UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

LARIÇA BARBOSA RAIMUNDO

Avaliação da resistência à corrosão de titânio comercialmente puro submetido à desinfecção química e polarização em salivas artificiais com diferentes pHs

Ribeirão Preto
2010

LARIÇA BARBOSA RAIMUNDO

Avaliação da resistência à corrosão de titânio comercialmente puro submetido à desinfecção química e polarização em salivas artificiais com diferentes pHs

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Profa. Dra. Iara Augusta Orsi

Ribeirão Preto
2010

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

FICHA CATALOGRÁFICA

Raimundo, Lariça Barbosa

Avaliação da resistência à corrosão de titânio comercialmente puro submetidos à desinfecção química e polarização em salivas artificiais com diferentes pHs. Ribeirão Preto, 2010.

99 p. : il. ; 30cm

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP para obtenção do título de mestre. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Orsi, Iara Augusta

1. Corrosão. 2. Titânio. 3. Ácido peracético. 4. Hipoclorito de sódio. 5. Saliva artificial. 6. Caracterização Eletroquímica

LARIÇA BARBOSA RAIMUNDO

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À CORROSÃO DE TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO SUBMETIDO À DESINFECÇÃO QUÍMICA E POLARIZAÇÃO EM SALIVAS ARTIFICIAIS COM DIFERENTES PHS

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração – Reabilitação Oral.

Aprovado em ___/___/___

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a) _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a) _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a) _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Á **Deus,** que através de sua grandeza e bondade me concedeu a vida, me deu forças para superar os momentos de fraqueza e as dificuldades na busca de meus ideais. Obrigada senhor pela sua proteção, por tudo que me foi concebido e principalmente pelos meus pais, pois sem vocês nada disso estaria acontecendo em minha vida! Obrigada por estar sempre iluminando minhas decisões e caminhos e por nunca me abandonar!

Aos meus queridos pais, **José Roberto Raimundo** e **Edma Sebastião Barbosa Raimundo** por acreditarem em mim e abdicarem de seus sonhos para que hoje eu pudesse estar comemorando mais esta vitória. Obrigada por me mostrar que a honestidade, a responsabilidade e a humildade são virtudes que regem nossas vidas. Dedico este trabalho a vocês, pois são as pessoas mais importantes na minha vida e minha estrutrura! Amo muito vocês!

As minhas irmãs, **Hineça Barbosa Raimundo e Maissa Barbosa Raimundo**, por me mostrar esta profissão que tanto nos orgulhamos, pela ajuda em todos os momentos da minha vida, pelos ensinamentos, pelo amor e acima de tudo pela amizade que sempre tivemos e que faz com que a distância se amenize e permanecemos juntas! Obrigada pelo amor que sentimos uma pelas outras! Amo muito vocês e vocês são muito especiais!

Ao meu namorado, **Guilherme Maluf Palei Benedecti**, por todo o apoio, paciência e compreensão nos momentos de dificuldades. Obrigada por entender minha ausência nos momentos em que estava realizando este trabalho e toda a pós-graduação e muito obrigada mesmo, pelas palavras de incentivo e por acreditar em mim nas horas em que eu menos acreditava. Você é e foi um grande incentivo para mim! Amo muito você!

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha professora, orientadora e acima de tudo amiga, **Prof. Dra. Iara Augusta Orsi**, pela oportunidade de trabalharmos juntas, pelo carinho e paciência nas horas que eu mais precisei. Obrigada por me incentivar nos momentos em que eu pensava em desistir e por me mostrar como enfrentar as dificuldades com tranqüilidade. Você me ensinou que devemos levar a vida profissional com seriedade e que a justiça sempre precisa ser praticada. Admiro sua postura profissional e a forma com que valoriza o ser humano. Muito obrigada por compartilhar comigo os seus conhecimentos e por me orientar na execução deste trabalho. Vou sentir muito sua falta, pois mesmo nas horas de trabalho conseguíamos dar boas risadas! Obrigada pela sua orientação e amizade!

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo,** representada pelo seu Diretor **Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon**.

À **Capes** pelo apoio financeiro para realização desta pesquisa.

Ao diretor e professsor **Dr. Osvaldo Luiz Bezzon**, pela oportunidade de desenvolvermos projetos juntos.

Ao curso de pós-graduação em Reabilitação Oral, na pessoa da **Prof. Dra. Fernanda Panzeri Pires-de-Souza** atual coordenadora.

Aos **professores do curso de pós-graduação em Reabilitação Oral** da FORP-USP que também foram meus **professores na graduação** pelos ensinamentos, dedicação e carinho que sempre tiveram comigo.

Aos **docentes e funcionários do Departamento de Materiais Dentários e Prótese na pessoa da Profa. Dra. Helena de Freitas Oliveira Paranhos**, chefe do departamento.

Ao **Prof. Dr. Sebastião Elias Kuri, da Universidade Federal de São Carlos,** pelos conhecimentos compartilhados que tanto foram úteis no desenvolvimento deste trabalho.

Aos pós-graduandos da Universidade Federal de São Carlos, **Thaís Busquim e Carlos Rovere,** pelos conhecimentos compartilhados imprescindíveis para a elaboração desta dissertação.

À **Profa. Dra**. **Cláudia Helena Lovato da Silva**, que com sua paciência muito me ensinou na clínica do DAPE e no programa PAE.

Às amigas, **Ana Paula Terossi de Godoy, Marcela Caffarena Junqueira Piantino e Tatiane Carvalho** obrigada por amenizarem a saudade de casa e por todos os momentos que convivemos juntas. Obrigada pelas trocas de experiência, pelo carinho e cuidado que sempre tivemos uma pelas outras. Vocês são muito especiais!

Aos amigos e colegas de pós-graduação, **Ana Paula Farina, Daniella Rivera, Fábio Aguiar, Keico Sano e Wendel Teixeira** pela amizade, paciência, pelos momentos inesquecíveis na sala de aula e pelos conhecimentos compartilhados.

Ao amigo, **Jerônimo Manço,** por sua amizade e disponibilidade em sempre ajudar. Obrigada pela troca de conhecimentos! Você é um amigo especial!

Ao amigo, **Rômulo Rocha Régis**, por sua grande amizade e companheirismo. Obrigada por nunca deixar-me desanimar e sempre incentivar-me. Você é um grande amigo e uma pessoa muito especial!

À minha grande amiga/irmã, **Marília Pacífico Lucisano**, por todo o carinho e companheirismo que sempre teve comigo. Obrigada pelos momentos que você passou horas me ouvindo, me aconselhando e muitas vezes me acalmando. Você é muito especial e fez com que eu sentisse que não estava sozinha em Ribeirão Preto.

Às amigas, **Fernanda Borges, Larissa Ayres Ferreira, Lívia A.C. Moretti, Nathália Ribeiro de Queiroz e Thaís Parizzi** pela grande amizade vivida na graduação e que mesmo não conseguindo estarmos muito juntas, sabemos que temos com quem contar. Muito obrigada pela nossa amizade!

Ao grande amigo, **Luis Fernando e sua família**, que tenho um imenso carinho. Obrigada pela estadia em São Carlos!

Aos meus cunhados **Leandro Tavares e Guilherme Riviera** pelos momentos felizes que compartilhamos! Vocês são parte da minha família!

Às inesquecíveis primas, **Aléssia Barbosa Moisés** e **Aline Barbosa Moisés**, obrigada pela amizade e pelos momentos felizes.

Aos amigos, **Flávio Carriço, Ingrid Machado, Marina Xavier e Fabrício Mundim**, pela companhia e momentos compartilhados nos corredores e sala de estudo da pós-graduação.

Aos amigos da Biologia Oral **Richard Honorato e Bruno Toledo** por estarem sempre participando das reuniões da Reabilitação Oral.

Aos técnicos do laboratório de apoio clínico **Fernando Schiavetto** e **Eduardo Destito** pelas idéias no polimento dos corpos-de-prova.

Ao técnico **Luiz Sérgio Soares** pela troca de experiência.

Aos técnicos do Laboratório do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, **José de Godoy Filho, Lício Firmino Júnior, Marcelo Aparecido Vieira, Odair Rosa Silva, Paulo César Teodoro** e **Paulo Sérgio Ferreira**, pela amizade, respeito e que tanto colaboraram com suas experiências na confecção dos corpos-de-prova.

Às secretarias do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, **Regiane Damasceno** e **Ana Paula Xavier** pela amizade, respeito, carinho e disponibilidade.

Às secretarias da pós-graduação, **Regiane Cristina Moi Sacilotto** e **Isabel Cristina Galino Sola** pela paciência e pela pronta disponibilidade em colaborar com o processo burocrático da pós-graduação.

À **toda minha família e minhas amigas de Guaíra e TRUTAS** obrigada por se preocuparem comigo e torcerem para que tudo desse certo.

A todos que de alguma forma colaboraram para a realização deste trabalho.

RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar a ação de hipoclorito de sódio e ácido peracético na resistência à corrosão de titânio comercialmente puro, grau 4, (Ticp-4) em salivas artificiais, ácida e neutra, com diferentes períodos de imersão, por meio de ensaio de polarização potenciodinâmica anódica, microscopia eletrônica de varredura e espectrometria dispersiva de raios-X. Corpos-de-prova cilíndricos (5 mm x 5 mm) de Ticp-4 foram envolvidos com fio de cobre e fita isolante, este conjunto foi incluído em tubos de PVC (25 mm x 15 mm) e preenchidos com resina poliéster quimicamente ativada, após a polimerização da resina esses eletrodos de trabalho que foram polidos mecanicamente com lixas, feltros e pastas. Os 54 eletrodos de trabalho foram divididos em nove grupos (n=6) referentes às soluções e períodos de imersão: água destilada (controle), hipoclorito de sódio 1% (10 e 40 minutos), ácido peracético 0,2% (10, 30, 40 e 120 minutos) e ácido peracético 2% (30 e 120 minutos). Após serem imersos nas soluções, foram divididos em 2 subgrupos (n=3), pois os ensaios de polarização anódica foram realizados em triplicatas e utilizados dois eletrólitos, salivas artificiais pH 4,8 e pH 6,8. No ensaio de polarização anódica foi utilizada uma célula eletroquímica constituída por um eletrodo de referência do tipo calomelano saturado (ECS), um contra-eletrodo de platina e o eletrodo de trabalho constituído pelas amostras de Ticp-4, com taxa de varredura de 1 mV/s, partindo-se do potencial de corrosão ($E_{corr)}$ até 800 mV_{ECS}. Os dados do potencial de corrosão (E_{corr}) e corrente de passivação (I_{pass}) obtidos das curvas de polarização foram analisados estatisticamente pelo teste t Student.. Na comparação entre salivas ácida e neutra os valores de E_{corr} e I_{pass} em todas soluções desinfetantes e períodos propostos não apresentaram diferença estatísitica. A comparação dos valores de E_{corr} e I_{pass} entre água destilada (controle) e soluções desinfetantes em saliva ácida também não mostrou diferença, porém em saliva neutra houve diferença entre os valores de I_{pass} entre água destilada e hipoclorito de sódio 1% por 40 minutos e entre os valores de E_{corr} entre água destilada e ácido peracético 2% por 120 minutos. Entre períodos de imersão, em saliva ácida, houve diferença entre os valores de I_{pass} do hipoclorito de sódio 1% 10 e 40 minutos e entre os valores de E_{corr} do ácido peracético 0,2%. A microscopia eletrônica de varredura associada à energia dispersiva por Raio-X não mostrou diferença entre água destilada e as diferentes soluções desinfetantes frente as salivas ácida e neutra. Conclui-se que as curvas de polarização anódica foram similares em todos os ensaios, apesar das diferenças estatísticas salientadas para I_{pass} e E_{corr}, não ocorreu corrosão superficial em quaisquer amostras após desinfecção e polarização em salivas ácida e neutra. A análise por microscopia eletrônica de

varredura associada à espectrometria por dissolução de raios-X não revelaram alterações superficiais nas amostras de titânio comercialmente puro.

Palavras-chave: Corrosão, Titânio, Ácido peracético, Hipoclorito de sódio, Saliva artificial, Caracterização Eletroquímica.

ABSTRACT

This study aimed to assess the corrosion resistance in a grade-4 commercially pure titanium (CP Ti-4) under action of sodium hypochlorite or peracetic acid, during different immersion periods, in acid or neutral artificial saliva for anodic potentiodynamic polarization test. Scanning Electron Microscopy (SEM) was used in conjunction with Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy (EDS). This study aimed to assess the corrosion resistance in a grade-4 commercially pure titanium (CP Ti-4) under action of sodium hypochlorite or peracetic acid, during different immersion periods, in acid or neutral artificial saliva for anodic potentiodynamic polarization test. Scanning Electron Microscopy (SEM) was used in conjunction with Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy (EDS). Cylindrical CP Ti-4 specimens (5 mm x 5 mm) were involved with copper wire and electrical tape, this set was enclosed in PVC pipe (25 mm x 15 mm) and filled with chemically activated polyester resin to obtain the fifty-four working electrodes which were, then, mechanically polished with sandpaper, felt and polishing paste. The 54 working electrodes were divided into nine groups (n = 6) for solutions and immersion periods: distilled water (control), sodium hypochlorite 1% (10 and 40 minutes), peracetic acid 0.2% (10, 30, 40 and 120 minutes) and 2% peracetic acid (30 and 120 minutes). After being immersed in the solutions, they were divided into two subgroups (n = 3), because the anodic polarization tests were performed in triplicate and two electrolytes were used: artificial saliva pH 4.8 and pH 6.8. A saturated calomel electrode (SCE) was used as a reference electrochemical electrode for the anodic polarization test with a platinum counter electrode and a working electrode consisting of CP Ti-4 samples with a 1 mV/s scan rate , starting from the corrosion potential (E_{corr}) to 800 mV_{ECS}. Data for corrosion potential (E_{corr}) and for passive current (I_{pass}) obtatined from the polarization curves were statistically analyzed by Student's t-test. When comparing the E_{corr} and I_{pass} values for acid and neutral saliva and disinfectant solutions during all the periods the statistics presented no difference. The comparison of E_{corr} and I_{pass} values between distilled water (control) and disinfecting solutions in acid saliva also showed no difference, but in neutral saliva there was difference for the values of I_{pass} between distilled water and 1% sodium hypochlorite for 40 minutes and for the values of E_{corr} between distilled water and 2% peracetic acid for 120 minutes. When comparing immersion periods, the acid saliva showed different I_{pass} values for 1% sodium hypochlorite in 10 and 40 minutes and between the E_{corr} values for 0.2% peracetic acid. The scanning electron microscopy associated with Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy showed no difference between distilled water and the different disinfectant

solutions when in acid or neutral saliva. It is concluded that the polarization anodic curves for both acid and neutral saliva were similar in all trials, despite the statistical differences highlighted for I_{pass} and E_{corr}, surface corrosion did not occur in any samples after disinfection and polarization in acidic and neutral saliva. Analysis by Scanning Electron Microscopy associated with Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy revealed no surface changes in the commercially pure titanium samples studied.

Key words: Corrosion, titanium, peracetic acid, sodium hypochlorite, artificial saliva, Electrochemical Characterization.

SUMÁRIO

Resumo

Abstract

1 Introdução 13

2 Revisão da Literatura 16

2.1 Titânio.....17

2.2 Controle de infecção em prótese.....19

2.3 Desinfetantes químicos.....20

2.3.1 Compostos Clorados.....21

2.3.2 Ácido Peracético.....23

2.4 Titânio x Corrosão.....25

3 Proposição 32

4 Material e Método.....34

4.1 Confecção dos corpos-de-prova.....35

4.1.1 Corte dos corpos-de-prova.....35

4.1.2 Decapagem dos corpos-de-prova.....35

4.1.3 Confecção do eletrodo de trabalho.....37

4.2 Acabamento dos eletrodos de trabalho.....38

4.3 Imersão dos eletrodos de trabalho nas soluções desinfetantes e água destilada.....38

4.4 Ensaio de polarização potenciodinâmica anódica.....40

4.5 Ensaio de microscopia eletrônica de varredura e Espectrometria de Energia Dispersiva de Raios-X – EDS.....44

5 Resultados 45

6 Discussão 62

7 Conclusões 70

Referências 72

Apêndices 84

1 Introdução

A preocupação com a disseminação e possibilidade de transmissão da AIDS, Hepatite B e de outras doenças contagiosas nos consultórios odontológicos tem levado os profissionais a tomarem medidas preventivas de segurança, com o objetivo de evitar a infecção cruzada entre profissionais, auxiliares, técnicos e pacientes (STERN e WHITACRE, 1981; BOND et al., 1983; KANE e LETTAU, 1985).

Próteses dentais transportadas da clínica para o laboratório odontológico, para confecção, reparos e ajustes, podem estar contaminadas por bactérias, vírus e fungos. Assim, técnicos de laboratório e mesmo outros pacientes apresentam elevado risco de contrair infecções por meio de próteses que não tenham sido desinfetadas (BRACE; PLUMMER, 1993).

A American Dental Association (ADA) estabeleceu diversos cuidados a serem adotados, como desinfecção de todo material recebido no laboratório, porém, apenas as próteses confeccionadas em resina acrílica apresentam protocolo de controle de infecção. As estruturas metálicas protéticas são submetidas a várias provas clínicas sendo consideradas fontes potenciais de infecção se levadas ao laboratório sem correta desinfecção, podendo disseminar microrganismos patogênicos, como não podem ser esterilizadas pelo calor devem ser desinfetadas com soluções desinfetantes que não agridam ligas metálicas, isto é substâncias não corrosivas. Atualmente devido ao grande emprego dos implantes odontológicos, devem ser estabelecidos protocolos para desinfecção dos componentes protéticos, principalmente nos casos de carga imediata. Estas estruturas não podem ser distorcidas, e como entram em contato com a cavidade bucal do paciente e posteriormente são encaminhadas para o laboratório devem ser desinfetadas com substâncias químicas.

As substâncias empregadas para desinfecção são compostos à base de cloro, e atualmente o ácido peracético em substituição ao glutaraldeído que apresenta restrição de uso em alguns estados do Brasil e também em muitos países. Os compostos de cloro da classe dos hipocloritos são os mais amplamente utilizados, contudo são corrosivos, podendo causar descoloração e formação de óxidos de corrosão na superfície das ligas, deixando as superfícies irregulares, propícias ao acúmulo de biofilme e conseqüentemente, acúmulo de mais produtos de corrosão. Soluções à base de ácido peracético têm sido empregadas nas áreas médica e odontológica para desinfecção, a qual não apresenta efeitos deletérios às propriedades dos materiais e saúde dos pacientes.

Assim, o objetivo deste estudo é avaliar in vitro a ação dos desinfetantes químicos à base de cloro e ácido peracético na resistência à corrosão do titânio comercialmente puro,

grau 4, em diferentes períodos de imersão, sob a influência de saliva artificial com pH ácido e neutro.

2 Revisão da Literatura

Atualmente o titânio e suas ligas têm recebido maior destaque na área odontológica e médica devido principalmente à sua excelente biocompatibilidade, resistência à corrosão e às suas ótimas propriedades físicas e mecânicas.

2.1 Titânio

O titânio foi descoberto em 1791 pelo reverendo inglês Willian Gregor e, em 1795 foi encontrado no minério rutílio, sob a forma de óxido (TiO_2), pelo químico alemão Martin Klaproth (DONACHIE Jr., 1988). A forma pura do titânio é muito difícil de ser encontrada, pois é um metal muito reativo (PÄBLER; MANN, 1991). Assim, Kroll desenvolveu o processo de refino, e é considerado, por isso, o "pai" da indústria do titânio (BAUER et al., 2002).

