

RESSALVA

Atendendo solicitação do(a) autor(a), o texto completo desta dissertação será disponibilizado somente a partir de 30/12/2018.

Carolina Ferrairo Danieletto-Zanna

**Comportamento eletroquímico do Ti2, Ti4, Ti4hard e
Ti6Al4V em função de diferentes aplicações tópicas de
flúor.**

ARAÇATUBA - SP

2017

Carolina Ferrairo Danieletto-Zanna

**Comportamento eletroquímico do Ti2, Ti4, Ti4hard e
Ti6Al4V em função de diferentes aplicações tópicas de
flúor.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia do Câmpus de Araçatuba – UNESP, para obtenção do Grau de “Mestre em Odontologia” – Área de Concentração em Implantodontia.

Orientador: Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção

ARAÇATUBA - SP

2017

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

D184c Danieletto-Zanna, Carolina Ferrairo.
Comportamento eletroquímico do Ti2, Ti4, Ti4hard e Ti6Al4V
em função de diferentes aplicações tópicas de flúor / Carolina
Ferrairo Danieletto-Zanna. – Araçatuba, 2017

144 f. : il. ; tab.

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

Orientador: Prof. Wirley Gonçalves Assunção

1. Implantes dentários 2. Ligas 3. Titânio 4. Corrosão
5. Flúor I. T.

Black D7
CDD 617.64

Dados Curriculares

CAROLINA FERRAIRO DANIELETTO-ZANNA

Nascimento: 19/08/1988 – Presidente Prudente – SP

Filiação: Maria Heloiza Camargo Ferrairo Danieletto
Dionísio Danieletto Filho

2006-2010 Curso de Graduação em Odontologia
Departamento de Odontologia da Universidade Estadual de
Maringá - UEM.
Maringá, Paraná, Brasil.

2011-2012 Curso de Especialização em Farmacologia
Departamento de Farmacologia da Universidade Estadual de
Maringá - UEM.
Maringá, Paraná, Brasil.

2012-2015 Curso de Especialização modalidade Residência em Cirurgia e
Traumatologia Buco-Maxilo-Facial.
Universidade Estadual de Maringá - UEM.
Maringá, Paraná, Brasil.

2015-2017 Curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de concentração
Implantodontia, nível Mestrado.
Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade Estadual
Paulista “Júlio de Mesquita Filho”
Araçatuba, São Paulo, Brasil.

Dedicatória

Aqueles que representam o fundamento da minha história e o significado da minha vida. O alicerce de toda a minha personalidade e conhecimento: **minha família**.

Dedico a conclusão desta pós-graduação aos meus pais, **Dionísio Danieletto Filho** e **Maria Heloiza Camargo Ferrairo Danieletto**, os quais mesmo sem um curso de mestrado em seus currículos, souberam ser meus grandes mestres não apenas na Matemática ou na Química, mas guiando meus passos sempre e apoiando minhas decisões, curso de graduação, residência e agora mestrado. Só tenho a agradecer pelo carinho, amor, atenção e confiança depositados em mim, por compreender minhas ausências e me apoiar sempre, acreditando em meus sonhos. Por suportar meus desesperos, minhas crises de choro quando pensava que não iria dar conta, e mesmo sem entender do assunto no qual eu estava aprendendo, buscavam compreender meu momento e me acalantar com carinho de vocês. Eu amo muito e por mais que pensem que não, eu sinto muito a falta de vocês.

À minha irmã **Carla Ferrairo Danieletto** pelo companheirismo durante os anos em que moramos juntas e por estar sempre ao meu lado, mesmo hoje distantes. Sempre te admirei, como pessoa e profissional. Tenho certeza que terás muito sucesso nesta nova etapa de sua vida, sendo a médica mais dedicada e salvando vidas. Amo você.

A meu marido, namorado, amigo e companheiro de vida e de profissão **Gustavo Zanna Ferreira** que mesmo em meio tantas viagens, indas e vindas, conseguiu me dar apoio, amor, carinho e atenção. Demonstrando sempre muita paciência, com meus desesperos. Seu apoio e incentivo me deram forças para continuar. Obrigada por toda sua compreensão, por sua dedicação em nosso casamento, no preparo para “o nosso grande dia” como cada dia de nossas vidas. Você me faz muito feliz. Eu te amo!!

Agradeço a minha segunda família, meus sogros e cunhados que muito me ajudaram em mais esta etapa da minha vida.

Toda minha família que sempre esteve em orações, pedindo proteção divina em minhas viagens. Em especial, à minha **Avó Terezinha, Tia Maria Helena e Tia Débora**. A todas estas pessoas, que são insubstituíveis em minha vida, dedico a conclusão deste trabalho realizado com muito amor e dedicação.

Agradecimentos Especiais

Agradeço primeiramente a **Deus**, um ser onisciente, onipresente e onipotente, o qual tem o total conhecimento de nossos planos e sentimentos, está conosco em todos os momentos e de forma plena e completa têm me iluminado. Agradeço a proteção e companhia em cada viagem e a cada batalha vencida. O amor é incondicional.

Ao meu orientador, **Prof. Wirley Gonçalves Assunção**, por ter me orientado durante o mestrado, permitindo meu crescimento acadêmico e amadurecimento pessoal. No primeiro dia que nos conhecemos o senhor deixou claro, sobre as opções em trocar de orientador devido a minha formação em cirurgia, confesso que fiquei tentada, mas acreditei que Deus escolhe os caminhos que nós devemos trilhar e coloca as pessoas certas nesta caminhada para nos ajudar. Agradeço pelo apoio, quando surgiu a oportunidade para eu dar aulas em uma faculdade particular em Maringá. Sei que poderia ter aproveitado muito mais do mestrado se não estivesse viajando todas as semanas e me preocupando em preparar e dar aulas, montar e corrigir provas, como já conversamos diversas vezes, mas também sei que este seu apoio e consentimento muito colaboraram para desenvolver meu lado professora que é um dos objetivos do Mestrado. Fico grata pelas conversas, conselhos e até mesmo por algumas discussões, pois tudo é aprendizado. A sua confiança em mim, me fez acreditar que eu seria capaz de realizar este curso e concluí-lo com sucesso. Muito obrigada, que Deus abençoe imensamente você e sua família.

Ao **prof. Léo (Leonardo Perez Faverani)** por ser esta pessoa com coração imenso, que mesmo sem tempo estava sempre disposto a ajudar. Léo você tem o dom de ensinar, é uma vocação a qual é realizada com muito amor e paixão. Me senti um pouco você quando entrei no mestrado, mesmo orientador de mestrado, com formação e amor

à cirurgia e um trabalho de pesquisa semelhante, por isso acabei me apoiando muito mais em seus conselhos e tentei me espelhar em você. É um exemplo não apenas para mim, mas para muitos nesta faculdade. Verdadeiro Mestre. Que Deus o abençoe.

Ao **prof. Valentim Adelino Ricardo Barão**, pela ajuda imprescindível no meu projeto de pesquisa. Sua paixão e dedicação pela pesquisa odontológica é louvável. Seus conhecimentos são imensuráveis. Muito obrigado por cada momento seu dedicado a mim e ao meu projeto, sem seu auxílio a realização deste trabalho não seria possível. Obrigada por compartilhar seus conhecimentos comigo e me proporcionar a experiência de conviver com seus orientados na Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).

Ao **Prof. Paulo Henrique dos Santos** por ser um exemplo de educação e gentileza para com os alunos, por ter aceitado participar da banca da minha qualificação e da dissertação. Agradeço imensamente o carinho com que me tratou durante estes anos, e a disponibilidade em ensinar como operar o rugosímetro para que pudesse realizar este trabalho de pesquisa.

