estética dos pacientes.



**REFERÊNCIAS**

ADYA, N. *et al.* Corrosion in titanium dental implants: literature review; **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, v. 5, n. 3, p. 126-131, Jul 2005.

ALBREKTSSON T. The response of bone to titanium implants. **Crit Rev Biocompat.** n.1, p. 53-84. 1985.

ANDREIOTELLI M. WENZ H.J. KOHAL R-J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. **Clin. Oral Impl. Res.** 20 (Suppl. 4), p.32–47. 2009.

BIANCO, P.D. DUCHEYNE P. CUCKLER J.M. Local accumulation of titanium released from a titanium implant in the absence of wear. **Journal of Biomedical Materials Research.** v. 31, p 227–234. 1996.

CHATURVEDI, T.P. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). **Indian J Dent Res**, n. 20, p,91–98. 2009.

CURY, J. Uso do Flúor. In: BARATIERI, L.N. **Dentística: procedimentos preventivos e restauradores.** 2. ed. Rio de Janeiro: Quintessence, p. 43-68.1992.

DEPPRICH, R. *et al.* Behavior of osteoblastic cells cultured on titanium and structured zirconia surfaces. **Head and Face Medicine**, v.29, n.4. 2008.

DEVILLE J, CHEVALIER L, GREMILLAR D, Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. **Biomaterials** 27 (10), 2186-2192. 2006.

FAIS, L. *et al.* Streptococcus Mutans Adhesion to Titanium After Brushing with Fluoride and Fluoride-Free Toothpaste Simulating 10 Years of Use, **Int J Oral Maxillofac Implants**. v.28 n. 2, p.463-472, mar/abr. 2013.

FAVERANI, L.P. *et al.* Effect of bleaching agents and soft drink on titanium surface topography. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**. 2013 May 10.

GARONE FILHO, W. Lesões cervicais e hipersensibilidade dentinária. In: TODESCAN, F.F.; BOTTINO, M.A. **Atualização na clínica odontológica: A prática da clínica geral**. São Paulo: Artes Médicas, p. 35-76, 1996.

GOMES, E. A. *et al* . Cerâmicas odontológicas: o estado atual. **Cerâmica**, São Paulo , v. 54, n. 331, p. 319-325, sept. 2008.

HA, S. *et al.* Surface analysis of chemically-etched and plasma-treated polyetheretherketone ( PEEK ) for biomedical applications. **Surface and Coatings Technology**, v. 96, p. 293-299. 1997.

HAMILTON, J.R. Biochemical effects of fluoride on oral bacteria. **J. Dent. Res.**, v. 69, p. 660-67, Feb. 1990.

HOFFMANN, O. The zirconia implant–bone interface: a preliminary histologic evaluation in rabbits. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 23, p.691–695. 2008.

Juanito GMP, Morsch CS, Benfatti CA, Fredel MC, Magini RS, et al. (2015) Effect of Fluoride and Bleaching Agents on the Degradation of Titanium: Literature Review. **Dentistry** 5:273. doi: 10.4172/2161-1122.1000273.

Juanito, GMP. Alteração da superfície de sistemas de implantes dentários em fluoreto de sódio e peróxido de hidrogênio. 2014. 35f. **Dissertação (Mestrado em Implantodontia)**. Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis. 26 de maio de 2014.

KASEMO B, LAUSMAA J. **Tissue integrated prosthesis**. Chicago: Quintessence; 1985. cap. 4: Seleção do metal e características da superfície. p. 99-116.

KAWAMOTO K, TSUJIMOTO Y. Effect of the hydroxyl radical and hydrogen peroxide on tooth bleaching. **J. Endod.** v. 20, p. 45-50. 2004.

LALOR, P.A. Sensitivity to titanium. A cause of implant failure? **Journal of Bone and Joint Surgery – British**, v. 73, p. 25–28. 1991.

NAKAGAWA, M. Effect of Fluoride Concentration and pH on Corrosion Behavior of Titanium for Dental Use. **Journal of Dental Research**, v.78, n. 9, p. 1568-1572. 1999.

NG. et al. Characterisation of a duplex TiO<sub>2</sub>/CaP coating on Ti6Al4V for hard tissue replacement. **Biomaterials** 26, p. 1087-1095, 2005.

Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JL. Load fatigue performance of implant ceramic abutment combinations. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2009; 24(4): 636–46.

OSHIDA, Y. *et al.* Corrosion of dental metallic materials by dental treatment agents, **Materials Science and Engineering: C**, v. 25, n. 3, p. 343-348. 2005.

PIATTELLI, A. Residual aluminum oxide on the surface of titanium implants has no effect on osseointegration. **Biomaterials**, v. 24, p. 4081-4089, 2003.

SAGOMONYANTS, K. B. The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. **Biomaterials**, v. 29, n. 11, p. 1563-72, 2008.

SEETOH YL, TAN KB, CHUA EK, QUEK HC, NICHOLLS JI. Load fatigue performance of conical implantabutment connections. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 2011; 26:797-806.

SCHIFF, N. Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. **Biomaterials**, v. 23, n.9, p. 1995-2002. 2002.

SOUZA, J.C.M. *et al.* Simultaneous degradation by corrosion and wear of titanium in artificial saliva containing fluorides. **Wear**. 292: 82-88, 2012.

TREDWIN, C.J. *et al.* Hydrogen peroxide tooth whitening (bleaching) products: review of adverse effects and safety issues. **Br Dent J**. v. 200, p. 371- 377. 2006.

WEINGART, D. Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 23, p. 450–452. 1994.