O titânio conhecido como comercialmente puro (Ti c.p.) apresenta teores de pureza que estão entre 98 a 99,5%. Suas propriedades físicas podem variar de acordo com o grau de impurezas de elementos residuais ao processo de purificação, como: oxigênio, ferro, nitrogênio, carbono e hidrogênio. O Ti c.p. pode ser classificado em quatro diferentes tipos, de acordo com a quantidade dos elementos considerados como impurezas. Assim, são classificados em quatro graus, sendo que as impurezas aumentam de acordo com a elevação do grau (WANG; FENTON, 1996).

Apesar da pequena quantidade de oxigênio, ferro, nitrogênio, carbono e hidrogênio presentes no titânio puro, consideráveis mudanças em algumas propriedades mecânicas ocorrerão. Isso porque esses elementos passam a ocupar espaço dentro do arranjo cristalino e causam desalojamento parcial dos átomos de titânio, o que acarreta um "travamento", reduzindo o eventual deslizamento das camadas dos átomos quando sujeitos a forças externas, aumentando, dessa forma, a resistência a possíveis deformações plásticas (BAUER et al., 2002).

O titânio e suas ligas podem ser encontrados nas seguintes formas alotrópicas: estrutura hexagonal compacta estável, em temperaturas abaixo de 882ºC (fase α), cúbica de corpo centrado acima desta (fase β), além da mistura das suas grades (fase α-β) (COLLINGS, 1984). Um componente com uma fase β predominante é mais resistente, mas mais friável do que o componente com uma microestrutura de fase α. Como ocorre com outros metais, temperatura, tempo de processamento e tratamento térmico ditam a quantidade, proporção e distribuição das fases, composição total, microestrutura e propriedades resultantes; como resultado, a temperatura de fusão e os procedimentos de resfriamento são cruciais para assegurar o sucesso da fundição (CRAIG; POWERS, 2004).

Bothe et al. (1940) utilizaram titânio, na forma de implantes, em animais de laboratório, comparando-o com material usado em aplicações cirúrgicas; constataram, já nesta época que esse metal apresentou boa tolerância e resistência à corrosão. Entretanto, somente em 1977, foi reportado seu uso em prótese odontológica, quando fundições experimentais de titânio para coroas e estruturas de próteses parciais removíveis foram realizadas usando fusão por indução a vácuo (NAKAJIMA; OKABE, 1996).

O titânio tem diversas aplicações na odontologia; desde pequenas fundições tipo "onlay", coroas e próteses com ou sem cobertura estética, estrutura de prótese parcial removível, componentes para implantes e parafusos (MELONCINI, 2000; OHKUBO et al., 2000).

As propriedades desejáveis do titânio para aplicações odontológicas incluem baixa densidade (4,51 g/cm^3), consideravelmente menor que as ligas de ouro, Ni-Cr e Co-Cr, excelente biocompatiblilidade, resistência à corrosão, elevada proporção resistência/peso (UYSAL et al., 2005; WANG e WELSH, 1995), condutividade térmica relativamente baixa (AOKI et al., 2004; WANG e WELSH, 1995), baixo custo (AOKI et al, 2004; CHAI e CHOU, 1998).

A baixa densidade do titânio comparada com ligas de Co-Cr (8,9 g/cm^3) e ouro (19,3 g/cm^3) permite a confecção de próteses leves, com maior conforto para o paciente sem comprometer as propriedades mecânicas favoráveis, como resistência à tração e dureza (JANG, YOUN, KIM, 2001; WANG e BOYLE, 1993). Por outro lado, essa característica favorável torna-se um problema, segundo Thomas; Lechner; Mori (1997), a baixa gravidade específica faz com que o titânio flua menos facilmente quando fundido em centrífuga; atualmente os equipamentos e métodos para fundir titânio parecem controlar esses fatores (BERG, 1997). A baixa densidade, associada à diferença de temperatura de fusão do titânio com a temperatura do molde, propicia a ocorrência mais freqüente de defeitos internos (vazios e porosidades) nas peças fundidas (RIBEIRO, 2000).

O titânio reage facilmente com elementos gasosos, como hidrogênio, oxigênio e nitrogênio, particularmente em temperaturas elevadas (BAUER et al., 2002; WANG e FENTON, 1996); assim, os cadinhos e os revestimentos convencionais não podem ser utilizados (CRAIG; POWERS, 2004), é necessário máquina especial para a fundição, que utiliza tecnologia diferente das utilizadas nas fundições de ligas de metais nobres e não nobres (OHKUBO et al., 2000).

Qualquer manipulação do titânio em temperaturas elevadas deve ser executado à vácuo, caso este não esteja bem controlado, as superfícies do titânio serão contaminadas com

“α case”, que é uma camada enriquecida e endurecida por oxigênio, a qual pode atingir 100 µm (CRAIG; POWERS, 2004). Camadas superficiais dessa espessura reduzem a resistência e ductibilidade, e promovem rachaduras devido à capacidade do oxigênio em propiciar maior friabilidade (VALLITU; KOKKONEN, 1995).

Os revestimentos devem possuir óxidos mais estáveis que os óxidos de titânio, e também ser capazes de suportar temperatura suficiente para fundir o titânio. Se isso não ocorrer, o oxigênio estará propenso a se difundir no interior do material fundido. As sílicas e revestimentos aglutinadas por fosfatos com adição de elementos marcadores alcançam esse objetivo (CRAIG; POWERS, 2004).

A biocompatibilidade do Ti c.p. tem sido comprovada por estudos *in vivo* e *in vitro*, os exemplos mais evidentes são os implantes odontológicos, usados com sucesso por décadas, assim essa biocompatibilidade comprovada, fez do titânio uma excelente alternativa às ligas de metais não-nobres contendo níquel, cobalto e berílio, às vezes associadas a problemas como hipersensibilidade, propriedades alérgicas e carcinogênicas, manifestados em determinados pacientes (JONES et al., 1986; OHKUBO et al., 2000; SCHMALZ e GARHAMMER, 2002).

A biocompatibilidade de ligas odontológicas está principalmente relacionada ao seu comportamento de corrosão. Quanto maior a corrosão de uma liga, mais elementos serão liberados e o risco de reações não desejadas nos tecidos bucais pode ser aumentado (FATHI et al., 2003).

Soluções ácidas e presença de íons fluoreto diminuem a qualidade protetora do filme de óxido de titânio podendo ocorrer corrosão (STRIETZEL et al., 1998). Os desinfetantes químicos são produtos que provocam manchamento e/ou corrosão na superfície das ligas (GUASTALDI et al., 1991), assim surge a preocupação em pesquisar as alterações que os desinfetantes químicos podem causar nos componentes protéticos de titânio.

2.2 Controle de infecção em prótese

Próteses totais convencionais, próteses parciais removíveis, próteses parciais fixas e próteses sobre implante são tratamentos habitualmente usados na reabilitação oral de pacientes edêntulos, estas próteses podem ser contaminadas por bactérias, vírus e/ou fungos patógenos presentes na saliva e/ou sangue presente nos fluidos bucais, medidas preventivas de controle de infecção devem ser adotadas, para evitar infecção cruzada dos pacientes para

equipe odontológica e de pacientes para paciente pelo contato indireto. A contaminação cruzada envolve todos os membros da equipe odontológica (KATBERG, 1974).

O método mais apropriado para controle de infecção é a esterilização, que elimina e destrói completamente todas as formas de vida microbiana, incluindo bactérias, vírus, esporos e fungos, sendo efetuadas por processos físicos ou químicos (RUTALA, 1996). Os métodos de esterilização incluem uso de vapor sob pressão (autoclave), calor seco prolongado, vapor químico, baixas temperaturas (óxido de gás etileno) e imersão em esterelizantes químicos (RUTALA, 1996). Apesar desses métodos serem muito eficazes, existem muitos materiais odontológicos, tais como, modelos de gesso, moldes de alginato, resinas acrílicas e peças metálicas de prótese que são termossensíveis e que também não seria viável a imersão em esterelizantes químicos devido o longo período de tempo.

Assim, as próteses (NAYLOR, 1992) e componentes de prótese sobre implante devem ser desinfetados nos consultórios e laboratórios odontológicos.

A desinfecção é um método de controle de infecção que elimina muitos ou todos microrganismos patogênicos de objetos inanimados, com exceção dos esporos bacterianos e é considerado um método adequado para a descontaminação de itens protéticos transportados para e do laboratório odontológico. A redução dos níveis de contaminação microbiana vai depender do desinfetante usado, concentração, período de contato, espectro de atividade antimicrobiana, temperatura e reutilização (MERCHANT, 1997).

A desinfecção é classificada em três níveis: alto, intermediário e baixo. O nível alto de desinfecção é difícil de obter, pois destrói todos os vírus, bactérias vegetativas e alguns esporos fúngicos e bacterianos e inativa o resistente *Mycobacterium tuberculosis* (*M. tuberculosis*). O nível intermediário de desinfecção elimina todas as bactérias patogênicas vegetativas, inclusive *M. tuberculosis*, mas nem todos os vírus e esporos são removidos. O nível baixo de desinfecção destrói a maioria das bactérias patogênicas. Os esporos apresentam maior resistência a um desinfetante deste nível (GUIMARÃES JÚNIOR, 2001).

2.3 Desinfetantes químicos

Um produto químico ideal deve possuir amplo espectro de ação, devendo ser viruscida, bactericida, tuberculicida, fungicida e esporicida, altamente eficaz, solúvel em água, inodoro, econômico, atóxico para os usuários tanto em forma líquida ou em vapor, de uso fácil, boa durabilidade e estabilidade em concentração original ou diluído e não ser poluente ao meio ambiente. Precisa agir rapidamente, ter efeito residual e poder ser usado

tanto como esterilizante, como desinfetante. Não deve ser inativado por sabão, detergente, fluído ou matéria orgânica; nem ser corrosivo ou causar danos aos objetos ou alterado por fatores físicos (GUIMARÃES JÚNIOR, 2001; RUTALA e WEBER, 2007). Porém, não há desinfetantes disponíveis que preencha todos os critérios de uma substância ideal (MOLINARI e RUNNELLS, 1991; WHITACRE, 1991).

Os desinfetantes são classificados em: a) desinfetantes/esterilizantes que podem ser utilizados para esterilização ou desinfecção de nível elevado, dependendo do período de contato; b) desinfetantes hospitalares com atividade tuberculocida que são empregados para obtenção de desinfecção intermediária; c) desinfetantes hospitalares não tuberculocida que são utilizados para obtenção de desinfecção de nível inferior e d) sanitários. Na odontologia são usados os produtos químicos classificados como desinfetantes/esterilizantes e os desinfetantes hospitalares com atividade tuberculicida (WOOD, 1992).

A *American Dental Association* (ADA) permite quatro categorias de desinfetantes para uso em odontologia: 1) compostos clorados, 2) iodóforos, 3) fenóis sintéticos e 4) glutaraldeídos, que devem ser registrados pela *Environmental Protection Agency* (EPA) como desinfetantes hospitalares e possuir ação fungicida, bactericida e antiviral (ADA; INFECTION CONTROL RECOMMENDATIONS FOR THE DENTAL OFFICE AND THE DENTAL LABORATORY. ADA COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS AND ADA COUNCIL ON DENTAL PRACTICE, 1996; MERCHANT e MOLINARI, 1989; MOLINARI e RUNNELLS, 1991). Contudo, esses desinfetantes podem danificar ou distorcer os itens protéticos, o ácido peracético, foi introduzido na área odontológica para alcançar desinfecção adequada sem provocar danos às propriedades dos materiais e não serem nocivos à saúde dos pacientes.

2.3.1 Compostos Clorados

Os compostos clorados, comumente usados, são preparações de dióxido de cloro e soluções de hipoclorito de sódio (MOLINARI; RUNNELLS, 1991). Essas soluções podem ser empregadas nas concentrações de 5,25%, que é uma combinação de cloro ativado com bases fortes; 2%, 1% ou até mesmo diluída, 0,5%. (COUNCIL ON DENTAL THERAPEUTICS; COUNCIL ON PROSTHETIC SERVICES AND DENTAL LABORATORY RELATIONS, 1985; WOOD, 1992).

Os compostos de cloro da classe dos hipocloritos apresentam-se nas formas líquida (hipoclorito de sódio) e sólida (hipoclorito de cálcio, di-cloro-iso-cianureto) e são os mais amplamente utilizados na desinfecção química, pois apresentam amplo espectro de atividade

antimicrobiana (RUTALA, 1996), não são prejudiciais à saúde nas concentrações comercializadas, não apresentam resíduos nocivos, têm ação bactericida, reduzido potencial mutagênico (BLOCK, 1991; PENNA, MAZZOLA, SILVA MARTINS, 2001) e promovem desinfecção de nível intermediário (NAYLOR, 1992).

O mecanismo de ação do hipoclorito de sódio ocorre pela degradação de moléculas de gordura formando sabão e glicerol (reação de saponificação), neutralização dos aminoácidos, formando água e sal (reação de neutralização) e liberação de cloro que em contato com o grupamento amina das proteínas reage formando cloraminas (reação de cloraminação) (ESTRELA et al., 2002).

O hipoclorito de sódio foi introduzido na odontologia em 1835, e são usados como desinfetantes de superfície e também como desinfetantes para imersão de próteses (WOOD, 1992).

Solução de hipoclorito de sódio a 5% é virucida e tem atividade esporicida, mas é rapidamente inativado por material orgânico (FELPEL, 1997). O excesso de material orgânico reage com o cloro e reduz a eficácia do desinfetante (WOOD, 1992). Assim, quando o hipoclorito de sódio for usado como desinfetante, deve ser realizada pré-limpeza das superfícies (WOOD, 1992).

Na década de 70, soluções de hipoclorito de sódio diluídas mostraram-se eficazes como desinfetantes, especialmente em áreas contaminadas com o vírus da hepatite. O Centro para Controle de Doenças dos Estados Unidos recomendam o uso de 500 a 5000 ppm (0,05% a 0.5%) de hipoclorito de sódio como um agente eficaz para inativar o vírus da hepatite B (NAYLOR, 1992; WOOD, 1992). A *American Dental Association* e os fabricantes recomendam período mínimo de 10 minutos em hipoclorito de sódio (1:10).

O hipoclorito de sódio em pH neutro é um agente de rápida inativação de esporos, mas em pH 11 apresenta baixa eficiência em temperaturas de 20 e 28ºC, e moderada a 40ºC após 30 minutos (SAGRIPANTI; BONIFACINO, 1997). A eficácia superior de hipoclorito de sódio em pHs mais baixos é devido à dissociação de formas de hipoclorito (SCHWARTZ; HENSLEY; BRADLEY, 1996).

O armazenamento do hipoclorito de sódio deve ser cuidadoso, pois pode acelerar a liberação de cloro e afetar seu potencial biocida. Soluções de hipoclorito neutras podem ser armazenadas por um mês em temperatura ambiente, em recipiente de plástico e fechado. Porém, se o frasco for aberto, o nível de cloro é reduzido em 40% a 50%, quando comparado com a concentração original (RUTALA, 1996).

As principais desvantagens do hipoclorito de sódio como desinfetante de uso odontológico são: possibilidade de provocar clareamento em resina acrílica, dependendo da concentração e do período de imersão (MACCALLUM et al., 1968; SMITH, 1966) e ser corrosivo em componentes metálicos (MOLINARI; RUNNELLS, 1991; WOOD, 1992).

2.3.2 Ácido Peracético

O ácido peracético ($C_2H_4O_3$) é um composto quaternário orgânico formado a partir da reação química do ácido acético (CH_3COOH) com o peróxido de hidrogênio (H_2O_2) em solução aquosa (GRAZIANO, SILVA, BIANCHI, 2000; KITIS, 2004; STAMPI, DE LUCA, ZANETTI, 2001; WAGNER, BRUMELIS, GEHR, 2002). Pode ser obtido também, pela oxidação do acetaldeído (BUDAVARI, 1996) ou pela reação do tetra-acetil-enodinamina com solução de peróxido de hidrogênio alcalino (DAVIES; DEARY, 1991). Este composto pode ser usado para desinfecção e esterilização (TORTORA; FUNKE; CASE, 2003).

O ácido peracético é um líquido incolor, possui um forte odor avinagrado, com pH ácido menor que dois, é solúvel em água e solventes orgânicos, e levemente solúvel em solventes aromáticos (KITIS, 2004).

Block (1991) afirma que o ácido peracético é instável quando diluído, sua resistência à hidrólise na concentração de 1% é reduzida pela metade em seis dias, enquanto na concentração de 40% perde somente 1% a 2 % de seu poder de ação em um mês. Para estabilidade, deve ser armazenado em lugares com temperaturas amenas e em sua própria embalagem (KITIS, 2004). Ele não reage quimicamente com vidros e plásticos, porém degrada algumas formulações de vinil, borrachas naturais e sintéticas (DYCHDALA, 1988). Alumínio puro e aço inoxidável são resistentes ao ácido peracético, mas aço galvanizado, cobre, latão e bronze são susceptíveis à reação e à corrosão (KITIS, 2004).

O ácido peracético tem ação em uma ampla faixa de temperaturas, no entanto semelhante a outros desinfetantes químicos, a redução da microbiota aumenta com o aumento da temperatura da água durante a desinfecção com este ácido (STAMPI; DE LUCA; ZANETTI, 2001). Este composto é afetado pelo pH com maior atividade em pH mais baixo (KITIS, 2004). Em meio ácido, a atividade antimicrobiana do ácido peracético é excelente e apresenta rápida ação contra esporos bacterianos e leveduras (BLOCK, 1991).

É considerado um agente bactericida, viruscida, esporicida e fungicida desde 1960 (ERBA et al., 2007); apresenta como principais vantagens o fato de permanecer ativo mesmo na presença de matéria orgânica, ou seja, em contato com sangue, fluidos corpóreos e

gorduras (BLOCK, 1991), é composto por substâncias não tóxicas (ácido acético e oxigênio) e não-mutagênicas e necessita pequeno período de contato para promover uma eficaz desinfecção (DA SILVA et al., 2008).

Estudos com ácido peracético não suscitam preocupações imediatas quanto à mutagenicidade, carcinogenicidade ou toxicidade reprodutiva, a dose letal nas espécies estudadas foram sempre superiores às doses necessárias para os processos de desinfecção (BUSCHINI et al., 2004).

Este desinfetante deve ser empregado apenas para imersão, é o método de desinfecção em nível elevado com maior custo, pode provocar irritação e danos quando em contato com os olhos e pele em elevadas concentrações, não é possível a desinfecção e esterilização de grande quantidade de material ao mesmo tempo e não possui efeito esterilizante após longo período de armazenamento (RUTALA; WEBER, 1998, 1999).

A atividade desinfetante do ácido peracético é baseada na liberação do oxigênio ativo (BLOCK, 1991; CHASSOT; POISL; SAMUEL, 2006; LIBERTI; NOTARNICOLA, 1999) e radical hidroxi (CHASSOT; POISL; SAMUEL, 2006), por meio da oxidação das ligações SS (sulfidril) e SH (sulfidrila), ocorre o aumento da permeabilidade da parede celular, conteúdo citoplasmático e material genético, oxidando enzimas essenciais para reações bioquímicas de sobrevivência e reprodução celular dos microrganismos (CHASSOT; POISL; SAMUEL, 2006; KITIS, 2004). O ácido peracético atua nas bases da molécula de DNA (KITIS, 2004), inativando a enzima catalase que interfere nos radicais hidroxi (BLOCK, 1991), podendo ocorrer a desnaturação de proteínas e enzimas dos microrganismos (MCDONELL; RUSSEL, 1999).