Ao **Prof. Liogi Iwaki Filho**, pelos conhecimentos transmitidos e por ser exemplo de cirurgião. Aprendi muito ao seu lado, foram anos observando e absorvendo tudo de melhor, monitoria, estágio, residência, e com certeza levarei todo esse conhecimento para a vida toda. Obrigada por aceitar fazer parte da banca da minha Dissertação.

Aos **Professores da Disciplina da Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, Idelmo Rangel Garcia Júnior, Osvaldo Magro Filho, Alessandra Marcondes Aranega, Daniela Ponzoni, Ana Paula Farnezi Bassi, Francisley Avila Campos e Leonardo Perez Faverani**. Em especial à **professora Ana Paula Farnezi Bassi**, a qual tive o imenso prazer em desenvolver projetos de pesquisa e de extensão, e

como tutora sabe mostrar o caminho ao aluno permitindo sua caminhada em liberdade, em busca do objetivo.

Aos **Professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese (Daniela Michelini dos Santos, Aimée maria Guiotti, Maria Cristina Rosifini Ales Rezende, Karina Helga Turcio de Carvaho, Humberto Gennari Filho, Eduardo Passos Rocha)**, pelo convívio no departamento e pelos conhecimentos transmitidos.

Às **Wirletes, Camila Berbel Seloto, Cecília Alves Sousa e Thamires Matos Felix**, que tornaram meus dias na salinha mais agradáveis!! Vocês foram fundamentais!!

Ca (Camila Berbel Seloto), amiga, jamais esquecerei de você. Sempre estive ao meu lado simplesmente para dar um abraço ou para compartilhar nossas angústias. Te admiro muito, pela pessoa maravilhosa que é, transparente, humilde, simples, mas de um coração gigantesco. E pela profissional dedicada que se tornou, é incrível como sua evolução é notável em apenas 2 anos. Aquela garotinha que tinha acabado de terminar a graduação hoje está se tornando Mestre e especialista em prótese, tenho muito orgulho de você. Saiba que pode contar comigo sempre que precisar e mesmo se não precisar!! Enxugue as suas lágrimas e vamos comemorar!! Te amo muito!!! Muito obrigada por me acolher em sua casa quando fiquei sem teto em Araçatuba.

Ce (Cecília Alves Sousa) obrigada por ser exatamente como você é, sua dedicação à pós-graduação é admirável e com certeza você vai colher bons frutos desta etapa de sua vida. Obrigada pelo acolhimento em sua casa e por me incentivar a avançar mais uma etapa na minha pós-graduação.

Tami (Thamires Matos Felix) você foi mais que uma aluna de **Iniciação Científica**. Te admiro e agradeço pela dedicação com que conduziu a pesquisa que foi destinada aos seus cuidados e o carinho com os pacientes. Parabéns e muito obrigada.

Ana Tereza e Henrico, vocês foram peças fundamentais na minha formação como Mestre, obrigada por todos os momentos compartilhados e ajuda emocional. **Ana** muito obrigada por estar ao meu lado naqueles momentos difíceis da minha vida e por ter me apoiado a seguir em frente.

Aos amigos e colegas que fiz durante a pós-graduação, **Ana Tereza Maluly Proni, Aneliza Moraes, Arthur Bruno Pereira Cavalcanti, Bruna de Oliveira, Bruna Serafim, Camila Berbel Seloto, Carulina Moraes, Cecília Alves Sousa, Daniela Bastos, David Gusman, Ebele Adaobi Silva, Erik Neiva, Fábio Martins Salomão, Fernanda Caxias, Flávia Verza, Gustavo Momesso, Henrico Strazzi, Hiskell Fernandes, Igor Puttini, Ingrid Santos, Ketelin Dal Pra, João Paulo Bonardi, Nathália Januário, Sandra Borghi, Sandro Bittencourt, Tarik Polo, Úrsula Escalero, Valthierre Nunes**. Obrigada pela oportunidade de aprender com vocês!!

Às meninas que dividiram o apartamento 51 comigo, **Vanessa Marques, Thaís Zorzenon e Letícia Citelli**, muito obrigada por ouvir minhas reclamações e compartilhar as vitórias. Vocês são pessoas que valem muito e merecem toda a minha admiração e respeito.

Durante 21 dias da minha pós-graduação, nos quais realizei a maior parte do meu projeto de pesquisa, em Piracicaba, tive a oportunidade de conviver com pessoas maravilhosas. Agradeço a todos aqueles que de uma forma ou de outra me ajudaram a superar os riscos em acordar de madrugada e ir embora de madrugada do laboratório de Prótese Total de uma Universidade a qual eu não conhecia. Agradeço aos vigias da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, que me ajudaram a superar meu medo de ficar sozinha durante várias noites e alguns finais de semana, diversas vezes vinham perguntar se estava tudo bem e me mantinham em segurança. A todos os

funcionários, da limpeza aos técnicos de laboratório, e especial ao **Dú (Eduardo)** do Laboratório de Prótese Total e ao **Adriano** responsável pelo Microscópio Eletrônico de Varredura, seja pelo cafezinho de cada dia ou pelos ensinamentos do mundo mirabolante da química e da biologia, tornaram meus dias mais agradáveis. Alguns especiais que me mostraram a beleza de Piracicaba em uma tarde sem energia na faculdade, **Veber Bonfim e “Sabiá”**, e outros que me ajudaram com sua atenção e seus conhecimentos **Adaias Matos, Heloisa Pantaroto, Jairo Cordeiro** e principalmente **Thamara Beline** que com paciência me ensinou como realizar os testes eletroquímicos e como interpretá-los, desde o preparo das soluções até a análise estatística.

A **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES – DS)**, pela concessão da Bolsa de Mestrado durante os dois anos do curso. Meus sinceros agradecimentos por promover o apoio financeiro e assim permitir a realização do mestrado.

Agradeço a todos os **alunos e ex-alunos do Departamento de Odontologia da UniCesumar** com os quais tive a oportunidade em ministrar aulas e com os quais pude entender que ENSINAR é dedicar-se ao aluno, aprender conhecimentos e compartilhá-los da melhor forma possível, e que nós não somos donos da verdade, a cada conhecimento compartilhado com vocês, vocês compartilharam um comigo.

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba**, na pessoa do seu Diretor, Professor Wilson Roberto Poi e no do coordenador do programa de pós-graduação em Odontologia, Professor André Luiz Fraga Briso, pelo acolhimento e oportunidade de realização do curso de Mestrado. Agradeço pelo empenho e dedicação para o crescimento do Programa e Pós-graduação em Odontologia da FOA.

Ao **Departamento de Pediatria**, na pessoa do **Prof. Carlos Alberto Botazzo Delbem** pela disponibilidade em tirar dúvidas e possibilitar o uso do Microdurômetro, assim como à todos os alunos do departamento que se dispuseram em me ensinar a utilização deste equipamento.

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP)** pela disponibilidade e possibilidade de uso dos equipamentos para estudo eletroquímico, Microscopia Eletrônica de Varredura e a Espectroscopia de Energia Dispersiva.

À **DSP Biomedical**, empresa que tornou possível a realização deste trabalho, através da parceria e doação dos espécimes de todas as ligas metálicas.

À secretária **Magda Requena Caciatore**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, pela presteza e disponibilidade e também pelas conversas no cafezinho.

Aos **funcionários do Departamento de Cirurgia e Clínica Integrada (Paulo e Marco)**. Obrigada pelo carinho e respeito.

Às **funcionárias da Pós-graduação: Valéria de Queiroz Marcondes Zagato, Cristiane Regina Lui Matos e Lilian Sayuri Mada**, pela disponibilidade e gentileza em ajudar.

Aos **funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP** pela disponibilidade e atenção.

E agradeço a **todos os pacientes** atendidos neste período, pela credibilidade e confiança depositadas a nós pós-graduandos, possibilitando meu aprendizado e crescimento pessoal e profissional.