Apesar de seu elevado custo, devido à capacidade limitada de produção no mundo inteiro, o ácido peracético é amplamente usado como desinfetante e esterelizante de alimentos, bebidas, equipamentos médicos e farmacêuticos, como agente descolorante em indústria têxtil, de celulose e papel (KITIS, 2004). Seu uso tem sido preconizado, nas últimas duas décadas, para desinfecção de águas residuais (GEHR et al., 2003) e desinfecção de filtros de água domésticos (SACCHETTI; DE LUCA; ZANETTI, 2009).

Reconhecido como um potente agente microbicida, o ácido peracético é utilizado na área hospitalar para esterilização e desinfecção de alto nível de equipamentos de hemodiálise (FRACARO et al., 2007), de broncoscópios (MIDDLETON; CHADWICK; GAYA, 1997) e para esterilização de endoscópicos, pois tem facilidade de remoção de sal, proteínas e microorganismos (RUTALA; WEBER, 1998). Na indústria farmacêutica atua como agente esterilizante de emulsões, pomadas e talcos (KITIS, 2004).

O ácido peracético foi introduzido no mercado odontológico em 1998 na forma comercial Sterilife® produzida pela empresa Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda (CHASSOT; POISL; SAMUEL, 2006).

No Protocolo de infecção na área odontológica, o ácido peracético a 0,2% é utilizado em duas importantes etapas: desinfecção em nível elevado, com imersão do material durante 10 minutos; e esterilização, imersão durante 30 minutos (AGÊNCIA DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, ANVISA; SERVIÇOS ODONTOLÓGICOS: PREVENÇÃO E CONTROLE DE RISCOS; 2006).

O ácido peracético a 10% foi utilizado como solução irrigadora para dissolução de tecidos pulpares necróticos, porém hipoclorito de sódio a 1% apresentou melhores valores (NAENNI; THOMA; ZEHNDER, 2004); a desmineralização de condutos radiculares e remoção de *smear layer* pelo ácido peracético foi estudada por Lottanti et al., (2009).No estudo de Chassot; Poisl; Samuel (2006) sobre desinfecção de resinas acrílicas, ácido peracético a 0,2% por 5 e 10 minutos em corpos-de-prova contaminados *in vivo*, meio oral e *in vitro*, colônias de bactérias *Bacillus subtilis* and *Bacillus stearothermophilus*, não houve crescimento bacteriano em ambas as situações, para as resinas testadas.

Ceretta et al., (2009) avaliaram a ocorrência de corrosão, mutação celular e citotoxicidade após a esterilização de instrumentais odontológicos com ácido peracético (800, 1500 e 2500 ppm). Os resultados evidenciaram que para uma melhor eficácia na esterilização dos instrumentos odontológicos termosensíveis deve-se usar o ácido peracético a 2500 ppm. Em relação à corrosão dos instrumentos odontológicos o ácido peracético a 2500 ppm pode ser empregado, sem causar danos aos instrumentos; entretanto, em concentrações de 1500 ppm e 2500 ppm mostrou potencial citotóxico, sendo contra-indicado quando em contato com tecido celular

2.4 Titânio x Corrosão

Dentre as várias ligas utilizadas na Odontologia, as de titânio são superiores na resistência à corrosão (ANUSAVICE, 1998). O titânio é um metal que apresenta elevado índice de resistência à corrosão baseado no processo de passivação, por ser um material muito reativo, uma camada de óxido de 1 mm de espessura é formada instantaneamente e espontaneamente sobre a sua superfície no ar, transformando essa mesma superfície metálica de uma condição ativa para passiva (HRUSKA; BORELLI, 1991).

A principal característica de corrosão quando não há desgaste no metal deve ser a habilidade do óxido passivo ser rompido e repassivar o meio. O processo de repassivação dependerá das propriedades do óxido formado, e então da composição da liga e dos constituintes do meio. Assim, o óxido repassivador pode ter uma composição diferente do óxido original e isso pode ser refletido na dureza da superfície (KHAN; WILLIAMS, R.; WILLIAMS, D., 1996).

O filme de óxido formado sobre o titânio protege contra o ataque de químicos. Entretanto, soluções ácidas e a presença de íons fluoreto diminuem a qualidade protetora do filme de óxido e pode ocorrer a corrosão (STRIETZEL et al., 1998).

Os desinfetantes químicos também podem provocam manchamento e /ou corrosão na superfície das ligas. Manchamento envolve uma reação na superfície da liga metálica com ligeira perda ou alteração do brilho, descoloração ou escurecimento superficial causada pela formação de um óxido na superfície da liga metálica, causando efeitos estéticos indesejáveis (GUASTALDI et al., 1991). Na corrosão ocorre a deterioração da liga metálica, por reação química ou eletrolítica, devido à ação agressiva do meio (CANAY; OKTEMER, 1992; GUASTALDI et al., 1991). O meio bucal é variável em relação às alterações de pH, temperatura, ação das bactérias, alimentos, presença de minerais e proteínas, e assim também contribui para que ocorra a corrosão de ligas metálicas.

As ligas antes de serem classificadas de acordo com as propriedades mecânicas e físicas, devem ser avaliadas quanto à reatividade na cavidade bucal considerando os princípios termodinâmicos e a cinética das reações eletroquímicas. Quando a liga está na cavidade bucal, o sistema liga/saliva pode ir de um estado de equilíbrio termodinâmico que proporcionará à liga uma estabilidade na forma do elemento químico ou oxidado na forma iônica. Ligas com elevada nobreza (ouro, platina e paládio) são estáveis na sua forma de elemento, enquanto outras com predominância de titânio e cobalto são estáveis na cavidade oral devido ao óxido passivo que recobre a superfície da liga e atua como barreira para a corrosão (AMERICAN DENTAL ASSOCIATION, 1992).

Investigações eletroquímicas *in vitro* têm sido uma ferramenta muito útil para conhecer a corrosão dos materiais odontológicos metálicos e comparar a estabilidade na cavidade bucall. Conseqüentemente, é necessário um equilíbrio dos testes *in vitro* com a realidade do ambiente bucal, para que se consiga obter resultados similares à condição clínica (STRIETZEL et al., 1998).

A corrosão das ligas metálicas é influenciada por vários fatores que modificam o ataque químico ou eletroquímico, não havendo, portanto, um único método de ensaio de

corrosão. Entre os numerosos métodos de estudo da corrosão eletroquímica, a polarização é fundamental, esse método consiste em realizar eletrólise, onde se utilizam, como eletrodo e eletrólito, respectivamente o metal e o meio cuja interação se deseja estudar. O ensaio pode ser conduzido a potenciais de eletrodo controlados, medindo-se os valores de corrente em função do potencial aplicado, ou então a corrente de eletrólise controlada, anotando-se os valores de potencial em função da corrente. A representação gráfica entre o potencial (E) e a corrente (I) é demonstrada por uma curva de polarização. Os ensaios eletroquímicos de corrosão em laboratório empregam equipamentos eletrônicos especiais como potenciostatos, fontes de tensão contínua, potenciômetros, registradores, miliamperímetros, voltímetros de posição e outros. O corpo-de-prova do material a ser estudado e o meio em que será feito o ensaio são colocados na célula de polarização, para reproduzir, tanto quanto possível, as condições encontradas na prática para o tipo de estudo a ser conduzido no laboratório. Quando se estuda o mecanismo de um processo de corrosão, torna-se necessário controlar, durante o ensaio, todas as variáveis que possam ter algum efeito sobre o processo (GENTIL, 1996; WOLYNEC, 2003).

Strietzel et al. (1998) realizaram testes de imersão estática em amostras de titânio comercialmente puro grau 1. Os seguintes parâmetros foram investigados: preparação e polimento das amostras, valores de pH, comparação entre diferentes sistemas de fundição e CAD/CAM, influência de íons cloreto, tiocianato, fluoreto, lactato, citrato, oxalato e acetato presentes nas soluções corrosivas. Todas as amostras foram imersas por 4 semanas nas soluções corrosivas, que eram trocadas semanalmente e analisadas por espectroscopia de absorção atômica. O comportamento corrosivo foi investigado por fotometria. A comparação da influência dos sistemas de fundições e CAD/CAM revelou que há mais diferenças entre os laboratórios dentais do que entre os diferentes sistemas de fundição. Não houve nenhuma diferença clinicamente relevante entre os sistemas de fundições e o sistema CAD/CAM, devido o titânio exibir um comportamento passivo suficiente. A presença de íons tiocianato diminuiu a liberação de íons de titânio quando comparado com íons cloreto, já os íons fluoreto revelou a liberação 10.000 vezes maior e ainda maior na presença de outros íons orgânicos. Existe uma complexa relação entre íons inorgânicos e orgânicos e valores de pH. A relação direta entre valores de pH, íons orgânicos e liberação de íons pode somente ser observada em soluções contendo cloreto de sódio. Baixos valores de pH aumentam a liberação de íons. O polimento das amostras reduziu a liberação de titânio e as amostras que não foram polidas revelaram uma liberação de íons três vezes maior. Portanto, este estudo mostra que o comportamento corrosivo é influenciado quase que completamente pela

superfície da amostra. Somente a presença de íons fluoreto alcança regiões mais profundas do titânio. Os íons fluoreto podem formar um complexo solúvel com íons titânio derivado da camada de óxido. Sem a camada de óxido de passivação a corrosão ácida pode ocorrer. O mesmo não acontece em soluções que apresentam íons cloreto e tiocianato.

Kedici et al. (1998) avaliaram as alterações dos potenciais elétricos de vinte e nove metais e ligas odontológicas, em diferentes meios simulando o pH bucal (saliva artifical com pH 5,5; saliva artificial contendo ácido cítrico pH 4 e solução fluoretada pH 6,5) em condições eletroquímicas *in vitro*. A superfície estrutural das ligas foram examinadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e a composição em peso percentual foi calculada por energia dispersiva de raio X (sistema *Analysor*). As curvas de potencial x corrente das ligas odontológicas foram estabelecidas pelo método potenciodinâmico. As taxas de corrosão, os potenciais de corrosão, alterações ao longo do tempo e as curvas catódicas de Tafel também foram determinadas. Os resultados revelaram que todos os metais e ligas odontológicas mostraram dissolução de íons em todas as soluções eletrolíticas, as ligas refundidas apresentaram redução de teor de metais ativos e aumento na resistência à corrosão. Além disso, as amostras de titânio foram as mais resistentes à corrosão, devido a sua excelente passivação; no entanto, afirma-se que quando o titânio é usado juntamente com ligas não preciosas, embora causam galvanismo insignificante, há risco de provocar corrosão.

Cai et al. (2003) caracterizaram o comportamento eletroquímico de ligas de titânio fundidas sob a técnica de polarização anódica. Ligas de titânio comercialmente puro, grau 2, Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb e Ti-13Nb-13Zr foram fundidas em revestimento à base de óxido de magnésio (MgO). Para eliminar a camada superficial reativa, cada lado das amostras de corrosão foi polida com lixas de SiC, sendo removida uma espessura de 300 µm. As amostras foram divididas em três grupos: (A) superfície jateada por partículas de 50 µm de alumina com a camada reativa remanescente; (B) camada reativa removida e superfície polida com lixas de SiC até a granulação 800 e água corrente; (C) camada reativa removida e superfície jateada por partículas de 50 µm de alumina. A solução utilizada foi saliva artificial. A polarização anódica teve início com 200 mV e foi até o potencial de +2000 mV. Os resultados mostram diferenças no comportamento de polarização anódica entre as condições das superfícies das amostras. Para as amostras com superfícies jateadas (superfícies A e C), uma região passiva seguida por quebra e repassivação foi observada nas curvas de polarização anódica. A região distintamente mais passiva com uma densidade de corrente passiva reduzida foi observada em todas as amostras com superfícies polidas (superfície B). Nenhuma alteração superficial visível foi observada em todos os corpos-de-prova após a polarização

anódica. Os autores salientaram que a preparação da superfície pode ter efeito mais acentuado no comportamento eletroquímico destas ligas de titânio fundidas que a camada superficial reativa formada devido à reação entre a liga fundida e o revestimento.

Huang (2003) investigou o efeito da concentração de fluoreto e albumina no comportamento corrosivo de ligas de Ti-6Al-4V por meio de polarização potenciodinâmica e teste de polarização linear. A análise química da superfície do filme passivo foi caracterizada por espectroscopia de raios-X de fotoelétrons. Os meios utilizados para investigar o efeito de fluoretos na resistência à corrosão desta liga foi saliva artificial ácida (pH 5) com diferentes concentrações de NaF (0%, 0,01%, 0,1%, 0,15%, 0,25% e 0,5%). Afim de investigar o efeito da albumina na resistência à corrosão desta liga em meios contendo fluoretos, saliva artificial com 0,1% de NaF em diferentes concentrações de albumina bovina (0,01%, 0,02%, 0,05%, 0,1% e 0,2%), também foi escolhida como eletrólito. Os resultados mostraram que todas as curvas de polarização potenciodinâmica revelaram um comportamento de transição ativo-passivo em saliva artificial contendo NaF com ou sem a presença de albumina, exceto quando a concentração de NaF foi 0,5%. Pelas curvas potenciodinâmicas observar-se que o aumento da concentração de NaF diminuiu a resistência à corrosão da liga de Ti-6Al-4V e que a adição de albumina, em meios contendo fluoretos melhorou consideravelmente a resistência à corrosão desta liga. O filme passivo TiO_2 foi destruído pelos íons fluoreto e formado Na_2TiF_6 quando a concentração de NaF aumentou para 0,1%.

Alkhateeb; Virtanen (2005) compararam o comportamento eletroquímico de titânio exposto à solução simples de NaCl e solução fisiológica de Ringer, que simula a solução corporal. As curvas de polarização potenciodinâmicas mostraram densidades de correntes passiva significantemente mais elevadas em solução de Ringer, quando comparada com solução salina simples. Os espectros de impedância medidos no potencial de circuito aberto em função do tempo indicam que, em solução salina uma exposição a longo prazo, leva a grande aumento da proteção do filme passivo, o que não foi observado na solução de Ringer. Porém, uma forte modificação da interface do filme passivo/eletrólito foi visto nos espectros de impedância. As mudanças nos espectros de impedância podem ser correlacionadas com os resultados observados pela caracterização de superfície, quanto à morfologia por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e composição química da superfície por espectroscopia de energia dispersiva (EDS) e espectroscopia de raios-X de fotoelétrons (XPS). Uma modificação espontânea da superfície dos corpos-de-prova de Ti por Ca e P foi observada. A composição do precipitado de Ca/P mudou em função do tempo, indicando formação lenta de hidroxiapatita como camada de depósito na superfície. Os resultados indicaram que a

formação de uma camada externa de depósito de Ca-P na superfície do Ti passivo (que é benéfico para o desempenho biológico) impede o envelhecimento normal do TiO_2 passivo. Mesmo que a proteção do filme passivo pode ser considerada elevada na solução de Ringer, significantemente maiores taxas de dissolução passiva (isto é, maior liberação de íons metálicos) ou Ti pode ser esperado, em comparação com uma solução salina simples.

Huang (2005) investigou a caracterização superficial e a resistência à corrosão de arcos ortodônticos de NiTi de 4 marcas diferentes usando o teste de polarização potenciodinâmica cíclica em saliva artificial com vários pHs (2,5; 3,75; 5,0 e 6,25). As superfícies topográficas dos arcos ortodônticos foram avaliadas por microscopia de força atômica e a análise química do filme passivo foi caracterizada por espectroscopia de fotoelétron de raio X e espectroscopia de elétron Auger. A microscopia eletrônica de varredura e a espectrometria de energia foram usadas para analisar a caracterização da superfície dos arcos ortodônticos de NiTi antes e após o teste de corrosão. Os resultados mostraram que a superfície estrutural do filme passivo dos arcos ortodônticos testados eram idênticas, contendo principalmente TiO_2, com pequena quantidade de NiO. Os fabricantes dos arcos ortodônticos e o pH das soluções de saliva artificial tiveram influência estatisticamente significante na resistência à corrosão. A diferença na resistência à corrosão por “pitting” e por fenda, entre os arcos de NiTi não tem relação direta com a rugosidade da superfície e/ou defeitos pré-existentes. Este estudo evidencia que independente da marca comercial do fio, a redução do pH da saliva artificial propicia aumento na taxa de corrosão, no potencial de corrosão, e na corrente passiva dos arcos ortodônticos de NiTi, enquanto ocorre redução no potencial de “pitting” e susceptibilidade à corrosão por fenda.

Zhang; Zheng; Liu (2009) investigaram o efeito do elevado conteúdo de Ag no comportamento corrosivo de ligas de Ti-Ag em soluções de saliva artificial, visto que a Ag tem excelente resistência a corrosão em muitas soluções aquosas, e boa biocompatibilidade *in vivo*. Ligas de Ti-Ag contendo 7% e 10% em prata foram preparadas e seu comportamento corrosivo foi medido em soluções de saliva artificial livre de flúor e na presença de flúor, por meio da polarização potenciodinâmica. A superfície do filme passivo formado foi analisado pelos métodos de espectroscopia de raio X de fotoelétrons (XPS) e difração de raios X (XRD). Os resultados mostram que a adição de Ag é eficaz no aumento da resistência à corrosão do titânio, pois esta adição propiciou aumento na resistência à polarização e potencial corrosivo, redução nas densidades de corrente e corrente passiva, tanto nas soluções sem flúor quanto nas com flúor; porém, os resultados evidenciaram que a atividade corrosiva de ligas é muito maior em soluções que apresentam flúor que em soluções sem flúor. A

análise por XRD indicou a formação de Na_2TiF_6 após imersão e testes de polarização em soluções contendo flúor, o filme superficial protetor TiO_2 não foi detectado. A análise por EDS também confirmou que a porcentagem de oxigênio era menor que 3% na superfície das ligas, explicando a ausência da formação de TiO_2 em soluções com flúor, levando a um comportamento corrosivo.

Takemoto et al. (2009) realizaram este estudo com o intuito de esclarecerem a influência do conteúdo de cromo na reação de superfície (corrosão) de ligas de Ti-Cr em solução salina ácida contendo flúor, investigando a solução e a estrutura da superfície dos filmes de óxidos sobre as ligas. Três corpos-de-prova de cada liga de Ti-Cr contendo 5, 10, 15 ou 20 % de massa de cromo foram imersos em 36 mL da solução teste, 0,154 mol NaCl e 0,0476 mol de NaF (905 mg F) em um litro de água destilada (solução de NaF), com pH 5 ajustado com ácido lático à 37 °C. Após três dias, os corpos-de-prova foram removidos da solução e lavados com água destilada, a solução foi caracterizada quanto a dissolução de metais e as superfícies das ligas foram analisadas por espectroscopia de fotoelétrons de raio-X e de elétron Auger. A quantidade total de metais dissolvidos para cada liga diminuiu com o aumento do conteúdo de cromo e, em todas as ligas, a quantidade de óxido de cromo (filme protetor), que melhorou a resistência à corrosão das ligas de Ti-Cr em fluoretos foi associada com a porcentagem de cromo. Assim, ligas de Ti-Cr com maiores concentrações de Cr são mais resistentes à corrosão em meios contendo fluoretos.

Joska; Fojt (2010) investigaram a interação entre o titânio grau 2 e saliva artificial depois que os corpos-de-prova foram imersos por pequenos períodos (15 min) em soluções fisiológicas com alta concentração de íons flúor. O método de medidas eletroquímicas foi complementado com análises por XPS. A presença de íons fluoreto resultou em parcial degradação da camada passiva em soluções fisiológicas ácidas. A redução do pH de 6.8 para 4.2 e a presença de 5000 ppm de F^- causou a ativação do titânio seguido por uma lenta repassivação em saliva artificial. Os resultados obtidos mostram que a degradação do estado passivo do titânio acontece quando imersos por pequenos períodos em soluções fisiológicas, assim quando imerso por longos períodos pode levar a um aumento da corrosão com possibilidade de conseqüências negativas.

Apesar de vários estudos investigarem o comportamento eletroquímico do titânio em saliva artificial com flúor e sem flúor e em soluções fisiológicas, pesquisas complementares devem ser realizadas para avaliar a ação de desinfetantes químicos na corrosão do titânio.

3 Proposição

O objetivo deste estudo foi avaliar *in vitro* a ação de desinfetantes químicos (Hipoclorito de sódio a 1%, Ácido Peracético a 0,2 % e Ácido Peracético a 2 %) na resistência à corrosão de titânio comercialmente puro, grau 4, em salivas artificiais com diferentes pHs e períodos de imersão por meio de:

1.1 Ensaio de polarização anódica potenciodinâmica;

1.2 Análise qualitativa: Microscopia Eletrônica de Varredura - MEV e Espectrometria Dispersiva de Raios-X EDS.

4 Material e Método

4.1 Confecção dos corpos-de-prova

4.1.1 Cortes dos corpos-de-prova

Parafusos de titânio comercialmente puro, grau 4 (Synthes Ind. E Com. Ltda, Rio Claro, SP, Brasil) de 5 mm de diâmetro (Figura 1-A) foram cortados em cortadeira mecânica (Isomet 2000, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, EUA) com disco diamantado (Figura 1-B) sendo obtidos 54 corpos-de-prova. As partes da rosca e cabeça do parafuso foram desprezadas sendo usadas apenas as partes cilíndricas. Os cortes foram feitos para a obtenção de cilindros de titânio comercialmente puro grau 4 com 5 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento (Figura 1-C).

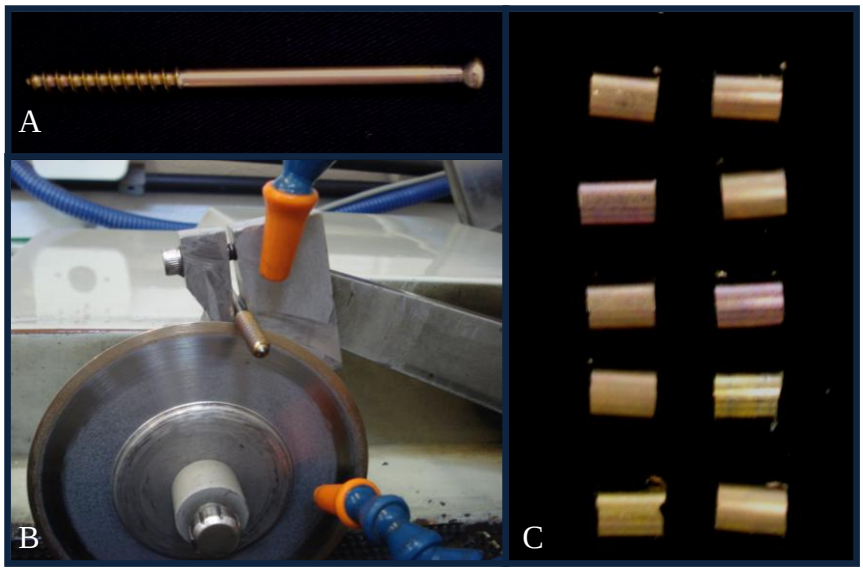


Figura 1. Obtenção dos corpos-de-prova: A- Parafuso de titânio; B- Corte do parafuso em cortadeira mecânica; C- Corpos-de-prova.

4.1.2 Decapagem dos corpos-de-prova

Para a remoção de resíduos industriais comuns, óxidos e carepas, resultantes da operação de tratamento térmico, e de substâncias presentes como contaminantes de superfície durante o processamento de titânio, a decapagem dos corpos-de-prova foi realizada com base na Norma NBR 14233.

Os corpos-de-prova foram imersos em solução ácida composta de 20% em volume de ácido nítrico a 70% (300 g/L) e 2% em volume de ácido fluorídrico a 60% (24 g/L), mantendo-se a razão de 10 partes de ácido nítrico para cada parte de ácido fluorídrico, e

levados em ultrassom (Banho de Ultrassom Q335D, Quimis, Diadema, SP, Brasil) por 2 minutos (Figura 2).

Figura 2. Decapagem dos corpos-de-prova em ultrassom.

Após a decapagem, os corpos-de-prova foram lavados em água destilada e secos com ar quente. Inicialmente os corpos-de-prova apresentavam a cor dourada, resultado do processo de anodização (Figura 3-A), e após a decapagem voltaram à condição metálica inicial, cor prata (Figura 3-B).

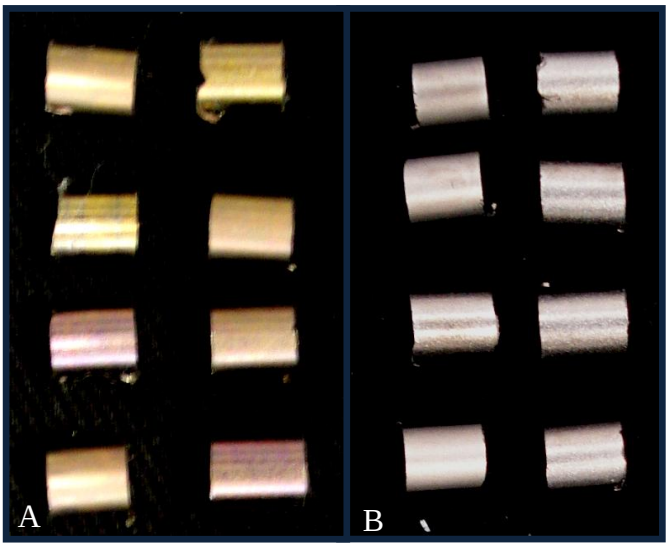


Figura 3. Corpos-de-prova antes da decapagem (A), após a decapagem (B).

4.1.3 Confecção do eletrodo de trabalho

Para a confecção dos eletrodos de trabalho, foram cortados fios de cobre com 15 cm de comprimento e a seguir as extremidades foram desencapadas (Figura 4-A), em uma das extremidades era posicionado o corpo-de-prova de titânio envolvido por fita isolante (Figura 4-B). Para verificar o contato elétrico entre o corpo-de-prova e o fio de cobre foi utilizado um multímetro (Minipa ET-1502, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 4-C).

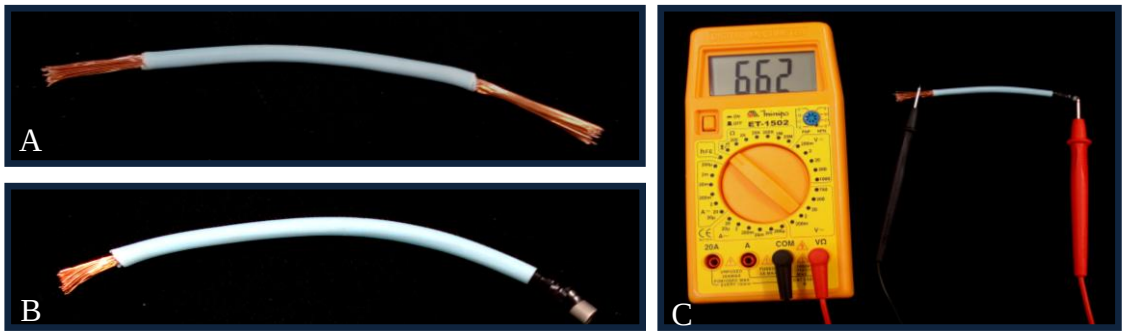


Figura 4. A- Fio de cobre desencapado nas duas extremidades; B- Corpo-de prova envolvido pelo fio e fita isolante; C- Multímetro.

O conjunto corpo-de-prova - fio de cobre era incluído em tubo de PVC (Tigre, Rio Claro, SP, Brasil) de 25 mm de diâmetro e 15 mm de altura e preenchidos com resina de poliéster quimicamente ativada (Anjo, Criciúma, SC, Brasil), com base na Norma ASTM F-2129, para a confecção do eletrodo de trabalho (Figura 5).

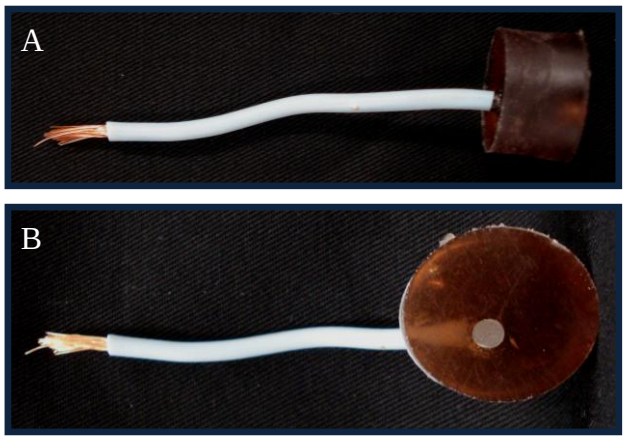


Figura 5. Eletrodo de trabalho: (A) vista lateral, (B) vista inferior.

4.2 Acabamento dos eletrodos de trabalho

Os eletrodos de trabalho eram levados em politriz horizontal (Mod. DPU-10-Struers, Panambra, São Paulo, SP, Brasil) com lixas de carborundum montadas (Norton-ABZ, Garulhos, SP, Brasil), de granulação decrescente, com grãos de óxido de alumínio (n^{os}100, 220, 400 e 600) e carbeto de silício (n°s 1200 e 1500) e água corrente (Figura 6-A). Após o uso de cada lixa, os eletrodos de trabalho eram lavados em água destilada para remoção de quaisquer partículas de metal ou grânulos das lixas utilizadas. A seguir, era dado polimento e brilho com feltros (Fortel Ind. E Com. Ltda, São Paulo, SP, Brasil) e suspensão de alumina (AP-A Suspension aluminum agglomerated, Struers, Dinamarca) (Figura 6-B). Após o polimento, os corpos-de-prova eram lavados com álcool isopropílico (Labsynth Produtos para Laboratórios Ltda, Diadema, SP, Brasil) e secos com ar quente.

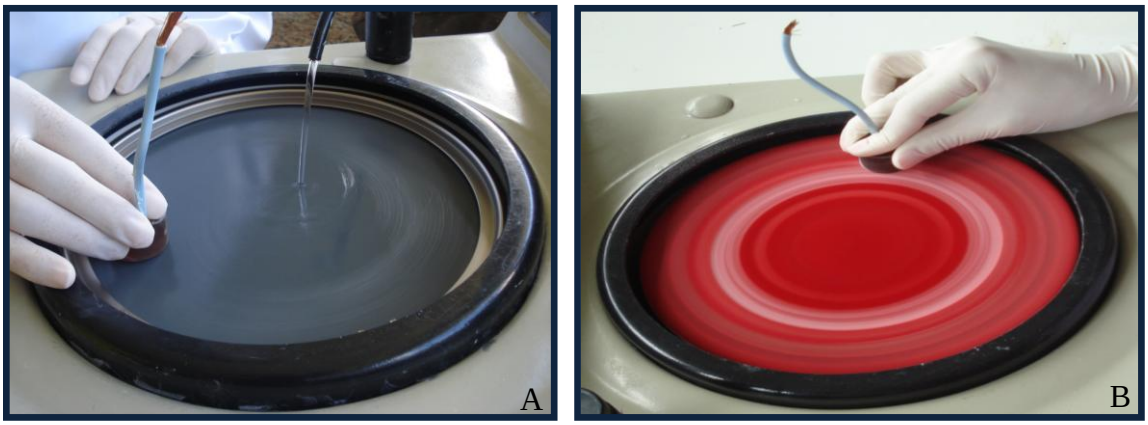


Figura 6. Acabamento dos eletrodos de trabalho: A- Lixagem; B- Polimento e brilho dos corpos-de-prova.

4.3 Imersão dos eletrodos de trabalho nas soluções desinfetantes e água destilada

Os corpos-de-prova (n=54) foram divididos em nove grupos (n=6) referentes às quatro soluções (água destilada, hipoclorito de sódio a 1%, ácido peracético 0,2% e 2%) e períodos de imersão (Tabela 1).

Tabela 1 – Soluções e periódos de imersão

Soluções	Períodos de imersão
Água destilada (controle)	**10 min**
Ácido peracético 0,2%	**10 min**
Ácido peracético 0,2%	**30 min**
Ácido peracético 0,2%	**40 min**
Ácido peracético 0,2%	**120 min**
Ácido peracético 2%	**30 min**
Ácido peracético 2%	**120 min**
Hipoclorito de sódio 1%	**10 min**
Hipoclorito de sódio 1%	**40 min**

Inicialmente foi realizada a preparação da solução de ácido peracético (Sekusept® aktiv, Henkel Ecolab GmbH, Düsseldorf, Alemanha) de acordo com as instruções do fabricante, na concentração de 0,2% foi diluído 2g de pó de Sekusept para cada litro de água destilada, já para o preparo do ácido peracético a 2 %, foram diluídos 20g de pó de Sekusept para cada litro de água destilada. Após a água destilada e as soluções desinfetantes de hipoclorito de sódio 1% (Solução de Milton, ASFER Indústria Química Ltda, São Caetano do Sul, SP, Brasil), ácido peracético 0,2% e ácido peracético 2% (Figura 7) serem dosadas, (150ml), eram colocadas em recipientes de plástico e os seis eletrodos de trabalho eram colocados em cada uma das soluções (Figura 8). Decorrido os períodos de imersão, os eletrodos de trabalho eram removidos das soluções desinfetantes, lavados em água destilada e secos com ar quente.

Figura 7. Soluções de imersão: Água destilada; Hipoclorito de sódio 1% e Ácido Peracético.

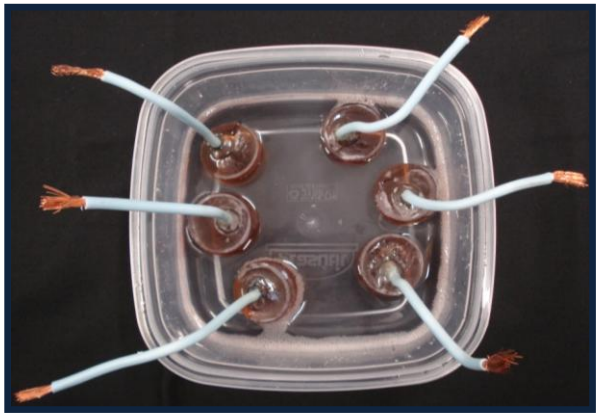


Figura 8. Imersão dos corpos-de-prova

4.4 Ensaio de polarização potenciodinâmica anódica

Após a desinfecção dos eletrodos de trabalho nas soluções desinfetantes, o ensaio de polarização potenciodinâmica anódica foi realizado com base na norma ASTM F-2129. No ensaio foi utilizada uma célula eletroquímica, constituída por um eletrodo de referência do tipo calomelano saturado (ECS), um contra-eletrodo de platina e o eletrodo de trabalho, amostras de titânio comercialmente puro embutidas em resina poliéster (Figura 9). Foi utilizado como eletrólito 300 mL de salivas artificiais ácida e neutra**.**

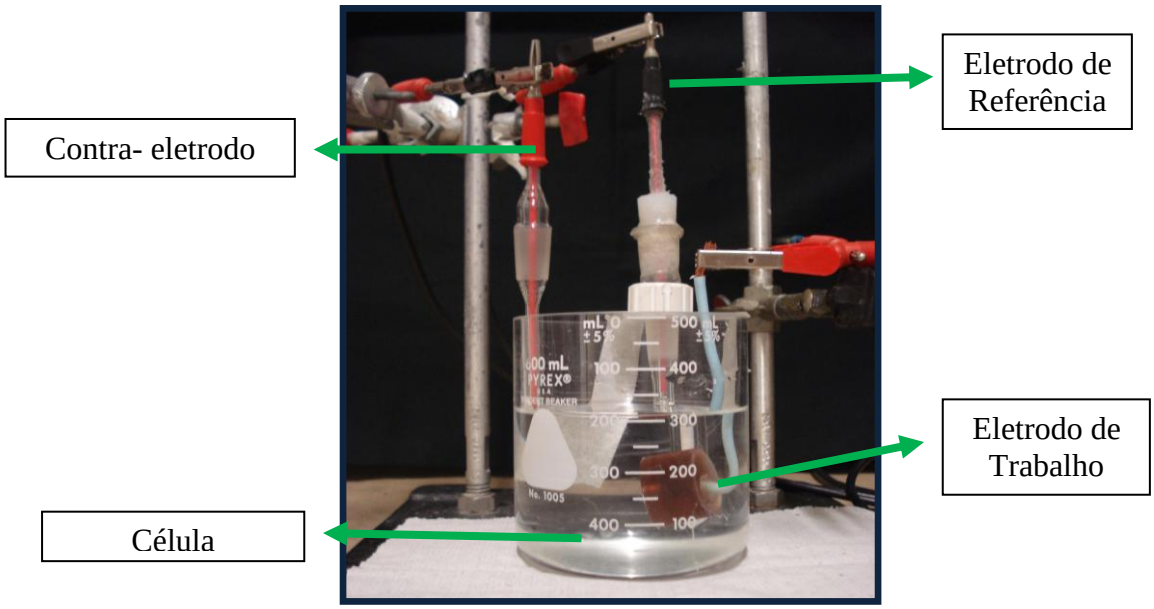


Figura 9. Célula eletrolítica montada.

As curvas foram obtidas a partir de um potenciostato/galvanostato (*Solartron*, modelo SI 1287 A, Solartron, Farnborough, Hamphsire, Reino Unido), acoplado a um microcomputador com os softwares *Corrware*, para obtenção dos dados, e *Corrview* para visualização e tratamento das curvas (Figura 10).

Figura 10. Potenciostato/galvanostato acoplado a um microcomputador

As curvas de polarização anódica são muito empregadas em estudos de corrosão de metais. Esta técnica consiste em efetuar uma varredura de potenciais, com uma velocidade de varredura constante e conhecida, monitorando a densidade de corrente líquida que flui pela interface metal/solução.

Todas as curvas foram programadas para iniciarem no potencial de corrosão (E_{corr}), após 1 hora de estabilização em circuito aberto; contudo, quando não era registrada variação de 3 mV em 60 segundos, as curvas eram iniciada antes de completar o período de 1 hora, pois indicava estabilização do potencial.

As medidas foram iniciadas no potencial de corrosão (E_{corr}) e a corrente de passivação I_{pass} foi tomada em 500 $mV_{ECS,}$ pois a curva de polarização esquemática para o titânio (Figura 11) mostra que não há um patamar definido de passivação.