Epígrafe

“Aprender é descobrir o que você já sabe.

Fazer é demonstrar que você sabe.

Ensinar é lembrar aos outros que eles também sabem, tão bem quanto você.

Somos todos pessoas que aprendem, fazem e ensinam”

(Richard Bach)

Danieletto-Zanna, C.F. Comportamento eletroquímico do Ti2, Ti4, Ti4hard e Ti6Al4V em função de diferentes aplicações tópicas de flúor [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2017.

Resumo

Pacientes com reabilitações implantossuportadas parciais podem apresentar condições clínicas que necessitem de fluoroterapia. Sabe-se que o fluoreto possui uma ação corrosiva em alguns metais, portanto o objetivo deste estudo foi investigar o comportamento eletroquímico e as alterações de superfície, dos titânios Grau 2 (comercialmente puro Grau 2 – Ti2), Grau 4 – Ti4, Grau 4 *hard* - Ti4h, e Grau 5 – Ti5, comumente utilizados para confecção de implantes e componentes protéticos, frente a exposição de aplicações tópicas de flúor em bochecho e gel. Espécimes cilíndricos (3mm de altura e 8mm de diâmetro) (n=20) foram confeccionados a partir de cada titânio e submetidos a metalografia. A amostra foi dividida em quatro grupos: *Baseline* (n=20), Controle - C (n=20), Bochecho - B (n=20) e Gel - G (n=20). No *Baseline* os espécimes foram caracterizados através de microdureza de Vickers, rugosidade superficial – Ra, Microscopia Eletrônica de Varredura – MEV e Espectroscopia de Energia Dispersiva – EED. No Bochecho, os espécimes ficaram imersos em saliva artificial pura (SA) acrescida de NaF (225ppm F⁻) e mantidos em constante agitação durante 30horas e 41minutos, simulando bochechos diários; no Gel, os espécimes foram imersos em SA acrescida de NaF (12.300ppm F⁻), mantidos por 1 minuto, na sequência, transferidos para solução de SA pura, na qual permaneceram por 30 minutos (processo repetido 6 vezes), simulando aplicações de flúor fosfato acidulado 1,23% e no Controle, os espécimes não entraram em contato com soluções fluoretadas. Os grupos C, B e G foram submetidos aos ensaios eletroquímicos e posteriormente tiveram suas superfícies analisadas pela Ra e microdureza. A análise da corrosão, realizado através do potencial de circuito aberto (OCP), espectroscopia de impedância eletroquímica (EIE) e teste potenciodinâmico, os quais foram conduzidos em saliva artificial Fusayama Meyer (pH= 6,5), obtendo parâmetros de OCP, densidade de corrente de corrosão (I_{corr}), densidade de corrente de passivação (I_{pass}), potencial de corrosão (E_{corr}), capacitância (CPE) e resistência de polarização (R_p). Os dados quantitativos foram analisados estatisticamente (ANOVA, *posthoc* Bonferroni - p≤0,05). Na MEV, a liga Ti5 apresentou superfície com fases α e β bem definidas, confirmadas pela detecção de Al, V na EED. Não houve alteração de rugosidade entre os grupos (p>0,05, ANOVA),

porém os graus de Ti apresentaram valores de Ra em ordem decrescente $Ti2 > Ti4 \approx Ti4h > Ti5$. A microdureza dos titânios em ordem decrescente $Ti5 > Ti4 \approx Ti4h > Ti2$. Quanto à corrosão, a exposição das ligas à soluções contendo flúor influenciou negativamente ($p < 0,05$) os parâmetros de OCP nas ligas Ti2 e Ti4h; Rp nas nos Ti2, Ti4 e Ti4h; CPE, no Ti2 e Ti5, nos quais a capacidade de troca de íons foi maior, respectivamente, no Gel e no Bochecho. Ecorr não sofreu alterações decorrentes da presença dos fluoretos ($p > 0,05$), Icorr e Ipass evidenciaram influência negativa do flúor no comportamento eletroquímico das ligas Ti2 e Ti4 ($p < 0,05$). Dessa forma, concluímos que a adição de fluoretos influenciou negativamente no comportamento eletroquímico das ligas Ti2 e Ti4, propiciando a formação de pites de corrosão e fragilização da estrutura de implantes e componentes protéticos.

Palavras-chave: Implantes dentários; Ligas; Titânio; Corrosão; Flúor.

Danieletto-Zanna, C.F. Electrochemical behavior of Ti2, Ti4, Ti4hard and Ti6Al4V as a function of different topical applications of fluoride [dissertation]. Araçatuba: UNESP-São Paulo State University; 2017.

Abstract

Patients with partial implant-supported rehabilitations may present clinical conditions that require fluorotherapy. It is known that fluoride has a corrosive action on some metals, so the objective of this study was to investigate the electrochemical behavior and surface changes of grade 2 titanium (commercially pure Grade 2 – Ti2), Grade 4 - Ti4, Grade 4 Hard - Ti4h, and Grade 5 - Ti5, commonly used for the preparation of implants and prosthetic components, against the exposure of topical applications of fluoride in mouthwash and gel. Cylindrical specimens (3mm high and 8mm diameter) (n = 20) were made from each titanium and subjected to metallography. The sample was divided into four groups: Baseline (n = 20), Control - C (n = 20), Bochecho - B (n = 20) and Gel - G (n = 20). In the Baseline the specimens were characterized by Vickers microhardness, surface roughness - Ra, Scanning Electron Microscopy - SEM and Dispersive Energy Spectroscopy - EED. In Bochecho, the specimens were immersed in pure artificial saliva (SA) plus NaF (225ppm F-) and kept in constant agitation for 30hours and 41minutes, simulating daily mouthwashes; In the Gel, the specimens were immersed in SA plus NaF (12,300ppm F-), maintained for 1 minute, then transferred to pure SA solution, in which they remained for 30 minutes (6 times repeated procedure), simulating Fluorinated phosphate 1.23% and in Control, the specimens did not come into contact with fluoride solutions. The groups C, B and G were submitted to the electrochemical tests and later had their surfaces analyzed by Ra and microhardness. The corrosion analysis was carried out using the open circuit potential (OCP), electrochemical impedance spectroscopy (EIS) and potentiodynamic test, which were conducted in Fusayama Meyer artificial saliva (pH = 6.5), obtaining OCP parameters, density (Icorr), passivation current density (Ipass), corrosion potential (Ecorr), capacitance (CPE) and polarization resistance (Rp). The quantitative data were analyzed statistically (ANOVA, posthoc Bonferroni - $p \leq 0.05$). In the SEM, the Ti5 alloy presented a well-defined α and β phases, confirmed by the detection of Al, V in EED. There was no change in roughness between the groups ($p > 0.05$, ANOVA), but Ti levels presented values of Ra in decreasing order $Ti2 > Ti4 \approx Ti4h > Ti5$. The microhardness of the titanium in decreasing order $Ti5 > Ti4 \approx Ti4h > Ti2$. As for corrosion, the exposure of

the alloys to the solutions containing fluorine negatively influenced ($P < 0.05$) the OCP parameters in the Ti2 and Ti4h alloys; R_p at Ti2, Ti4 and Ti4h; CPE, in Ti2 and Ti5, in which the ion exchange capacity was higher, respectively, in Gel and Bochecho. I_{corr} and I_{pass} showed a negative influence of fluoride on the electrochemical behavior of Ti2 and Ti4 alloys ($p < 0.05$). In this way, we conclude that the addition of fluorides influenced negatively the electrochemical behavior of the Ti2 and Ti4 alloys, leading to the formation of corrosion pits and embrittlement of the implant structure and prosthetic components.

Keywords: Dental implants; Alloys; Titanium; Corrosion; Fluorine.

Lista de Figuras

- Figura 1.** Fluxograma do delineamento do estudo. **41**
- Figura 2.** Diagrama dos valores de OCP para Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 em cada grupo: controle, bochecho e gel. **49**
- Figura 3.** Representação das médias e desvio padrão dos valores de OCP para Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5, para cada grupo: controle, bochecho e gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **50**
- Figura 4.** Diagrama de Nyquist representando os dados da EIE do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. **52**
- Figura 5.** Módulo de impedância ($|Z|$) obtido através do diagrama de Bode do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. **53**
- Figura 6.** Ângulo de fase obtido através do diagrama de Bode do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. **54**
- Figura 7.** Circuito elétrico equivalente. **55**
- Figura 8.** Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de R_p do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **56**
- Figura 9.** Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de CPE do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **58**

Figura 10. Curvas potenciodinâmicas obtidas para o Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 em cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. **60**

Figura 11. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de Ecorr do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **62**

Figura 12. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de Icorr do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **63**

Figura 13. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de Ipass do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 para cada grupo: Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **64**

Figura 14. Micrografias obtidas por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5, submetidos à solução de Kroll. **65**

Figura 15. Espectroscopia de Energia Dispersiva do Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5 no período *Baseline*. **66**

Figura 16. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de Ra para o Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5, dos grupos *Baseline*, Controle, Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **68**

Figura 17. Representação gráfica das médias e desvio padrão dos valores de Microdureza de Vickers para o Ti2, Ti4, Ti4h e Ti5, dos grupos *Baseline*, Controle,

Bochecho e Gel. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$).

Lista de Tabelas

Tabela 1. Valores das médias (e desvio padrão) dos parâmetros eletroquímicos obtidos através do circuito elétrico equivalente. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **57**

Tabela 2. Valores das médias (e desvio padrão) dos parâmetros eletroquímicos obtidos através das curvas de polarização potenciodinâmicas. Letras minúsculas indicam diferença significativa na análise intragrupo ($p < 0,05$). Letras maiúsculas indicam diferença significativa na análise intergrupo ($p < 0,05$). **61**

Lista de Abreviaturas

Ticp	= Titânio comercialmente puro
Ti	= Titânio
Al	= Alumínio
V	= Vanádio
Ni	= Níquel
Cr	= Cromo
Co	= Cobalto
Au	= Ouro
Pd	= Paládio
Fe	= Ferro
O	= Oxigênio
Ticp4 <i>hard</i>	= Titânio comercialmente puro Grau 4 endurecido
F	= Flúor
NaF ₂	= Fluoreto de Sódio
F ⁻	= Fluoreto
ATF	= Aplicação tópica de flúor
ppm	= Parte por milhão
%	= porcentagem
FFA	= Flúor Fosfato Acidulado 1,23%
CaF ₂	= Fluoreto de Cálcio
Ca ⁺²	= Cálcio
ml	= Mililitro
Ticp2	= Titânio comercialmente puro Grau 2
Ticp4	= Titânio comercialmente puro Grau 4

Ti2	= liga de Titânio comercialmente puro grau 2
Ti4	= liga de Titânio comercialmente puro grau 4
Ti4h	= liga de Titânio comercialmente puro grau 4 <i>hard</i>
Ti5	= liga de Titânio, Alumínio e Vanádio – Ti6Al4V
C	= grupo Controle
B	= grupo Bochecho
G	= grupo Gel
Ra	= média aritmética da rugosidade de superfície
MEV	= Microscopia Eletrônica de Varredura
EED	= Espectroscopia de Energia Dispersiva
SA	= Saliva Artificial Pura
KCl	= Cloreto de Potássio
NaCl	= Cloreto de Sódio
CaCl ₂	= Cloreto de Cálcio
H ₂ O	= Água
NaH ₂ PO ₄	= Fosfato de Sódio
Na ₂ S	= Sulfeto de Sódio
NaOH	= Hidróxido de Sódio
V	= Volts
KHz	= Quilohertz
mHz	= Megahertz
mV	= Milivolts
s	= Segundos
g	= Grama
OCP	= <i>Open Circuit Potential</i> (Potencial de Circuito Aberto)
Rp	= Resistência de polarização

CPE	= <i>Constant Phase Element</i>
E _{corr}	= Potencial de corrosão
I _{corr}	= Densidade de corrente de corrosão
I _{pass}	= Densidade de corrente de passivação
cm ³	= Centímetros cúbicos
cm ²	= Centímetros quadrados
mm	= Milímetro
TiF ₃	= Fluoreto de Titânio
TiOF ₂	= Oxifluoreto de Titânio
Na ₂ TiF ₆	= Fluoreto de Titânio Sódico
μm	= Micrometro
χ ²	= Valor de ajuste dos dados obtidos pelo circuito elétrico equivalente
η	= Constante que descreve o comportamento de CPE

Sumário

1. Introdução	27
2. Proposição	36
3. Materiais e Método	38
4. Resultados	47
5. Discussão	72
6. Conclusão	83
Referências	85
Anexos	95

* As citações das referências no texto e a lista de referências estão de acordo com as normas da Revista Materials Science & Engineering C – Anexo A.

Introdução

1 - Introdução

O uso de próteses implantossuportadas tem aumentado exponencialmente devido a capacidade em reabilitar pacientes edêntulos por meio de próteses protocolo e overdentures [1], além de indivíduos com perdas dentárias parciais ocorridas na infância e adolescência ou por condições genéticas como agenesias [2, 3]. Com o aumento da expectativa de vida, esses pacientes necessitam que a função dessas reabilitações implantossuportadas permaneça por décadas.

Em uma revisão sistemática, na qual os autores avaliaram 32 estudos sobre o sucesso do tratamento com próteses sobre implantes, concluiu-se que uma análise em longo prazo deve considerar períodos de no mínimo 5 anos de acompanhamento. A taxa de sucesso é definida como próteses sobre implante livres de qualquer complicação no período avaliado. Portanto, os autores encontraram, em um período de 5 anos, uma média da taxa de sucesso das próteses implantossuportadas de 66,4%, ou seja, 33,6% dos pacientes experimentam algum tipo de complicação [3].

Essas complicações podem ser divididas em biológicas ou mecânicas. As biológicas afetam, principalmente, os tecidos ósseos e mucogengivais peri-implantares. Geralmente estão relacionadas à natureza biológica e/ou química do ambiente oral [3-11]. As complicações mecânicas, como as fraturas de implantes, parafusos ou *abutments*, perda de retenção do parafuso, fraturas ou deformações na infraestrutura ou cerâmica, estão relacionadas a diversos fatores, dentre eles a sobrecarga mastigatória, por características inerentes aos pacientes (idade, gênero, hábitos parafuncionais, dieta) ou devido ao aspecto do tratamento, incluindo o tipo das próteses (coroas unitárias, protocolos, overdentures, etc.), número de implantes, posição tridimensional do implante instalado (profundidade, angulação e relação com dentes antagonistas),

abutments utilizados, design da plataforma protética e conexão do implante (principalmente hexagonal externa e cônica interna) [3, 10-12].

Os implantes dentários com conexão hexagonal externa, pioneiros no mercado [13], são instalados em nível ósseo ou ligeiramente acima deste. Assim, mantém sua plataforma protética exposta ao meio bucal na região do sulco peri-implantar. Os implantes que possuem conexão cônica interna são instalados em nível ósseo ou abaixo deste, reduzindo o contato da plataforma protética do implante com o ambiente bucal, no entanto, a relação implante-fluido salivar permanece [11, 14]. Os *abutments*, também denominados pilares protéticos intermediários, compartilham o mesmo espaço com as plataformas protéticas dos implantes no sulco peri-implantar e, conseqüentemente, se mantem expostos aos fluidos salivares e as alterações que estes podem apresentar [15]. Portanto, o conjunto implante-*abutment*-coroa mantém contato com a saliva, sobretudo da região de interface implante-*abutment* até a coroa protética [16].