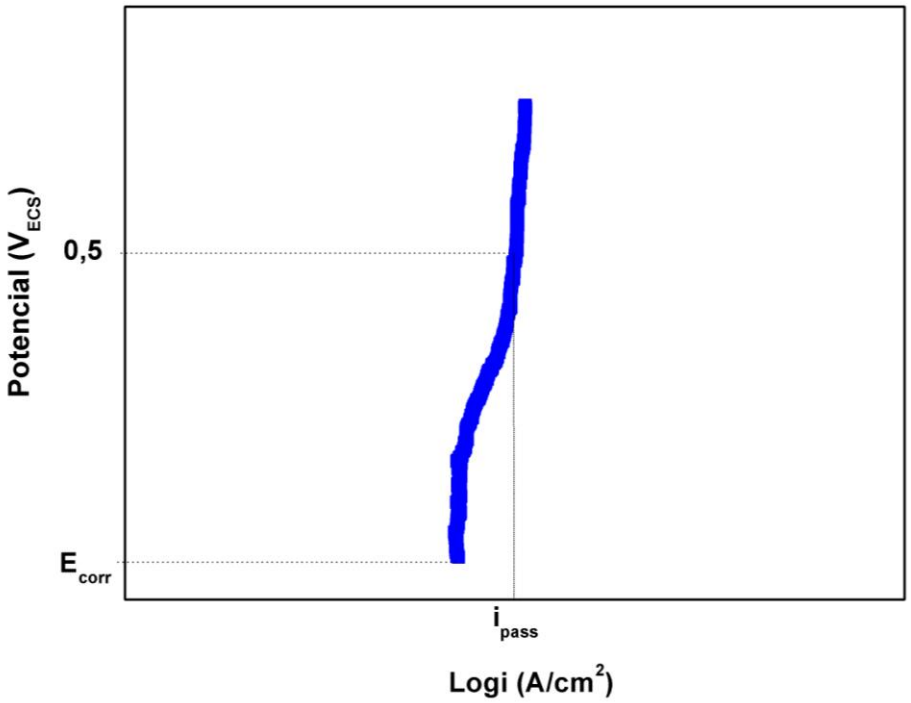


Figura 11. Curva de polarização esquemática para o titânio

O ensaio foi realizado em soluções de salivas artificiais (Tabela 2), pH ácido 4,8 e pH neutro 6,8, naturalmente aeradas e temperatura em torno de 25°C, com taxa de varredura de 1 mV/s, partindo-se do potencial de corrosão (E_{corr}) até 800 mV_{ECS}. O pH foi calibrado com adição de HCl.

Tabela 2 - Composição saliva artificial

Substâncias	**Concentração (1 L)**
Fosfato diácido de potássio	0,326 g
Fosfato dibásico de potássio	0,803 g
Cloreto de potássio	0,62 g
Cloreto de sódio	0,865 g
Cloreto de magnésio ($6H_2O$)	0,125 g
Cloreto de cálcio (H_2O)	0,072 g
Fluoreto de sódio	4,25 mg
Conservantes (Nipagin/ Nipasol)	10 mL
Água qsp	1,0 L

Cada um dos nove grupos de eletrodo de trabalho (n=6), após serem imersos nas soluções desinfetantes, foram divididos em 2 subgrupos (n=3), pois os ensaios foram realizados em triplicatas e utilizados dois eletrólitos, salivas artificiais ácida e neutra, nos ensaios de polarização potenciodinâmica anódica (Tabela 3).

Tabela 3 – Subgrupos para ensaio de polarização potenciodinâmica anódica

	salivas	
Soluções	**ácida**	**neutra**
Água destilada	10 min	10 min
Ácido Peracético 0,2%	10 min	10 min
Ácido Peracético 0,2%	30 min	30 min
Ácido Peracético 0,2%	40 min	40 min
Ácido Peracético 0,2%	120 min	120 min
Ácido Peracético 2%	30 min	30 min
Ácido Peracético 2%	120 min	120 min
Hipoclorito de Sódio 1%	10 min	10 min
Hipoclorito de Sódio 1%	40 min	40 min

4.5 Ensaio de microscopia eletrônica de varredura e Espectrometria de Energia Dispersiva de Raios-X - EDS

A caracterização microestrutural das superfícies foi realizada por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) (*Philips FEG Xl30*; Philips, Amsterdam, Holanda), que pela troca de energia entre o feixe de elétrons e o corpo-de-prova resulta na emissão de elétrons e radiação eletromagnética, que é detectada e produz uma imagem. Na microanálise dos corpos-de-prova foi utilizado espectrometria de energia dispersiva de raios-X (EDS - *Philips FEG Xl30*), onde feixes de elétrons incidem sobre o corpo-de-prova, os elétrons mais externos dos átomos e os íons constituintes são excitados, mudando de níveis energéticos, ao retornarem para a posição inicial liberam a energia adquirida a qual é emitida em um comprimento de onda no espectro de raios-X. Um detector instalado na câmara de vácuo do MEV mede a energia associada a esses elétrons. Como os elétrons de um determinado átomo possuem energias distintas, é possível, no ponto de incidência do feixe, determinar quais elementos químicos estão presentes naquele local.

Para realização destes ensaios foi empregado um corpo-de-prova representativo de cada subgrupo. Os corpos-de-prova foram desembutidos porque a resina poliéster é um material não condutor de eletricidade, a seguir eram colados com fita carbono, material condutor de eletricidade, em uma placa de alumínio. Foi passada ao redor dos corpos-de-prova e na fita carbono uma camada de tinta prata para melhorar o contraste das imagens.

5 Resultados

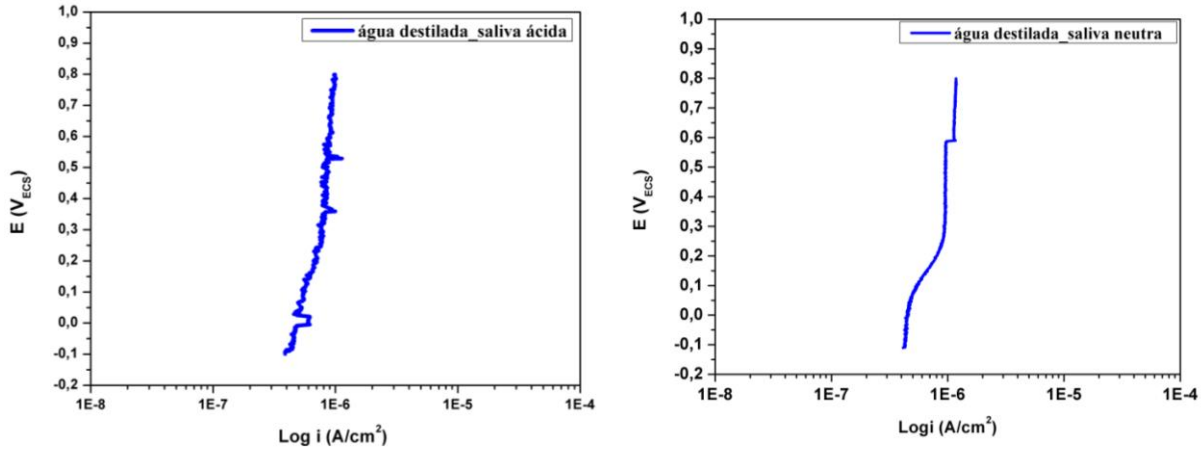
5.1 Corrosão eletroquímica

Os dados obtidos em cada solução, água destilada (Tabela 4), hipoclorito de sódio 1% (Tabela 5), ácido peracético 0,2% (Tabela 6) e ácido peracético 2% (Tabela 7) consistem de valores numéricos com três repetições, resultantes da mensuração do E_{corr} e I_{pass} dos corpos-de-prova em dois eletrólitos, saliva ácida e saliva neutra. Os dados foram obtidos por meio das curvas de polarização potenciodinâmica anódica, foram obtidas 3 curvas para cada condição experimental, sendo selecionada uma curva representativa. As curvas de polarização representativas das amostras de titânio em salivas neutra (A) e ácida (B) imersas em água destilada por 10 min (controle) são apresentadas na Figura 12.

Foram estabelecidos os valores médios e desvios padrões de E_{corr} e I_{pass} (Tabela 4), a partir das curvas de polarização das três amostras de titânio em salivas neutra e ácida imersas em água destilada.

Tabela 4 – Valores dos potenciais de corrosão (E_{corr}) e de densidades de corrente passivas (I_{pass}), após imersão em **água destilada**, a partir das curvas de polarização anódicas em salivas ácida e neutra.

	Saliva ácida		**Saliva neutra**	
Tempo	**E_{corr} (V)**	**I_{pass} (A/cm^2)**	**E_{corr} (V)**	**I_{pass} (A/cm^2)**
10 min	$-0{,}99\times10^{-1}$	$0{,}87\times10^{-6}$	$-2{,}10\times10^{-1}$	$1{,}00\times10^{-6}$
	$0{,}05\times10^{-1}$	$1{,}24\times10^{-6}$	$-1{,}60\times10^{-1}$	$0{,}99\times10^{-6}$
	$1{,}10\times10^{-1}$	$0{,}96\times10^{-6}$	$-1{,}10\times10^{-1}$	$0{,}96\times10^{-6}$
Média Desvio padrão	$0{,}04\times10^{-1}$ (±1,04)	$1{,}02\times10^{-6}$ (±0,19)	$-1{,}60\times10^{-1}$ (±0,50)	$0{,}98\times10^{-6}$ (±0,02)



(A) (B)

Figura 12. Curvas de polarização anódicas das amostras de titânio em saliva ácida (A) e neutra (B) imersas em água destilada por 10 min.

Por meio das curvas de polarização da Figura 12 verifica-se que tanto as amostras de titânio polarizadas em saliva ácida como em saliva neutra apresentaram potenciais de corrosão similares, -0,99 x 10^{-1} V e -1,10 x 10^{-1} V, respectivamente. As curvas apresentaram densidade de corrente passiva (I_{pass}) baixas, da ordem de 10^{-7} a 10^{-6} A/cm^2, durante toda a varredura de potenciais até 800 mV$_{ECS}$, não apresentando aumento abrupto da densidade de corrente, que caracteriza a ruptura do filme óxido passivo, evidenciando a elevada resistência à corrosão do titânio quando imersos em água destilada.

Tabela 5 – Valores dos potenciais de corrosão (E_{corr}) e de densidades de corrente passivas (i_{pass}), após imersão em **hipoclorito de sódio a 1%**, a partir das curvas de polarização anódicas em saliva ácida e neutra.

Tempo	Saliva ácida		Saliva neutra	
	E_{corr} (V)	**I_{pass} (A/cm^2)**	**E_{corr} (V)**	**I_{pass} (A/cm^2)**
10 min	$-1{,}10\times10^{-1}$	$0{,}88\times10^{-6}$	$-1{,}85\times10^{-1}$	$1{,}52\times10^{-6}$
	$-1{,}00\times10^{-1}$	$1{,}01\times10^{-6}$	$-1{,}72\times10^{-1}$	$1{,}07\times10^{-6}$
	$-0{,}90\times10^{-1}$	$0{,}98\times10^{-6}$	$-0{,}80\times10^{-1}$	$1{,}33\times10^{-6}$
Média Desvio padrão	$-1{,}00\times10^{-1}$ (±0,100)	$0{,}96\times10^{-6}$ (±0,07)	$-1{,}46\times10^{-1}$ (±0,57)	$1{,}31\times10^{-6}$ (±0,23)
40 min	$-1{,}35\times10^{-1}$	$1{,}31\times10^{-6}$	$-2{,}45\times10^{-1}$	$1{,}33\times10^{-6}$
	$-2{,}80\times10^{-1}$	$1{,}20\times10^{-6}$	$-3{,}16\times10^{-1}$	$1{,}11\times10^{-6}$
	$-1{,}27\times10^{-1}$	$1{,}17\times10^{-6}$	$-1{,}63\times10^{-1}$	$4{,}15\times10^{-6}$
Média Desvio padrão	$-1{,}35\times10^{-1}$ (±0,86)	$1{,}23\times10^{-6}$ (±0,07)	$-2{,}41\times10^{-1}$ (±0,77)	$1{,}28\times10^{-6}$ (±0,16)

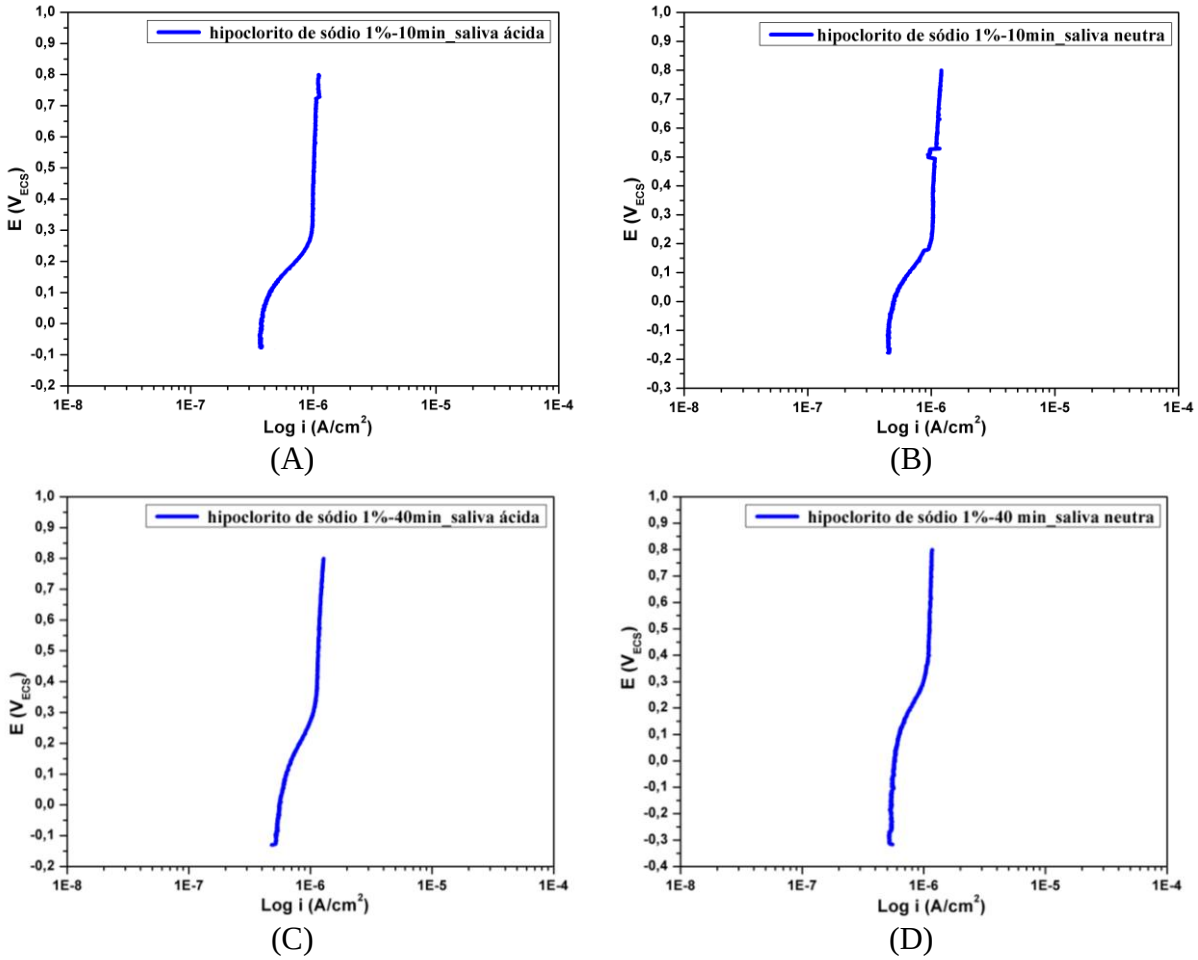


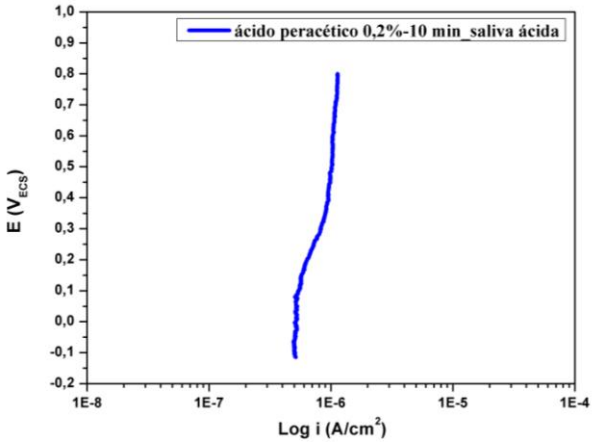
Figura 13. Curvas de polarização anódicas das amostras de titânio em salivas ácida (A, C) e neutra (B, D) imersas em hipoclorito de sódio 1% por 10 min (A, B) e por 40 min (B, D).

Pelas curvas de polarização, representativas das amostras de titânio em salivas ácida (Fig. 13 A e C) e neutra (Fig. 13 B e D) observa-se que as amostras de titânio polarizadas em ambos tipos de saliva, após desinfecção em hipoclorito de sódio 1% por 10 e 40 min, apresentaram potenciais de corrosão similares.

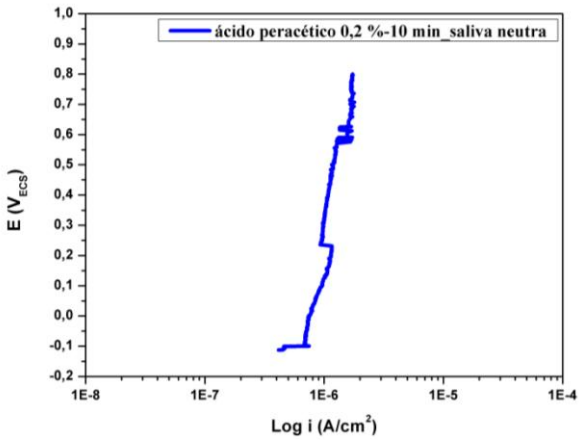
Os valores médios do E_{corr} após desinfecção em hipoclorito de sódio a 1% por 10 e 40 min e polarizadas em salivas ácida e neutra evidenciaram que as amostras polarizadas em saliva neutra apresentam um potencial de corrosão mais ativo (Tabela 5). As densidades de corrente passivas (I_{pass}) baixas, da ordem de 10^{-7}a 10^{-6} A/cm^2 (Figura 13), não caracterizam ruptura do filme passivo.

Tabela 6 – Valores dos potenciais de corrosão (E_{corr}) e de densidades de corrente passivas (i_{pass}), após imersão em **ácido peracético a 0,2 %,** a partir das curvas de polarização anódicas em saliva ácida e neutra.