A interação entre o fluido salivar e o conjunto implante-pilar protético é potencializada quando há exposição de algumas roscas do implante, causada pelo processo inflamatório que se instala na região da crista óssea alveolar [8, 17], seguido da reabsorção óssea peri-implantar. Situação induzida no curto prazo pela necrose óssea provocada durante as osteotomias, decorrente do superaquecimento de brocas, uso de brocas com comprometida efetividade de corte, técnica cirúrgica de fresagem com velocidades excessivas e irrigação ineficaz ou ainda torque excessivo ao final da instalação do implante [18, 19]. Em longo prazo, tal reabsorção pode ser agravada em função de sobrecarga oclusal e higiene oral deficiente [20].

A maior parte dos implantes dentários e componentes protéticos são compostos por titânio comercialmente puro (Ticp), de graus 2 ou 4, e da liga de titânio Ti6Al4V, também denominada de Ti grau 5 [10, 21]. Além desses metais, outras ligas podem ser

utilizadas na fabricação dos componentes protéticos, como as de Ni-Cr e Cr-Co (não nobres), que apresentam baixa resistência à corrosão e custo reduzido, e as baseadas em Au e Pd (metais nobres) que, assim como o Ti, demonstram biocompatibilidade adequada e elevada resistência à corrosão, no entanto, possuem custo mais elevado que o Ti e suas ligas [15, 22]. Dessa forma, o titânio se tornou o metal mais utilizado na implantodontia, ressaltando suas propriedades mecânicas e biocompatibilidade fisiológica, no entanto, a resistência à corrosão ainda é duvidosa, necessitando de mais estudos. [15, 23-27].

A principal diferença química entre os graus do T1cp (1 a 4) está relacionada ao máximo teor de ferro (Fe) e oxigênio (O). A porcentagem do Fe aumenta de acordo com o grau do T1cp. Dessa forma, o T1cp grau 4 apresenta maior teor de ferro tornando-o mecanicamente mais resistente comparado aos demais graus de T1cp [21, 25, 28, 29]. No entanto, este aumento do teor de Fe das ligas deve ser cauteloso, pois pode reduzir sua biocompatibilidade. Nesse sentido, outros fatores que afetam as propriedades mecânicas das ligas podem ser modificados a fim de melhorar sua resistência mecânica, como o estado metalúrgico e o processamento dos metais [21].

Os metais podem ser conformados a quente ou a frio [21]. Sempre que são submetidos à deformação plástica, defeitos internos são gerados em sua microestrutura favorecendo sua resistência mecânica. Quando a deformação é realizada a quente, a energia térmica faz com que os defeitos criados durante o processo sejam eliminados, e não ocorra o endurecimento do metal. Na deformação plástica em baixas temperaturas (a frio), os defeitos gerados na microestrutura interna permanecem armazenados, conseqüentemente aumentando a resistência mecânica. Tal fenômeno é denominado encruamento. A partir deste mecanismo pode ser obtido o T1cp grau 4 endurecido, também denominado T1cp4 *hard*, cuja composição química é idêntica ao T1cp grau 4

[21, 29]. Essa liga, recentemente utilizada para confecção de implantes dentários, demonstrou maior resistência mecânica que as demais ligas (TiCp e Ti6Al4V) [21], porém, com comportamentos eletroquímico e biológico ainda desconhecidos.

A escolha do material deve ser baseada na composição química da liga e no ambiente no qual esta será empregada [30]. A deterioração das propriedades dos materiais pode ser causada por meios externos sólidos, líquidos ou gasosos [10]. Uma das principais características do titânio é a formação espontânea de uma camada de passivação em sua superfície quando em contato com água, ar ou fluidos teciduais [15]. Os íons de titânio (Ti) ao entrarem em contato com oxigênio formam uma fina camada de óxido (TiO₂), a qual funciona como proteção à liberação de íons para os tecidos adjacentes [6-9]. Esta camada pode sofrer degradação diante de exposição aos fluidos salivares, os quais são compostos por eletrólitos, água, enzimas, proteínas e células. Estes fluidos são potencialmente variáveis, sofrendo alterações de pH (fluoretos, cloretos, etc.), oscilações térmicas e modificação na composição do biofilme, podendo tornar-se um meio demasiadamente agressivo aos metais, impedindo a repassivação de suas superfícies e, portanto, dando início ao processo de corrosão localizada [4-10, 30].

O mecanismo de corrosão localizada mais comum é a corrosão por pites (*pit* = poço/fenda) [30]. Um pite é uma cavidade cujo diâmetro de superfície tem tamanho igual ou inferior à sua profundidade, espalhando-se como um balão abaixo da superfície. Os pites podem aparecer isolados ou próximos uns dos outros fragilizando microrregiões do metal [31]. Teste de fadiga de implantes dentários, realizado em ambiente simulando meio bucal, apresentou falha precoce dos implantes através de fragilização e fratura destes decorrentes da presença de corrosão por pites. [10, 32].

Além da falha mecânica, riscos biológicos são gerados pelo processo de corrosão, uma vez que os íons metálicos liberados entram contato com os tecidos

adjacentes e, segundo relatos, envolvendo tanto implantes ortopédicos quanto dentários, os íons podem ser absorvidos pela circulação sanguínea e migrar para locais distantes, como fígado, rim, baço, linfonodos [30, 33-37] e encéfalo [12].

Na literatura, são encontradas poucas evidências clínicas do processo de corrosão relacionadas ao titânio. Olmedo et al (2010) relataram dois casos clínicos de lesões reacionais em mucosa peri-implantar, as quais foram diagnosticadas como granuloma piogênico e granuloma periférico de células gigantes. Em análise histopatológica, observaram proliferação vascular, infiltrado inflamatório intenso e partículas semelhantes a metais. Sugeriram que estes fragmentos fossem íons de Ti liberados para a mucosa peri-implantar devido ao processo corrosivo da superfície da plataforma protética do implante [34, 38]. Dentre os íons liberados pela liga Ti6Al4V, o Vanádio (V) é considerado um metal altamente citotóxico e causador de reação de corpo estranho [39], e o Alumínio (Al) está relacionado com desarranjos neurológicos, como a doença de Alzheimer [12].

Apesar das limitações para extrapolação dos estudos *in vitro* em simular condições clínicas, a avaliação eletroquímica dos materiais fornece informações fundamentais para pesquisas futuras. Nesse sentido, foi proposto neste estudo, simular condições clínicas de pacientes adultos jovens reabilitados parcialmente com próteses implantossuportadas, os quais estão frequentemente expostos a terapias com flúor (F), em aplicações tópicas. Estudos prévios [16, 37, 40-42] demonstraram que os íons fluoreto (F⁻) podem causar diminuição significativa da resistência à corrosão do Ti cp e suas ligas, favorecendo o processo de corrosão, podendo ocasionar fadiga nos implantes [10] e componentes protéticos [24] culminando na falha da reabilitação.

O composto de fluoreto mais utilizado na odontologia é o NaF₂ [43], o qual possui ação antibacteriana comprovada [43-45]. Os íons fluoretos (F⁻) substituem os de

hidróxido na estrutura dos cristais de hidroxiapatita formando fluorapatitas, resultando em maior resistência e dureza do esmalte [45]. A aplicação tópica do flúor (ATF) promove a formação de uma camada de flúor na superfície do esmalte, diminuindo a ação de ácidos produzidos pelas bactérias e propiciando remineralização [46]. A ATF é indicada para pacientes com alto risco à cárie, indivíduos em tratamento ortodôntico, pacientes com fluxo salivar reduzido [45, 47], hipersensibilidade dentinária [48] e após clareamentos dentários [49]. Pode ser realizada através de diferentes métodos. Os produtos de elevada concentração de flúor, aplicados por profissionais, são o verniz de flúor 2,26% (22600ppm) e o gel flúor fosfato acidulado 1,23% (12300ppm). Os de menor concentração de flúor, que podem ser utilizados em domicílio com orientação profissional, bochechos 0,2% e 0,05% NaF₂ (respectivamente, 900ppm e 225ppm) e dentifrícios fluoretados (geralmente 1100ppm) [45, 50].