Tempo	Saliva ácida		Saliva neutra	
	E_{corr} (V)	I_{pass} (A/cm^2)	E_{corr} (V)	I_{pass} (A/cm^2)
10 min	$-1,70\times10^{-1}$	$1,05\times10^{-6}$	$-1,04\times10^{-1}$	$1,16\times10^{-6}$
	$-1,14\times10^{-1}$	$1,02\times10^{-6}$	$-0,97\times10^{-1}$	$1,84\times10^{-6}$
	$-0,60\times10^{-1}$	$1,18\times10^{-6}$	$-1,50\times10^{-1}$	$0,94\times10^{-6}$
Média	$-1,15\times10^{-1}$	$1,08\times10^{-6}$	$-1,17\times10^{-1}$	$1,31\times10^{-6}$
Desvio padrão	(±0,550)	(±0,085)	(±0,288)	(±0,470)
30 min	$0,14\times10^{-1}$	$1,06\times10^{-6}$	$-0,99\times10^{-1}$	$1,17\times10^{-6}$
	$0,34\times10^{-1}$	$1,14\times10^{-6}$	$-1,45\times10^{-1}$	$0,88\times10^{-6}$
	$-0,78\times10^{-1}$	$1,04\times10^{-6}$	$-0,06\times10^{-1}$	$2,08\times10^{-6}$
Média	$-0,10\times10^{-1}$	$1,08\times10^{-6}$	$-1,03\times10^{-1}$	$1,38\times10^{-6}$
Desvio padrão	(±0,597)	(±0,053)	(±0,397)	(±0,626)
40 min	$-1,03\times10^{-1}$	$1,18\times10^{-6}$	$-1,06\times10^{-1}$	$1,12\times10^{-6}$
	$0,14\times10^{-1}$	$1,84\times10^{-6}$	$-2,30\times10^{-1}$	$0,89\times10^{-6}$
	$-0,11\times10^{-1}$	$1,27\times10^{-6}$	$-1,04\times10^{-1}$	$0,76\times10^{-6}$
Média	$-0,33\times10^{-1}$	$1,43\times10^{-6}$	$-1,47\times10^{-1}$	$0,92\times10^{-6}$
Desvio padrão	(±0,597)	(±0,358)	(±0,722)	(±0,182)
120 min	$0,42\times10^{-1}$	$1,09\times10^{-6}$	$-1,38\times10^{-1}$	$1,31\times10^{-6}$
	$0,18\times10^{-1}$	$1,60\times10^{-6}$	$-2,20\times10^{-1}$	$0,90\times10^{-6}$
	$-0,05\times10^{-1}$	$0,92\times10^{-6}$	$-0,05\times10^{-1}$	$0,92\times10^{-6}$
Média	$0,18\times10^{-1}$	$1,20\times10^{-6}$	$-1,21\times10^{-1}$	$1,04\times10^{-6}$
Desvio padrão	(±0,235)	(±0,354)	(±1,085)	(±0,231)



(A)



(B)

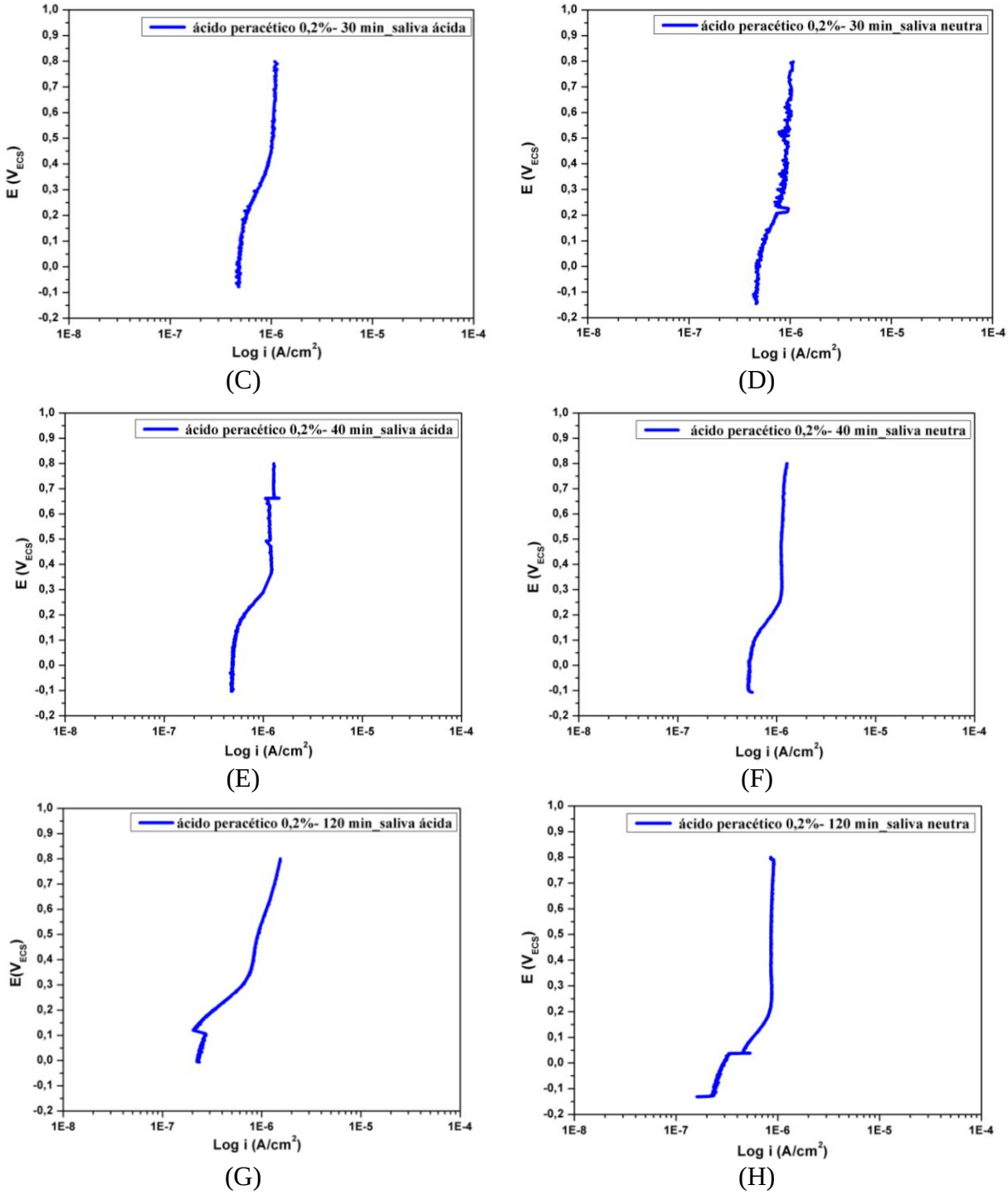


Figura 14. Curvas de polarização anódicas das amostras de titânio em saliva ácida (A, C, E,G) e neutra (B, D, F,H) imersas em ácido percético 0,2% 10 (A,B), 30 (C,D),40 (E,F) e 120 minutos (G,H).

As curvas de polarização da Figura 14 evidenciaram que as amostras de titânio polarizadas em salivas ácida e neutra, após desinfecção em ácido peracético 0,2% por 10, 30, 40 e 120 minutos, apresentaram potenciais de corrosão similares. As amostras de titânio desinfetadas por 10 minutos e polarizadas em saliva ácida apresentou E_{corr} médio de -1,15 x

10^{-1} V (Tabela 6), e por 30 e 40 minutos os valores médios apresentados foram de -0,10 x 10^{-1} V e -0,33 x 10^{-1} V, respectivamente (Tabela 6). Após 120 minutos de imersão o potencial de corrosão das amostras polarizadas em saliva ácida apresentou valor médio de 0,18 x 10^{-1} V (Tabela 6), indicando que com o aumento do tempo de exposição há uma tendência à estabilização do filme passivo.

Os potenciais de corrosão das amostras de titânio nos diferentes períodos de desinfecção, polarizadas em saliva neutra apresentam valores médios que variam de -1,17 x10^{-1} V a -1,21x10^{-1} V (Tabela 6), mostrando a grande passividade do filme de óxido nesse meio.

As curvas apresentaram densidade de corrente passiva (I_{pass}) reduzidas, da ordem de 10^{-7} – 10^{-6} A/cm^2, durante toda a varredura de potenciais até 800 mV_{ECS}, não caracterizando ruptura do filme óxido passivo, evidenciando elevada resistência à corrosão após desinfecção em ácido peracético 0,2% em todos os períodos de imersão avaliados.

Tabela 7 – Valores dos potenciais de corrosão (E_{corr}) e de densidades de corrente passivas (i_{pass}), após imersão em **ácido peracético a 2 %,** a partir das curvas de polarização anódicas em saliva ácida e neutra.

Tempo	**Saliva ácida**		**Saliva neutra**	
	E_{corr} (V)	**I_{pass} (A/cm^2)**	**E_{corr} (V)**	**I_{pass} (A/cm^2)**
30 min	-0,72×10^{-1}	1,06×10^{-6}	-0,96×10^{-1}	1,22×10^{-6}
	-0,23×10^{-1}	1,33×10^{-6}	-0,90×10^{-1}	1,10×10^{-6}
	0,53×10^{-1}	1,73×10^{-6}	-0,29×10^{-1}	1,81×10^{-6}
Média Desvio-padrão	-0,14×10^{-1} (±0,63)	1,37×10^{-6} (±0,34)	-0,72×10^{-1} (±0,37)	1,38×10^{-6} (±0,38)
120 min	-1,38×10^{-1}	0,86×10^{-6}	-0,94×10^{-1}	1,19×10^{-6}
	-0,48×10^{-1}	1,34×10^{-6}	-0,28×10^{-1}	1,83×10^{-6}
	0,03×10^{-1}	1,34×10^{-6}	0,05×10^{-1}	2,30×10^{-6}
Média Desvio padrão	-0,61×10^{-1} (±0,71)	1,18×10^{-6} (±0,28)	-0,39×10^{-1} (±0,50)	1,77×10^{-6} (±0,56)

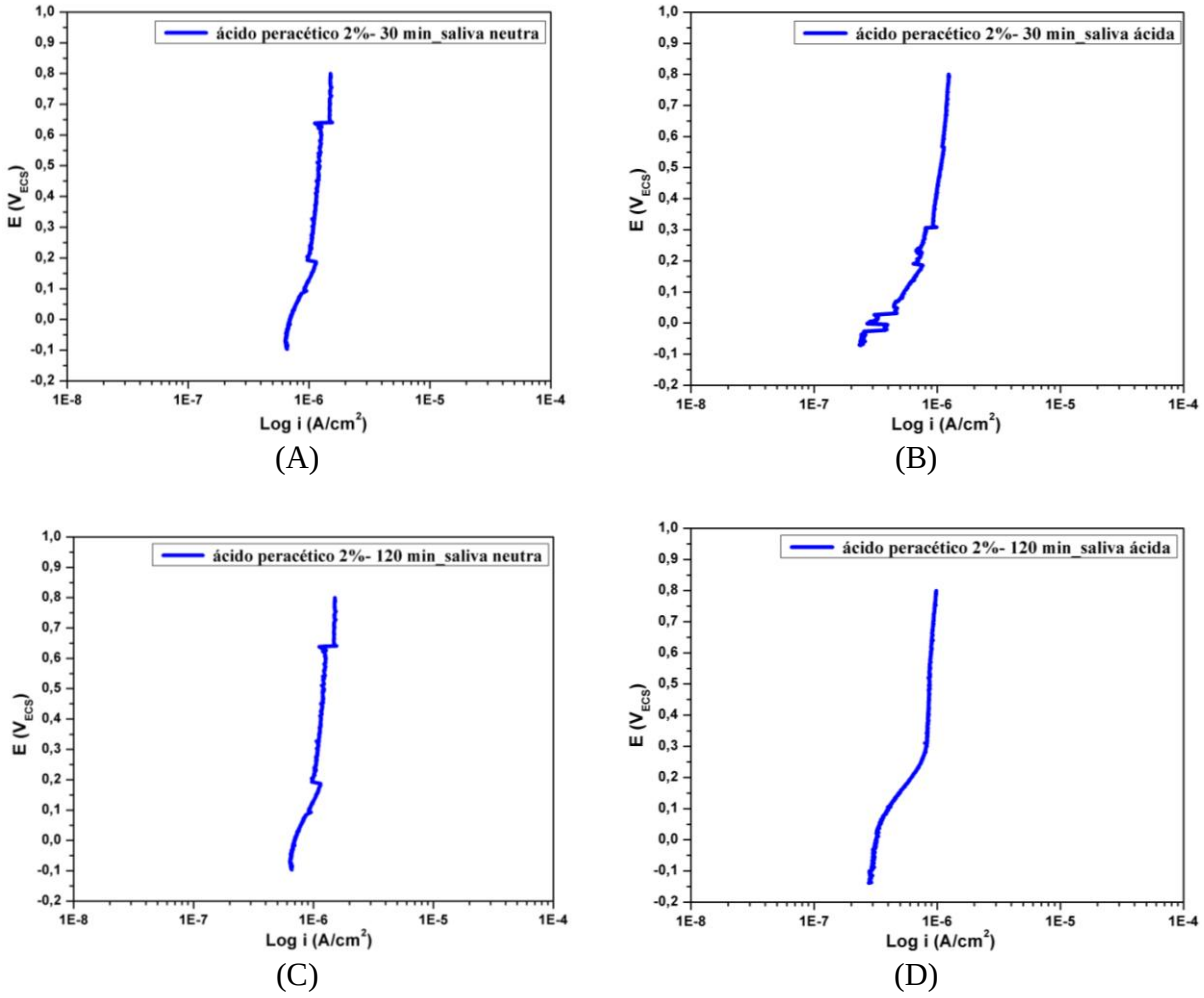


Figura 15. Curvas de polarização anódicas das amostras de titânio em saliva ácida (A, C) e neutra (B, D) imersas em ácido peracético 2% por 30 min (A, B) e por 120 min (B, D).

As curvas de polarização da Figura 15 mostram que os potenciais de corrosão são similares. As amostras de titânio desinfetadas com ácido peracético 2% por 30 minutos e polarizadas em saliva ácida apresentou E_{corr} médio de -0,14 x 10^{-1} V e em saliva neutra apresentou E_{corr} médio de -0,72 x 10^{-1} V. Os potenciais de corrosão (E_{corr}) após desinfecção por 120 minutos das amostras polarizadas em salivas ácida e neutra foram -0,61 x 10^{-1} V e 0,39x 10^{-1} V, respectivamente, evidenciando que os potenciais não apresentam variação evidente em função do pH da saliva (Tabela 7).

As densidades de corrente passiva (I_{pass}) variaram de 10^{-7} a 10^{-6} A/cm^2, durante toda a varredura de potenciais até 800 mV_{ECS}, não caracterizando ruptura do filme óxido passivo devido aos baixos valores de I_{pass}.

5.1.1 Avaliação das soluções desinfetantes por diferença de eletrólitos (salivas ácida e neutra)

Para a comparação dos valores de E_{corr} e I_{pass} quando os testes de polarização potenciodinâmica anódica foram realizados em salivas artificiais ácidas e neutras foram realizados testes t Student (Apêndice A- Tabelas 1-9) não evidenciando significância estatística ($p>0,05$), nas diferentes soluções e períodos de imersão.

5.1.2 Comparação entre Água Destilada (controle) e Soluções Desinfetantes

Na comparação dos testes de polarização potenciodinâmica anódica entre água destilada (controle) e as diferentes soluções desinfetantes e períodos de imersão, realizados em saliva artificial ácida, os testes t Student (Apêndice B- Tabelas 1-8) mostraram não haver diferenças estatisticamente significantes ($p>0,05$) para os valores de E_{corr} e I_{pass}. Para o ensaio realizado em saliva artificial neutra, os testes t Student (Apêndice B- Tabelas 9-16) evidenciaram significância estatítica ($p<0,05$) apenas para as comparações de I_{pass} em água destilada (controle) e hipoclorito de sódio 1% (40 min), e de E_{corr} em água destilada (controle) e ácido peracético 2% (120 min) (Tabela 8). Apesar da diferença apontada pelos testes estatísticos, os valores de E_{corr} e I_{pass} apresentam valores com a mesma ordem de grandeza.

Tabela 8 – Resultado dos testes t Student para a comparação entre Água Destilada (controle) e Soluções Desinfetantes em seus respectivos tempos em saliva neutra.

Comparação	E_{corr}	I_{pass}
Água destilada x hipoclorito 1% - 10 min	ns	ns
Água destilada x hipoclorito 1% - 40 min	ns	s
Água destilada x Ácido peracético 0,2% - 10 min	ns	ns
Água destilada x Ácido peracético 0,2% - 30 min	ns	ns
Água destilada x Ácido peracético 0,2% - 40 min	ns	ns
Água destilada x Ácido peracético 0,2% - 120 min	ns	ns
Água destilada x Ácido peracético 2% - 30 min	ns	ns
Água destilada x Ácido peracético 2% - 120 min	s	ns

s = significante ($p\leq0,05$); ns = não significante ($p>0,05$).

5.1.3 Comparação entre tempos

5.1.3.1 Hipoclorito de Sódio 1%

Na comparação entre 10 min e 40 min, os testes t Student evidenciaram significância estatística ($p<0,05$) apenas entre os valores de I_{pass} em saliva ácida. (Tabela 9).

Tabela 9- Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} e I_{pass} para a comparação entre hipoclorito de sódio 1% 10 min e 40 min em saliva ácida e neutra.

	Saliva ácida		**Saliva neutra**	
	E_{corr}	I_{pass}	E_{corr}	I_{pass}
Valor calc. de t	1,61	4,66	1,73	0,90
G L	4	4	4	4
Média 10min	$-1,00\times10^{-1}$	$0,96\times10^{-6}$	$-1,46\times10^{-1}$	$1,31\times10^{-6}$
Média 40 min	$-1,81\times10^{-1}$	$1,23\times10^{-6}$	$-2,41\times10^{-1}$	$2,20\times10^{-6}$
Prob igualdade	18,16%	1,08%	15,74%	57,88%
Significância	ns	s	ns	ns

s=significante ($p < 0,05$); ns= não significante ($p > 0,05$).

5.1.3.2 Ácido Peracético 0,2%

Na comparação entre os períodos de imersão em ácido peracético 0,2% quando os testes de polarização foram realizados em salivas ácida e neutra, os testes t Student (Apêndice C – Tabelas 2-7) evidenciaram significância estatística ($p<0,05$) apenas para os valores de E_{corr} em saliva ácida, entre os períodos de 10 min e 120 min (Tabela 10).

Tabela 10- Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} e I_{pass} do ácido peracético 0,2% na comparação entre períodos de imersão em saliva ácida e neutra

	Saliva ácida		**Saliva neutra**	
	E_{corr}	I_{pass}	E_{corr}	I_{pass}
10 min x 30 min	ns	ns	ns	ns
10 min x 40 min	ns	ns	ns	ns
10 min x 120 min	s	ns	ns	ns
30 min x 40 min	ns	ns	ns	ns
30 min x 120 min	ns	ns	ns	ns
40 min x 120 min	ns	ns	ns	ns

s=significante ($p < 0,05$); ns= não significante ($p > 0,05$).

5.1.3.3 Ácido Peracético 2%

Para os ensaios realizados em salivas ácida e neutra, os testes t Student não evidenciaram significância estatítica ($p>0,05$) (Apêndice C – Tabela18) na comparação entre os períodos de imersão de 30 e 120 min.

5.1.4 Comparação entre soluções desinfetantes

Na comparação entre ácido peracético 0,2% e hipoclorito de sódio 1%, 10 min e 40 min de imersão em ácido peracético a 0,2% e 2%, nos períodos de 30 e 120 minutos de desinfecção os testes t Student (Apêndice D – Tabelas 1, 2, 3 e 4) não evidenciaram significância estatística ($p>0,05$) para os valores de E_{corr} e de $I_{pass.}$

Na comparação entre ácido peracético 2% e hipoclorito de sódio 1%, nos períodos de 30 min e 40 min de desinfecção, os testes t Student (Apêndice D – Tabela 5) evidenciaram significância estatística ($p\leq0,05$) apenas para o valor de E_{corr} em saliva neutra.

5.2 Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Energia Dispersiva de Raio X (EDS)

Como análise completar, uma amostra de cada situação experimental foi avaliada por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) associada à Energia Dispersiva de Raio X (EDS) para análise da superfície do titânio comercialmente puro grau 4.