As aplicações de gel flúor fosfato acidulado 1,23% (FFA), em adultos, são realizadas principalmente na prevenção de hipersensibilidade dentinária e o tratamento desta após procedimentos de clareamento dental [48] e para remineralização de manchas brancas de esmalte ocasionadas por cárie [51]. O uso do FFA após clareamento dental aumenta a microdureza do esmalte devido ao seu potencial de remineralização [49], por meio da formação de Fluoreto de Cálcio (CaF₂) nas superfícies do esmalte e dentina [48]. A concentração de CaF₂ formada na dentina é 7 vezes maior que no esmalte, pois a dentina apresenta maior solubilidade em ácido que o esmalte, resultando em maior liberação de Cálcio (Ca⁺²) quando exposta ao FFA. Este Ca⁺² reage com o F⁻ e precipita o CaF₂ bloqueando os túbulos dentinários e diminuindo a hipersensibilidade dentinária [48].

O uso do FFA após clareamento dental, geralmente é realizado em sessão única, e esta aplicação tópica ocorre em 1 a 4 minutos. Na sequência o produto é expelido pelo

paciente e nos próximos 30 minutos nenhum alimento deve ser ingerido [51]. Pesquisas buscando melhor custo/benefício para este tratamento, demonstraram resultados equivalentes em aplicações de FFA de 1 minuto e de 4 minutos [45, 51-54]. Dessa forma, neste estudo, foi utilizado um protocolo de aplicação de 1 minuto do FFA, simulando 5 a 6 sessões, ou seja, aproximadamente 5 anos, o que é considerado avaliação em “longo prazo” para tratamentos com implantes dentários.

Os bochechos fluoretados são realizados com objetivo de prevenção do aparecimento de lesões cáries e remineralização de manchas brancas no esmalte dentário [48], redução da placa bacteriana e melhora nos índices de saúde periodontal [55]. Não são recomendados para crianças menores que 6 anos devido aos riscos de deglutição da solução e falta de estudos comprovando riscos e benefícios [50]. Estudos indicam que os bochechos de flúor a 0,05% sejam realizados uma ou duas vezes ao dia [48], utilizando 5 a 10ml do produto e sua duração pode variar de 30 segundos a 2 minutos cada [43], dependendo do fabricante. Se a concentração do bochecho for de 0,2% (900ppm F⁻), a frequência deve ser alterada para 1 vez por semana ou 1 vez a cada duas semanas [43].

Além, da importância do manejo cirúrgico e protético na minimização de falhas na implantodontia, os implantes dentários devem estar em constante evolução a fim de corresponder às expectativas dos pacientes, nos quesitos estética, função e longevidade. Dessa forma, pesquisas são fundamentais para avaliar as características dos materiais a serem utilizados na confecção dos implantes e seus componentes protéticos, incluindo propriedades físicas, mecânicas, eletroquímicas e biológicas frente a condições variáveis e adversas aos quais são expostos.

Até o momento, estudos relacionando a ação do flúor no comportamento corrosivo do titânio, apresentaram em suas metodologias, o uso de eletrólito a base de

saliva artificial acrescida de fluoretos [16, 37, 40-42]. Contudo, no presente estudo, o objetivo foi simular aplicações tópicas de flúor, compatíveis com os protocolos utilizados na clínica odontológica para posteriormente avaliar o efeito destas exposições no comportamento eletroquímico de diferentes graus de titânio.

Conclusões

6- Conclusões

Considerando a metodologia utilizada e suas limitações, concluiu-se que:

- O Ti2 apresentou baixos valores de microdureza e elevados de rugosidade, além de parâmetros eletroquímicos (R_p , CPE, E_{corr} , I_{corr} e I_{pass}) desfavoráveis, principalmente em soluções com elevadas concentrações de fluoretos.
- A liga Ti5 demonstrou microdureza superior e baixa rugosidade superficial, que são características favoráveis, no entanto, os parâmetros obtidos pela EIE mostraram baixa resistência de polarização em todos os grupos, independente da presença de fluoretos.
- Os titânios, Ti4 e Ti4h, além da composição, mostraram semelhança nas características superficiais de microdureza e rugosidade. Entretanto, houve um melhor comportamento eletroquímico do Ti4h comparado ao Ti4, considerando parâmetros E_{corr} , I_{corr} e I_{pass} mais favoráveis, além de elevados valores de resistência à corrosão em condições adversas (presença dos íons fluoretos).
- Os íons fluoretos influenciaram negativamente o comportamento eletroquímico dos graus de Ti testados, seja por maior concentração de fluoretos (12300ppm) ou maior período em exposição (225ppm).

Referências

Referências

- [1] A. Simonpieri, R. Gasparro, G. Pantaleo, J. Mignogna, F. Riccitiello, G. Sammartino, Four-year post-loading results of full-arch rehabilitation with immediate placement and immediate loading implants: A retrospective controlled study. *Quintessence Int.* 48 (2017) 315-324.
- [2] M.M. Figliuzzi, A. Giudice, S. Pileggi, D. Pacifico, M. Marrelli, M. Tatullo, L. Fortunato, *Case Rep Dent* 2016 (2016) 3591321.
- [3] B.E. Pjetursson, D. Thoma, R. Jung, M. Zwahlen, A. Zembic, *Clin Oral Implants Res* 23 Suppl 6 (2012) 22-38.
- [4] F. Nikolopoulou, Saliva and dental implants, *Implant Dent.* 15 (2006) 372-376.
- [5] C.B. Correa, J.R. Pires, R.B. Fernandes-Filho, R. Sartori, L.G. Vaz, Fatigue and fluoride corrosion on *Streptococcus mutans* adherence to titanium-based implant/component surfaces, *J Prosthodont.* 18 (2009) 382-387.
- [6] V.A. Barao, M.T. Mathew, W.G. Assuncao, J.C. Yuan, M.A. Wimmer, C. Sukotjo, *Clin Oral Implants Res* 23 (2012) 1055-1062.
- [7] L.P. Faverani, W.G. Assuncao, P.S. de Carvalho, J.C. Yuan, C. Sukotjo, M.T. Mathew, V.A. Barao, *PLoS One.* 9 (2014) e93377.
- [8] L.P. Faverani, V.A. Barao, G. Ramalho-Ferreira, M.B. Ferreira, I.R. Garcia-Junior, W.G. Assuncao, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 102 (2014) 22-30.
- [9] L.P. Faverani, V.A. Barao, M.F. Pires, J.C. Yuan, C. Sukotjo, M.T. Mathew, W.G. Assuncao, Corrosion kinetics and topography analysis of Ti-6Al-4V alloy subjected to different mouthwash solutions, *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 43 (2014) 1-10.
- [10] K. Shemtov-Yona, D. Rittel, Fatigue failure of dental implants in simulated intraoral media, *J Mech Behav Biomed Mater.* 62 (2016) 636-644.

- [11] R.A. de Medeiros, E.P. Pellizzer, A.J. Vechiato Filho, D.M. Dos Santos, E.V. da Silva, M.C. Goiato, Evaluation of marginal bone loss of dental implants with internal or external connections and its association with other variables: A systematic review, *J Prosthet Dent.* 116 (2016) 501-506 e505.
- [12] A. Mirza, A. King, C. Troakes, C. Exley, Aluminium in brain tissue in familial Alzheimer's disease, *J Trace Elem Med Biol.* 40 (2017) 30-36.
- [13] P.-I. Branemark, G.A. Zarb, T. Albrektsson, *The Journal of Prosthetic Dentistry* 54 (1985) 611-612.
- [14] C.M. Schmitt, G. Nogueira-Filho, H.C. Tenenbaum, J.Y. Lai, C. Brito, H. Doring, J. Nonhoff, *J Biomed Mater Res A* 102 (2014) 552-574.
- [15] M.A. Bortagaray, C.A. Ibanez, M.C. Ibanez, J.C. Ibanez, *Open Dent J* 10 (2016) 486-496.
- [16] M.P. Licausi, A. Igual Munoz, V. Amigo Borrás, Influence of the fabrication process and fluoride content on the tribocorrosion behaviour of Ti6Al4V biomedical alloy in artificial saliva, *J Mech Behav Biomed Mater.* 20 (2013) 137-148.
- [17] M.D. Al Amri, A.S. Al-Rasheed, A.A. Al-Kheraif, S.A. Alfadda, *Int J Prosthodont* 30 (2017) 384-389.
- [18] G.C. Batista Mendes, L.E. Padovan, P.D. Ribeiro-Junior, E.M. Sartori, L. Valgas, M. Claudino, *Implant Dent* 23 (2014) 188-194.
- [19] B. Bullon, E.F. Bueno, M. Herrero, A. Fernandez-Palacin, J.V. Rios, P. Bullon, F.J. Gil, *J Mater Sci Mater Med* 26 (2015) 75.
- [20] J. Duyck, K. Vandamme, *J Oral Rehabil* 41 (2014) 783-794.
- [21] C.N. Elias, J. Roestel, M.A. Zucareli, C. Campaneri, C.R.S. Resende, 10 (2013) 8.
- [22] X. Tang, S. Wang, L. Qian, Y. Li, Z. Lin, D. Xu, Y. zhang, *Chemical Engineering Research and Design* 100 (2015) 530-541.

- [23] N.M. Taher, A.S. Al Jabab, Galvanic corrosion behavior of implant suprastructure dental alloys, *Dent Mater.* 19 (2003) 54-59.
- [24] A.R. Duarte, J.P. Neto, J.C. Souza, W.C. Bonachela, *J Prosthodont* 22 (2013) 275-281.
- [25] B.L. Acharya, R. Nadiger, B. Shetty, G. Gururaj, K.N. Kumar, D.D. Darshan, *J Int Oral Health.* 6 (2014) 36-49.
- [26] K.R. Atluri, T.T. Vallabhaneni, D.P. Tadi, S.B. Vadapalli, S.C. Tripuraneni, P. Averneni, *J Int Oral Health.* 6 (2014) 99-103.
- [27] J.J. Lalithamma, S.A. Mallan, P.A. Murukan, R. Zarina, *J Oral Implantol.* 40 (2014) 239-249.
- [28] K.J. Anusavice, C. Shen, H.R. Rawls, PHILLIPS Materiais Dentários, Saunders Elsevier, Rio de Janeiro, 2013.
- [29] C.N. Elias, D.J. Fernandes, C.R. Resende, J. Roestel, Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants, *Dent Mater.* 31 (2015) e1-e13.
- [30] Y.S. Hedberg, I. Odnevall Wallinder, *Biointerphases.* 11 (2015) 018901.
- [31] B. Junker, *Bioprocess Biosyst Eng.* 32 (2009) 1-29.
- [32] S. Sanivarapu, S. Moogla, R.S. Kuntcham, L.K. Kolaparthi, *J Indian Soc Periodontol* 20 (2016) 6-11.
- [33] J.J. Jacobs, A.K. Skipor, L.M. Patterson, N.J. Hallab, W.G. Paprosky, J. Black, J.O. Galante, *J Bone Joint Surg Am.* 80 (1998) 1447-1458.
- [34] D.G. Olmedo, M.L. Paparella, M. Spielberg, D. Brandizzi, M.B. Guglielmotti, R.L. Cabrini, *J Periodontol.* 83 (2012) 973-980.
- [35] R.M. Urban, J.J. Jacobs, M.J. Tomlinson, J. Gavrilovic, J. Black, M. Peoc'h, *J Bone Joint Surg Am.* 82 (2000) 457-476.

- [36] S. Chandar, R. Kotian, P. Madhyastha, S.P. Kabekkodu, P. Rao, *J Indian Prosthodont Soc.* 17 (2017) 35-40.
- [37] J.C. Souza, S.L. Barbosa, E.A. Ariza, M. Henriques, W. Teughels, P. Ponthiaux, J.P. Celis, L.A. Rocha, How do titanium and Ti6Al4V corrode in fluoridated medium as found in the oral cavity? An in vitro study, *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 47 (2015) 384-393.
- [38] D.G. Olmedo, M.L. Paparella, D. Brandizzi, R.L. Cabrini, Reactive lesions of peri-implant mucosa associated with titanium dental implants: a report of 2 cases, *Int J Oral Maxillofac Surg.* 39 (2010) 503-507.
- [39] P.G. Laing, A.B. Ferguson, Jr., E.S. Hodge, *J Biomed Mater Res.* 1 (1967) 135-149.
- [40] T. Beline, C.S. Garcia, E.S. Ogawa, I.S. Marques, A.O. Matos, C. Sukotjo, M.T. Mathew, M.F. Mesquita, R.X. Consani, V.A. Barao, Surface treatment influences electrochemical stability of cpTi exposed to mouthwashes, *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 59 (2016) 1079-1088.
- [41] L. Reclaru, J.M. Meyer, Effects of fluorides on titanium and other dental alloys in dentistry, *Biomaterials.* 19 (1998) 85-92.
- [42] A.L. Roselino Ribeiro, J.R. Noriega, F.R. Dametto, L.G. Vaz, *J Appl Oral Sci.* 15 (2007) 299-304.
- [43] V.C. Marinho, L.Y. Chong, H.V. Worthington, T. Walsh, *Cochrane Database Syst Rev.* 7 (2016) CD002284.
- [44] N.C. Bock, L. Seibold, C. Heumann, E. Gnant, M. Roder, S. Ruf, Changes in white spot lesions following post-orthodontic weekly application of 1.25 per cent fluoride gel over 6 months-a randomized placebo-controlled clinical trial. Part I: photographic data evaluation, *Eur J Orthod.* 2016.
- [45] S.M. Byeon, M.H. Lee, T.S. Bae, *Restor Dent Endod.* 41 (2016) 121-129.

- [46] J.A. Cury, L.M. Tenuta, How to maintain a cariostatic fluoride concentration in the oral environment, *Adv Dent Res.* 20 (2008) 13-16.
- [47] Professionally applied topical fluoride: evidence-based clinical recommendations, *J Dent Educ.* 71 (2007) 393-402.
- [48] A. Falcao, N. Masson, T.J. Leitao, J.N. Botelho, P. Ferreira-Nobilo Nde, C.P. Tabchoury, L.M. Tenuta, J.A. Cury, Fluoride rinse effect on retention of CaF₂ formed on enamel/dentine by fluoride application, *Braz Oral Res.* 30 (2016).
- [49] M.T. de Magalhaes, R.T. Basting, E.R. de Almeida, J.E. Pelino, *Photomed Laser Surg.* 27 (2009) 937-941.
- [50] R.J. Weyant, S.L. Tracy, T.T. Anselmo, E.D. Beltran-Aguilar, K.J. Donly, W.A. Frese, P.P. Hujoel, T. Iafolla, W. Kohn, J. Kumar, S.M. Levy, N. Tinanoff, J.T. Wright, D. Zero, K. Aravamudhan, J. Frantsve-Hawley, D.M. Meyer, *J Am Dent Assoc.* 144 (2013) 1279-1291.
- [51] A.F. Calvo, C.P. Tabchoury, A.A. Del Bel Cury, L.M. Tenuta, W.J. da Silva, J.A. Cury, *Caries Res.* 46 (2012) 31-37.
- [52] A. Braxton, L. Garrett, D. Versluis-Tantbirojn, A. Versluis, *J Tenn Dent Assoc.* 94 (2014) 28-31; quiz 32-23.
- [53] C.C. Ribeiro, E.C. Lula, I.M. Azevedo, F. Maia Mde, F.F. Lopes, Salivary retention after application of fluoride gel using toothbrush or tray: a crossover trial, *Braz Oral Res.* 26 (2012) 493-497.
- [54] A.C. Delbem, J.A. Cury, *Am J Dent.* 15 (2002) 169-172.
- [55] B.R. Charugundla, S. Anjum, M. Mocherla, *Int J Dent Hyg.* 13 (2015) 104-109.
- [56] V.A. Barao, M.T. Mathew, W.G. Assuncao, J.C. Yuan, M.A. Wimmer, C. Sukotjo, The role of lipopolysaccharide on the electrochemical behavior of titanium, *J Dent Res.* 90 (2011) 613-618.