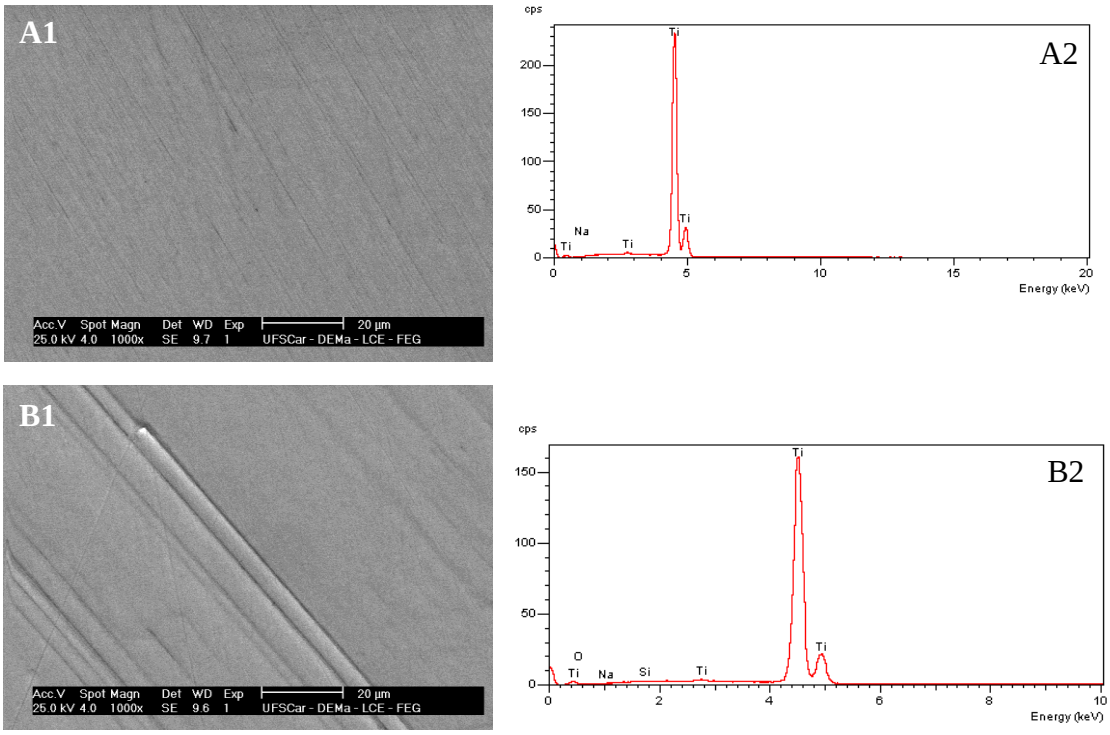


Figura 16 – Fotomicrografias de Ti cp após imersão por 10 min em água destilada em ensaio de polarização potenciodinâmica anódica em saliva neutra (A1) e ácida (B1) e gráficos da análise qualitativa da superfície em saliva neutra (A2) e ácida (B2).

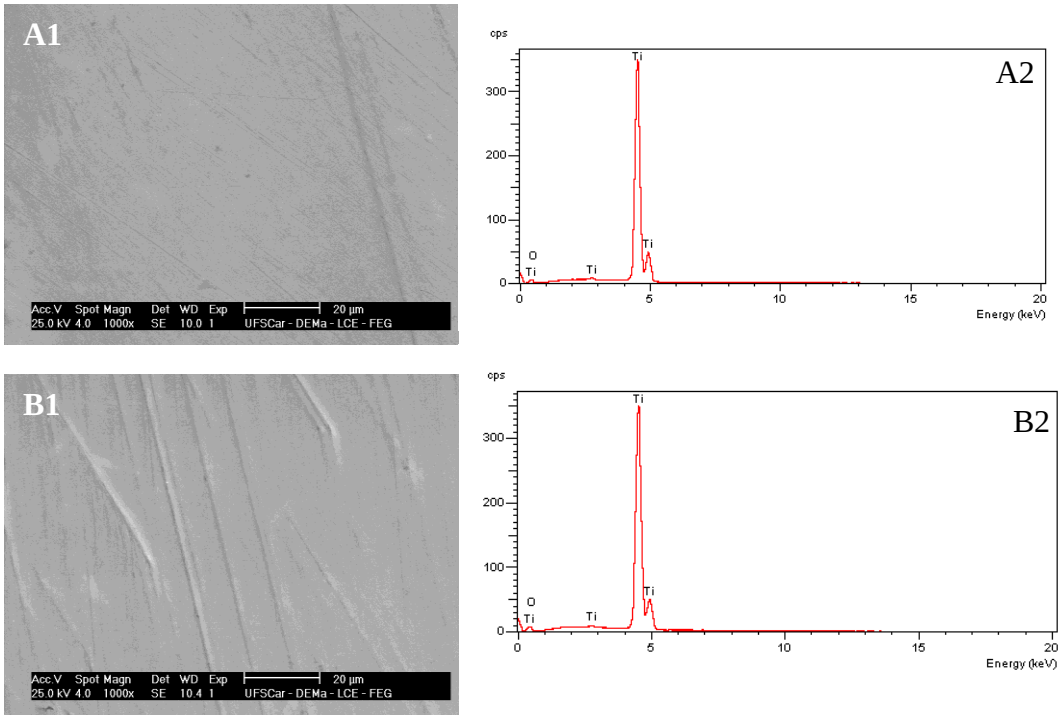


Figura 17 – Fotomicrografias de Ti cp após desinfecção por 10 min em hipoclorito de sódio 1% em ensaio de polarização potenciodinâmica anódica em saliva neutra (A1) e ácida (B1) e gráficos da análise qualitativa da superfície em saliva neutra (A2) e ácida (B2).

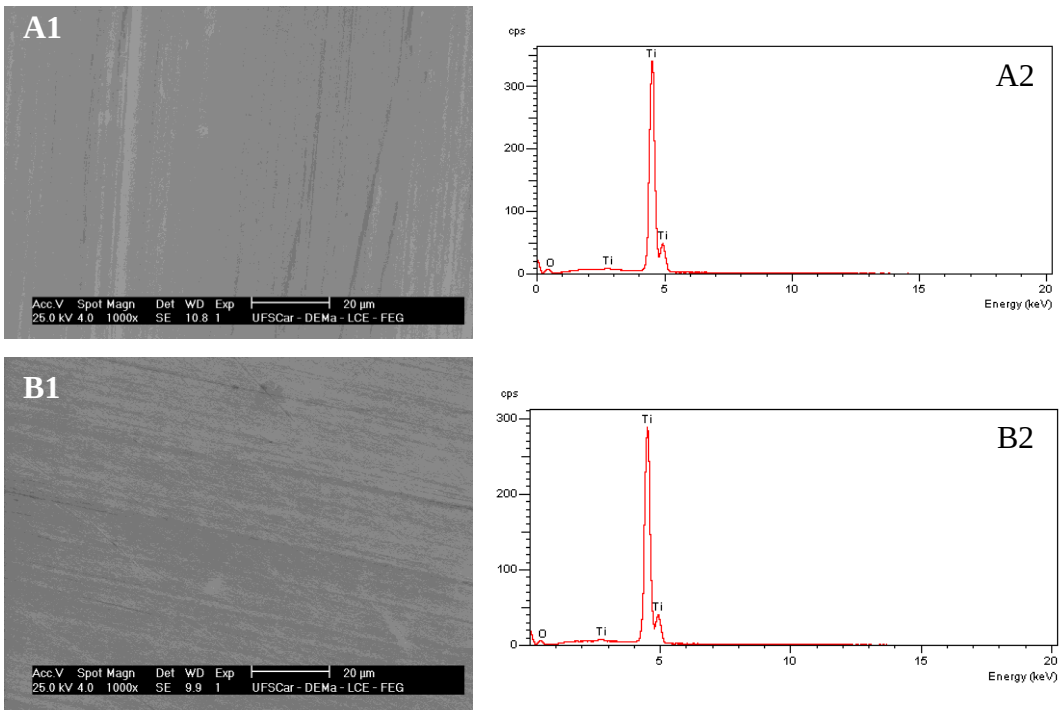


Figura 18 – Fotomicrografias de Ti cp após desinfecção por 40 min em hipoclorito de sódio 1% em ensaio de polarização potenciodinâmica anódica em saliva neutra (A1) e ácida (B1) e gráficos da análise qualitativa da superfície em saliva neutra (A2) e ácida (B2).

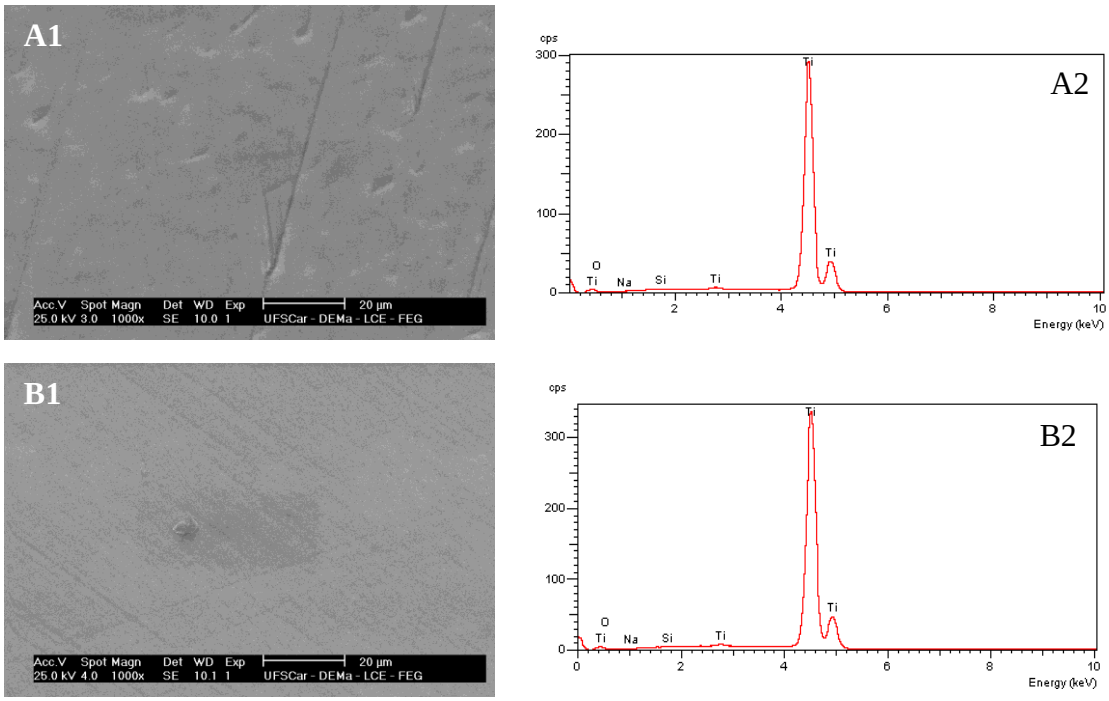


Figura 19 – Fotomicrografias de Ti cp após desinfecção por 10 min em ácido peracético 0,2% em ensaio de polarização potenciodinâmica anódica em saliva neutra (A1) e ácida (B1) e gráficos da análise qualitativa da superfície em saliva neutra (A2) e ácida (B2).

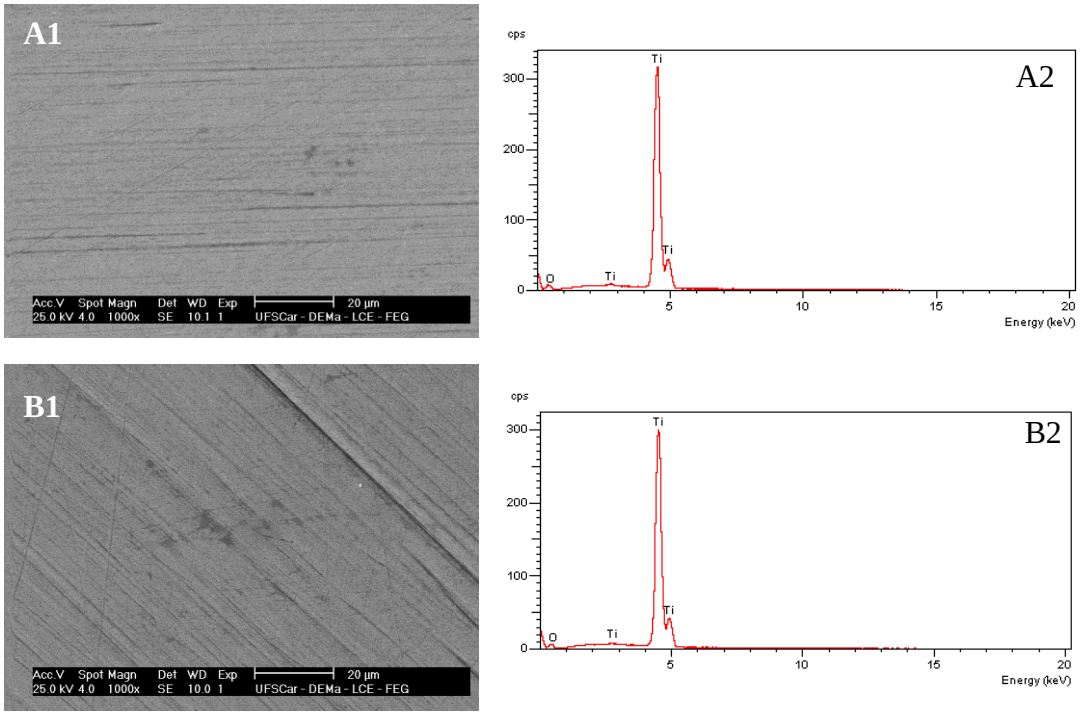


Figura 20 - Fotomicrografias de Ti cp após desinfecção por 30 min em ácido peracético 0,2% em ensaio de polarização potenciodinâmica anódica em salivas neutra (A1) e ácida (B1) e gráficos da análise qualitativa de superfície em salivas neutra (B1) e ácida (B2).

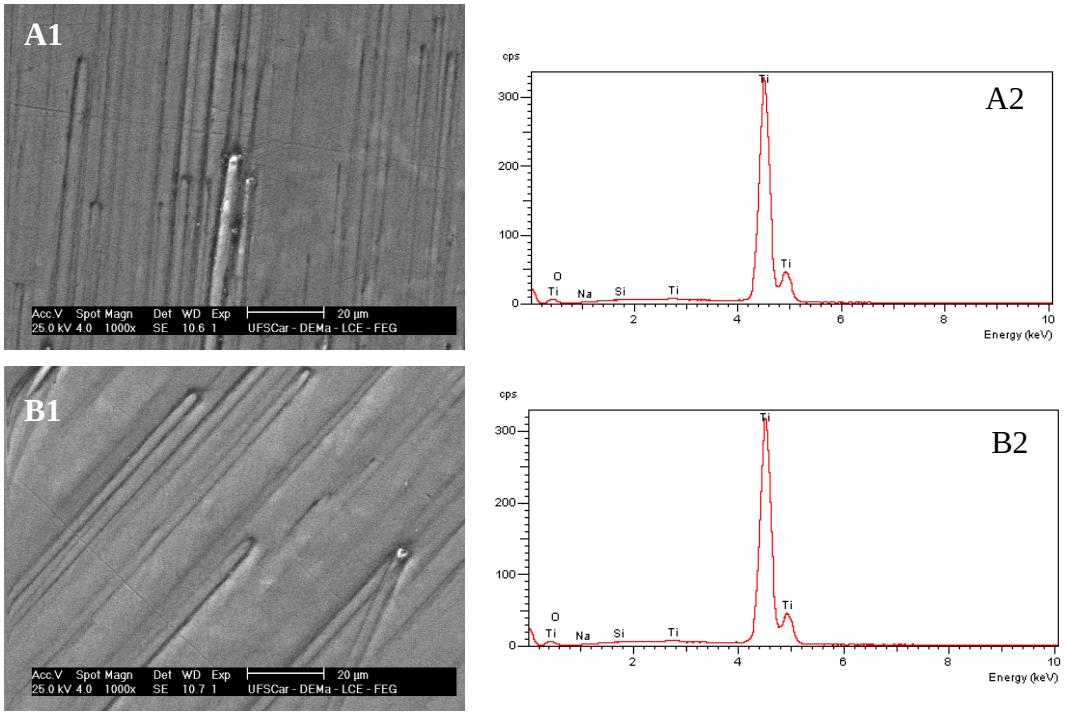


Figura 21 - Fotomicrografias de Ti cp após desinfecção por 40 min em ácido peracético 0,2% em ensaio de polarização potenciodinâmica anódica em salivas neutra (A1) e ácida (B1) e gráficos da análise qualitativa de superfície em salivas neutra (B1) e ácida (B2).

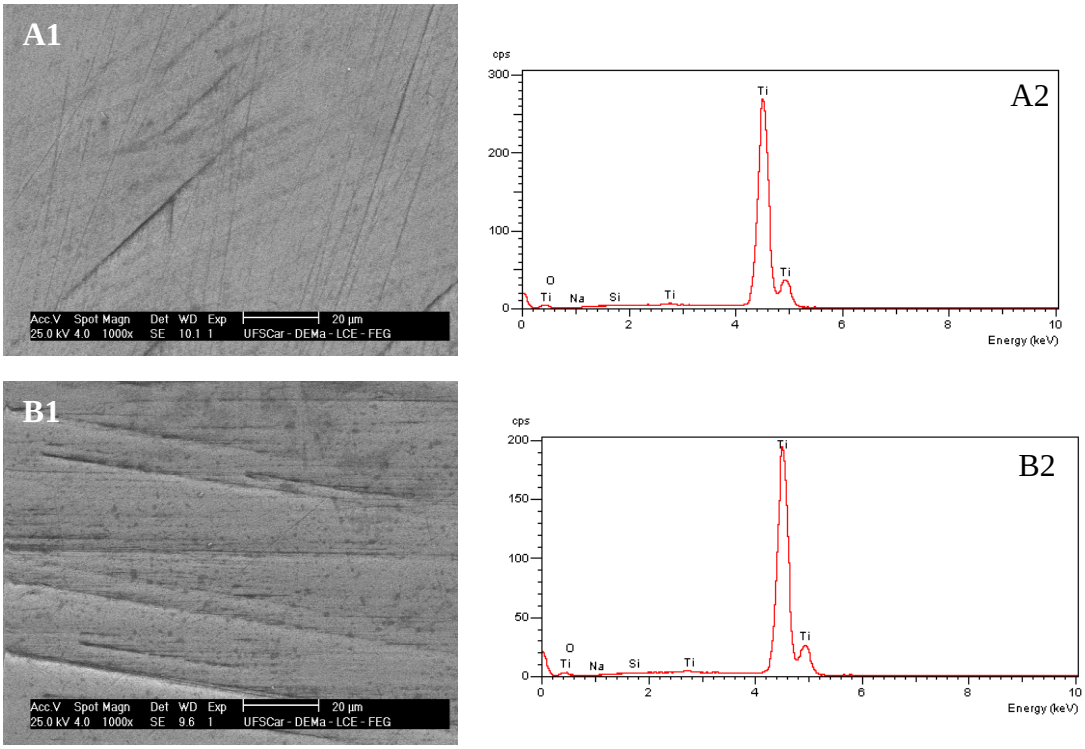


Figura 22 - Fotomicrografias de Ti cp após desinfecção por 120 min em ácido peracético 0,2% em ensaio de polarização potenciodinâmica anódica em salivas neutra (A1) e ácida (B1) e gráficos da análise qualitativa de superfície em salivas neutra (B1) e ácida (B2).