- [57] S. Songsiripradubboon, H. Hamba, C. Trairatvorakul, J. Tagami, Sodium fluoride mouthrinse used twice daily increased incipient caries lesion remineralization in an in situ model, *J Dent.* 42 (2014) 271-278.
- [58] F. Heravi, M.H. Moayed, N. Mokhber, *J Dent (Tehran)*. 12 (2015) 49-59.
- [59] M.T. Mathew, V.A. Barao, J.C. Yuan, W.G. Assuncao, C. Sukotjo, M.A. Wimmer, What is the role of lipopolysaccharide on the tribocorrosive behavior of titanium?, *J Mech Behav Biomed Mater.* 8 (2012) 71-85.
- [60] M. Choi, E. Hong, J. So, S. Song, B.S. Kim, A. Yamamoto, Y.S. Kim, J. Cho, H. Choe, Tribological properties of biocompatible Ti-10W and Ti-7.5TiC-7.5W, *J Mech Behav Biomed Mater.* 30 (2014) 214-222.
- [61] T. Beline, S. Marques Ida, A.O. Matos, E.S. Ogawa, A.P. Ricomini-Filho, E.C. Rangel, N.C. da Cruz, C. Sukotjo, M.T. Mathew, R. Landers, R.L. Consani, M.F. Mesquita, V.A. Barao, *Biointerphases*. 11 (2016) 011013.
- [62] W.G. Assuncao, J.R. Jorge, P.H. Dos Santos, V.A. Barao, E.A. Gomes, J.A. Delben, *J Prosthodont.* 20 (2011) 523-527.
- [63] C.J. Goodacre, G. Bernal, K. Rungcharassaeng, J.Y. Kan, Clinical complications with implants and implant prostheses, *J Prosthet Dent.* 90 (2003) 121-132.
- [64] T.J. Balshi, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 11 (1996) 660-666.
- [65] N. Tagger Green, E.E. Machtei, J. Horwitz, M. Peled, *Implant Dent.* 11 (2002) 137-143.
- [66] D.V. Ribeiro, J.C.C. Abrantes, *Construction and Building Materials*. 111 (2016) 98-104.
- [67] A. Kocijan, D.K. Merl, M. Jenko, *Corrosion Science*. 53 (2011) 776-783.
- [68] H. Luo, H. Su, C. Dong, X. Li, *Applied Surface Science*. 400 (2017) 38-48.

- [69] X.Z. Xin, J. Chen, N. Xiang, Y. Gong, B. Wei, Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted Co-Cr dental alloy after porcelain firing, *Dent Mater.* 30 (2014) 263-270.
- [70] R.-j. Sun, Q.-q. Sun, Y.-h. Xie, P.-x. Dong, Q.-y. Chen, K.-h. Chen, *Transactions of Nonferrous Metals Society of China.* 26 (2016) 1201-1210.
- [71] H.H. Huang, Effect of fluoride and albumin concentration on the corrosion behavior of Ti-6Al-4V alloy, *Biomaterials.* 24 (2003) 275-282.
- [72] S. Kumar, T.S.N. Sankara Narayanan, S. Saravana Kumar, *Corrosion Science.* 52 (2010) 1721-1727.
- [73] S. Wolyneć, *Técnicas eletroquímicas em corrosão*, Edusp, São Paulo, 2003.
- [74] S. Cui, X. Yin, Q. Yu, Y. Liu, D. Wang, F. Zhou, *Corrosion Science.* 98 (2015) 471-477.
- [75] R. Ding, Z.X. Guo, A. Wilson, *Materials Science and Engineering: A.* 327 (2002) 233-245.
- [76] W.A. Camargo, S. Takemoto, J.W. Hoekstra, S.C.G. Leeuwenburgh, J.A. Jansen, J. van den Beucken, H.S. Alghamdi, Effect of surface alkali-based treatment of titanium implants on ability to promote in-vitro mineralization and in-vivo bone formation, *Acta Biomater.* (2017).
- [77] Conexão, Catálogo Conexão Sistemas de Implantes, http://www.conexao.com.br/catalogo/Catalogo_2015_16.pdf; 2015-2016.
- [78] S.I.N., Catálogo UNITITE, <https://sinimplante.com.br/pt-br/catalogo/unitite>, 2017.
- [79] N.B. News, Cold-worked C.P. titanium, vol 2017, 2011.
- [80] A.E. Filho, Bula Colosso Evolution, <http://www.emfils.com.br/br/info-produtos/BULA-COLOSSO-EVOLUTION-REV01.pdf>, 2017.

- [81] A.E. Filho, Bula Novo Colosso, <http://www.emfils.com.br/br/info-produtos/Bula-NOVO-COLOSSO-REV03.pdf>, 2017.
- [82] Dentsply, Sistema de implantes ANKYLOS® Implantes, instrumentos, <http://dentsply.com.br/bulas/diretory/A/Ankylos-implantes-instrumentos.pdf>, 2014.
- [83] Dentsply, Sistema de implantes XiVE® Implantes XiVE® S plus D 3,0, <http://dentsply.com.br/hotsite/bulas/Implante/2602.pdf>, 2013.
- [84] Bicon, http://bicon.com.br/product_info/pi_faq.html, 2017.
- [85] Systhex, Bula - Componente protético e cirúrgico em titânio, <http://systhex.com.br/assets/bulas/Instrucoes-de-uso-componentes-2015.pdf>, 2014.
- [86] DSPbiomedical, Catálogo de produtos, <http://dspbiomedical.com/catalogo-de-produtos-da-dsp-biomedical/>, 2015.
- [87] S.I.N., Catálogo Strong, <https://sinimplante.com.br/pt-br/catalogo/strong>, 2017.
- [88] S.I.N., Catálogo Tryon, <https://sinimplante.com.br/pt-br/catalogo/tryon>, 2017.
- [89] Straumann, Bone Level Straumann, <http://www.straumann.com.br/pt/profissionais/produtosesolucoes/linhas-de-implantes/implantes-a-nivel-osseo.html>, 2017.
- [90] Straumann, Soft Tissue Level Straumann, <http://www.straumann.com.br/pt/profissionais/produtosesolucoes/linhas-de-implantes/implantes-ao-nivel-dos-tecidos-moles.html>, 2017.
- [91] Systhex, Implantes Systhex, <http://systhex.com.br/assets/bulas/intrucoes-de-uso-implantes-2014.pdf>, 2014.
- [92] Straumann, Roxolid, <http://www.straumann.com.br/pt/profissionais/produtosesolucoes/linhas-de-implantes/roxolid.html>, 2017.

[93] Straumann, PURE Ceramic Straumann,
<http://www.straumann.com.br/pt/profissionais/produtosesolucoes/linhas-de-implantes/implantes-ceramicas.html>, 2017.