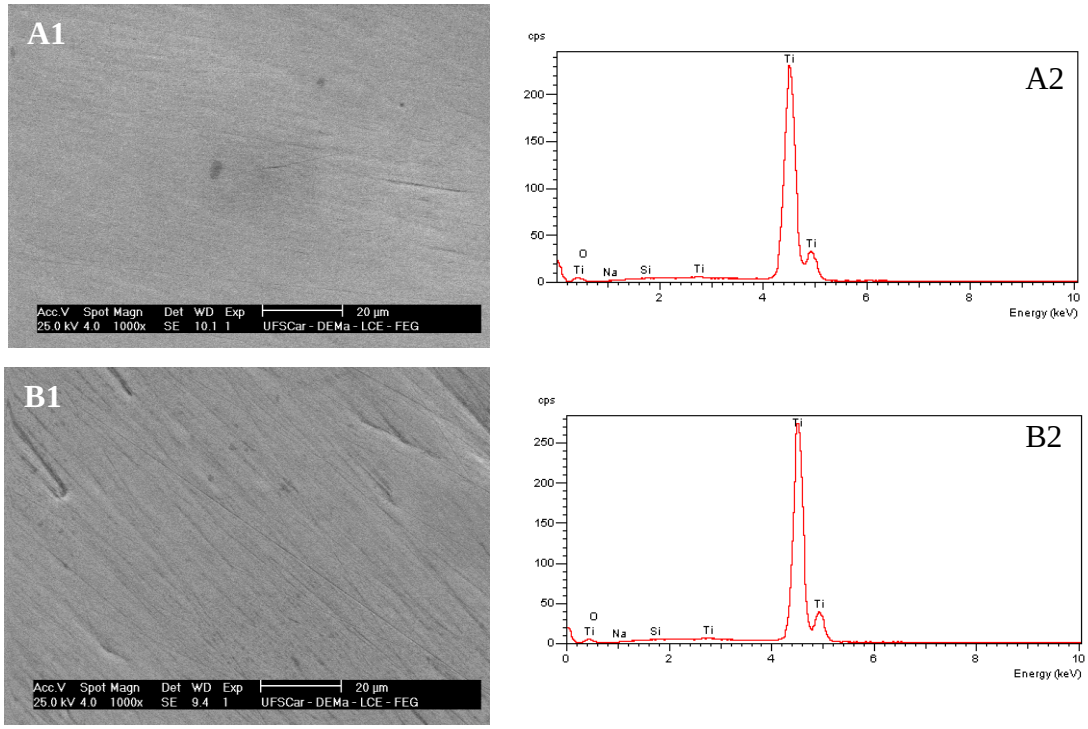


Figura 23 - Fotomicrografias de Ti cp após desinfecção por 30 min em ácido peracético 2% em ensaio de polarização potenciodinâmica anódica em salivas neutra (A1) e ácida (B1) e gráficos da análise qualitativa de superfície em salivas neutra (B1) e ácida (B2).

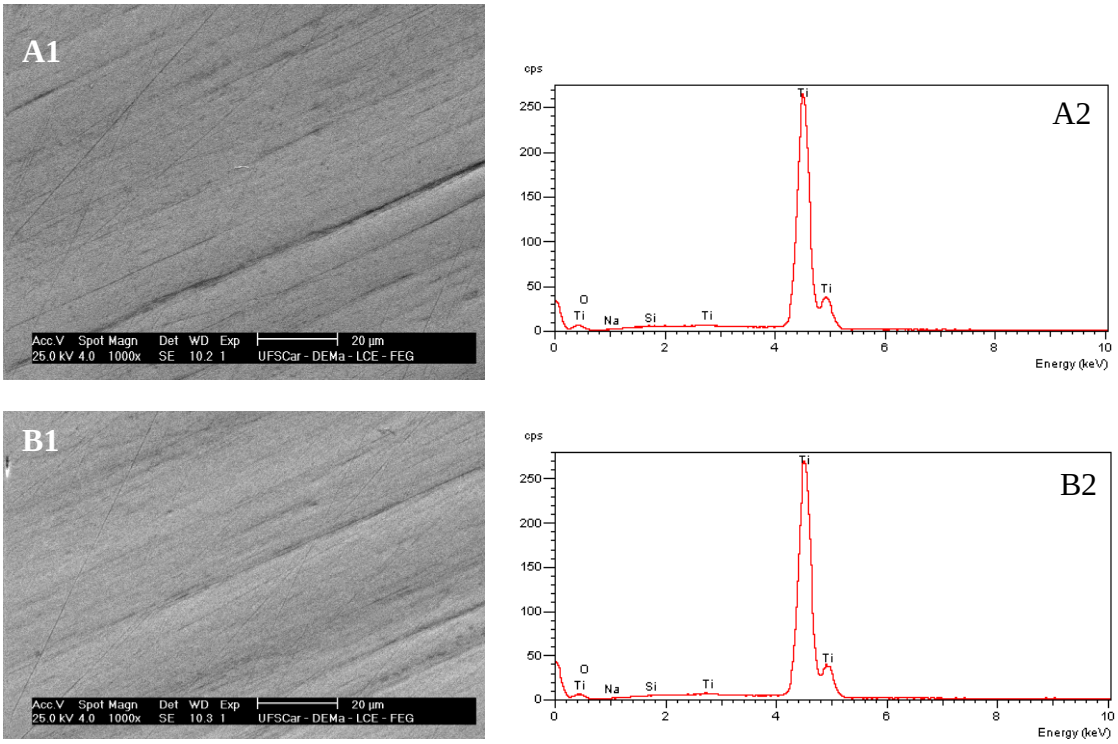


Figura 24 - Fotomicrografias de Ti cp após desinfecção por 120 min em ácido peracético 2% em ensaio de polarização potenciodinâmica anódica em salivas neutra (A1) e ácida (B1) e gráficos da análise qualitativa de superfície em salivas neutra (B1) e ácida (B2).

A análise das fotomicrografias do titânio imerso em água destilada (controle), tanto nos ensaios de polarização anódica em saliva neutra (Figura 16) e ácida (Figura 17) não apresentaram defeitos que são passíveis de corrosão generalizada e por “pits”. As fotomicrografias (Figuras 18-33) são semelhantes ao controle e assim pode-se observar que as soluções desinfetantes utilizadas não provocam corrosão no titânio. Os riscos que são apresentados nas fotomicrografias são marcas das lixas utilizadas no polimento das amostras e o silício que está presente nos gráficos de espectroscopia por dispersão de raios-X, apenas nas amostras que apresentam riscos, são resíduos das lixas que são compostas de carbeto de silício. Os gráficos obtidos por meio de espectrometria de massa por dispersão de raios-X apresenta apenas a composição do metal analisado, o titânio comercialmente puro e nenhum outro elemento que poderia ser resíduo dos desinfetantes é mostrado.

6 Discussão

Corrosão é definida como degradação de um material por ação química ou eletroquímica do meio ambiente aliada ou não a esforços mecânicos (GENTIL, 1996). A corrosão dos materiais metálicos é influenciada por vários fatores que modificam o ataque químico ou eletroquímico, não havendo, portanto, um único método de ensaio de corrosão (WOLYNEC, 2003), dentre os vários métodos de estudo da corrosão eletroquímica, os testes de polarização potenciodinâmica anódica *in vitro* são empregados em muitos estudos, pois são suficientemente sensíveis, mesmo para avaliar baixas taxas de corrosão (MOLINA et al., 2008).

O ensaio de polarização anódica é um método de avaliação da propriedade de corrosão de materiais metálicos a partir da relação entre a densidade de corrente por área de superfície e o potencial examinado. A densidade de corrente indica diretamente a dissolução de íons metálicos do material no eletrólito e a curva de polarização anódica típica geralmente consiste de um estado ativo, um passivo e um transpassivo. No estado ativo a densidade de corrente aumenta rapidamente com o aumento do potencial, resultando na formação de uma camada oxidada na superfície, já no estado passivo, o aumento na densidade de corrente é reduzido e fixado em um nível específico devido ao efeito protetor do filme passivo formado anteriormente; ao adicionar mais potencial, o filme passivo começa a romper e a densidade de corrente aumenta vertiginosamente. Para avaliar formação e estabilização de filme passivo, isto é, a resistência à corrosão de um material, o potencial de corrosão livre (E_{corr}), densidade de corrente passiva (I_{pass}) e potencial de transpassivação (E_{tp}) são introduzidos na curva de polarização anódica. O filme passivo é formado facilmente quando a densidade de corrente passiva for baixa, o filme passivo é tenaz se o potencial de transpassivação for elevado e a resistência à corrosão pode ser avaliada a partir da densidade de corrente por meio da variação do potencial (KOBAYASHI et al., 1998).

O titânio e suas ligas são conhecidos por terem excelente propriedade de resistência à corrosão devido à facilidade de oxidar no ar (CANAY, et al. 1998; HUANG, 2002; MABILLEAU, et al. 2006; STÁJER et al., 2006). Geralmente o TiO_2, que é o óxido mais estável, começa a formar dentro de nanosegundos e alcança a espessura de 20-100 Ä em 1 segundo (STÁJER et al., 2008). Este óxido mantém boa adesão com o substrato do titânio (HUANG, 2002) e é impenetrável para o oxigênio (STÁJER et al., 2008), formando uma camada de passivação que age na proteção do titânio contra a corrosão (CANAY, et al. 1998). Segundo Cortada et al. (2005) esta camada de passivação promove resistência à corrosão sob

condições estáticas, entretanto, esta camada não é suficientemente estável para evitar sua ruptura sob condições de carga.

A composição química da camada de passivação, espessura e grau de proteção podem estar relacionados a uma série de fatores ligados ao ambiente químico, à composição, microestrutura e características mecânicas das ligas (CANAY, et al. 1998). A microestrutura e a composição química das ligas têm grande influência no comportamento corrosivo (BAYRAMOGLU et al., 2000), contudo a qualidade do acabamento superficial, quantidade de resíduos, grau de homogeneidade da microestrutura e defeitos podem afetar a resistência à corrosão (YAN, YANG, 2006). Estudos sobre adição de componentes às ligas de titânio têm sido realizados para avaliação do comportamento eletroquímico, uma vez que a resistência à corrosão das ligas de titânio está relacionada à sua composição (NOGUCHI et al, 2008).

Oda; Funasaka; Sumii (1990) verificaram que quando aumentava o conteúdo de alumínio nas ligas de titânio, a região do potencial passivo aumentava concomitantemente com a diminuição da taxa de corrosão do titânio, enquanto a adição de cobre e níquel diminuia o potencial de degradação da liga de titânio com subseqüente redução da resistência à corrosão.

Ligas de Ti-Cr com elevada concentração de cromo são mais resistentes à corrosão em meios contendo fluoretos (TAKEMOTO et al., 2009), a adição de pequena quantidade de platina e paládio no titânio também é eficaz na resistência à corrosão (YAMAZOE et al., 2007), assim como a adição de prata. Isso faz com que haja aumento na resistência à polarização e potencial corrosivo e redução nas densidades de corrente e corrente passiva, tanto nas soluções livre de flúor quanto nas com flúor (ZHANG; ZHENG; LIU, 2009).

O processo de inclusão e fundição dessas ligas deve ser criterioso, pois o fato do metal ser passivo não significa que não irá corroer. Corrosão localizada pode ser evidenciada nas inclusões para fundição com possível incorporação de contaminantes durante o processo de fundição (CANAY, et al. 1998). Devido à temperatura de fusão (1670°C) e reação química em elevadas temperaturas, o titânio reage com o revestimento durante o processo de fundição e forma uma camada superficial resistente como resultado da difusão do oxigênio, hidrogênio e nitrogênio e interação com o revestimento (CRAIG; POWERS, 2004). Entretanto, o estudo de Cai et al. (2003) mostrou que a preparação, isto é, o polimento e acabamento podem apresentar maior efeito na resistência à corrosão das ligas de titânio fundidas que a camada superficial formada devido a reação entre o metal fundido e o revestimento.

A corrosão de metais e ligas metálicas não depende somente das características inerentes da sua composição e superfície; os meios em que se apresentam mostram grande

influência sobre seu comportamento eletroquímico. Os enxaguatórios bucais, cremes dentais, géis profiláticos contêm flúor em sua composição e os íons flúor presentes nestes produtos alteram a resistência à corrosão do titânio e suas ligas. Como os íons flúor são muito agressivos ao filme protetor TiO_2, formado no titânio e em ligas de titânio, estes produtos devem ser evitados porque criam um meio ácido que levam a degradação da camada de óxido do titânio (CANAY et al., 1998; CHATURVEDI, 2009; IIJIMA et al., 2010; MABILLEAU et al., 2006; MATONO et al. 2006; NAKAGAWA et al. 1999; RECLARU e MEYER, 1997; STÁJER, et al., 2008; ZHANG, ZHENG, LIU, 2009).

A corrosão do titânio em meios fluoretados acorre pela conversão dos íons flúor (F^-) em ácido fluorídrico (HF) e depende do pH da solução, quanto menor o pH, mais íons flúor são convertidos em ácido fluorídrico e conseqüentemente ocorre redução da resistência à corrosão (HUANG, 2002, 2003; IIJIMA et al., 2010; MATONO et al., 2009; NOGUCHI et al., 2008; STÁJER, 2008; TAKEMOTO et al. 2009). Quando o ácido fluorídrico agride o titânio, o filme de óxido passivo TiO_2 é destruído, passando a formar Na_2TiF_6 que é menos estável e não protege o titânio e suas ligas da corrosão (HUANG, 2002, 2003; STÁJER, 2008).

Estudos *in vitro* demonstraram que a corrosão do titânio comercialmente puro ocorreu em soluções que contêm 0,2% de flúor, e que o meio ácido pode elevar a atividade do flúor e acelerar a taxa de corrosão (NOGUCHI et al., 2008); em concentração acima de 30 ppm de ácido fluorídrico o filme passivo do titânio é destruído (HUANG, 2002; IIJIMA et al., 2010; MATONO et al., 2009; YAMAZOE et al., 2007). O estudo de Huang (2003) mostrou que em soluções de saliva artificial sem flúor e nas concentrações de 0,01% até 0,25% a curva de polarização anódica é passiva, porém quando a concentração foi de 0,05% de NaF um comportamento de polarização anódica ativo foi observado, não apresentando mais a transição ativo-passiva da curva de polarização anódica.

Em soluções de ácido sulfúrico e clorídrico o titânio e suas ligas não são suficientemente resistentes à corrosão, assim como nos ácidos produzidos no organismo, principalmente o ácido lático e fórmico. No entanto, sob condições normais como exposição à atmosfera, águas marinhas (TOMASHOV; ALTOVSKY; CHERNOVA, 1961), solução de Ringer, soluções com 0,9% de NaCl e soluções salinas fisiológicas, o titânio apresenta comportamento passivo (NAKAGAWA et al. 1999). O processo de corrosão é também dependente das diferentes características específicas do meio bucal como saliva, biofilme, bactéria, refluxo de ácido gástrico e acidez (KEDICI et al., 1998). Assim, é difícil prever o comportamento clínico de uma liga por estudos *in vitro*, uma vez que fatores como polimento

das ligas, mudanças na quantidade e qualidade da saliva, dieta, higiene bucal, e quantidade e distribuição das forças oclusais, ou escovação com creme dental podem influenciar a corrosão em vários graus (CHATURVEDI, 2009).

Considerando que o meio bucal é particularmente ideal para biodegradação dos metais (CANAY, et al. 1998), as restaurações metálicas e próteses estão sujeitas aos efeitos do processo de corrosão. As interações entre o material metálico e o ambiente aumentam as reações eletroquímicas e um dos problemas associados com o estudo de corrosão nas ligas odontológicas é que o conhecimento sobre o ambiente eletroquímico da cavidade bucal é limitado (KUPHASUK, et al., 2001), uma vez que este ambiente sofre grandes flutuações de temperatura, presença de umidade, alteração de pH devido à dieta e variações na presença de oxigênio. Portanto, os metais e ligas que são usados na cavidade bucal devem resistir à umidade, alterações de temperatura (0-70 °C) e de pH (pH=2 – pH=11) que ocorre durante a decomposição dos alimentos. Os alimentos apresentam diferentes níveis de pH e muitos com pH abaixo de 7, acelerando a taxa de corrosão dos metais e ligas (KEDICI et al., 1998).

Além de todos os fatores que interferem na corrosão das ligas de titânio ou do titânio comercialmente puro, a desinfecção com desinfetantes químicos também pode provocar alterações na superfície metálica se estas soluções não forem indicadas e empregadas adequadamente.

A água destilada foi utilizada como controle neste estudo, porque não apresenta em sua composição substâncias que podem agredir a superfície das amostras de titânio comercialmente puro, já que Tomashov, Altovsky, Chernova (1961) afirmaram em seu estudo que água pura não altera a resistência à corrosão do titânio e Pourbaix (1984) mostrou que muitos óxidos são passivos na presença de água pura. Estes achados corroboram com este estudo, pois após a imersão das amostras de titânio em água destilada por 10 minutos, as curvas de polarização anódica em saliva ácida (Fig.12 A) e neutra (Fig.12 B) não apresentaram aumento abrupto da densidade de corrente, o que caracteriza a preservação do filme protetor, mostrando a passividade do titânio.

O hipoclorito de sódio é um desinfetante químico muito utilizado na desinfecção e higienização de próteses, porém podem provocar corrosão em componentes metálicos (MOLINARI; RUNNELLS, 1991; WOOD, 1992) e clareamento das resinas acrílicas. Segundo Keyf; Güngör (2003) o hipoclorito de sódio causou corrosão e perda de brilho dos componentes metálicos de próteses de Co-Cr. Os resultados de Mc Gowan, Shimoda, Woosly (1988) mostraram que hipoclorito de sódio a 2% não provocou corrosão em ligas à base de Ni-Cr após 5 minutos de imersão e que ligas de Co-Cr foram mais resistentes ao efeito

deletério do hipoclorito que as ligas de Ni-Cr. Espevick (1977) também observou que as ligas de Co-Cr resistiram melhor à corrosão que as ligas de Ni-Cr. O conteúdo de cromo das ligas é um fator significante na resistência à corrosão, ligas de Ni com mais de 16% de cromo passivam mais que aquelas com menor porcentagem, e os elementos molibdênio e manganês melhoram a corrosão em ponto. O estudo de Ammer; Klamis; Al-Motlaq (2004) também evidenciou que as ligas de Co-Cr-Mo são mais resistentes à corrosão que as ligas de Ni-Cr-Mo; contudo, Muller, Fan, Stanford (1983) salientaram que apesar do efeito passivador, ligas de Co-Cr e Ni-Cr são atacadas em soluções de hipoclorito.

Apesar de não haver na literatura relatos do comportamento do titânio comercialmente puro frente ao hipoclorito de sódio, Busslinger, Sener e Barbakow (1998) relataram que as ligas de NiTi usadas na fabricação de instrumentos endodônticos foram resistentes à ação de hipoclorito de sódio a 1% quando imersos por 60 minutos, no entanto, quando imersos por 30 e 60 minutos em hipoclorito de sódio a 5% mostraram significante corrosão, porém foram consideradas superficiais, não afetando as propriedades físicas dos instrumentos de NiTi. Este comportamento pode ser explicado pelos resultados de Kelly; Rose (1983), evidenciando que ligas com níquel em sua composição passivam em baixas concentrações de cloro, porém em concentrações elevadas são suscetíveis à corrosão em ponto. Estes resultados discordam de Darabara et al. (2004), que mostram que nenhum instrumento endodôntico de NiTi imersos em solução de hipoclorito de sódio a 5,25% pelo método de polarização potenciodinâmica cíclica foi susceptível à corrosão localizada ou por fendas.

As amostras de titânio comercialmente puro polarizadas em salivas ácida e neutra, após imersão em hipoclorito de sódio 1%, por 10 e 40 minutos apresentaram curvas de polarização anódica similares, mostrando o comportamento passivo das amostras. Porém, ao comparar o comportamento do titânio polarizado em saliva neutra, após imersão em água destilada (controle) e hipoclorito de sódio 1% por 40 minutos, o valor médio de densidade de corrente passiva (I_{pass}) foi maior na imersão em hipoclorito, podendo ser explicado pelo estudo de Pourbaix (1984), onde foi verificado que muitos óxidos são passivos na presença de água pura, porém não são suficientemente protetores na presença de cloretos.

Quando a polarização do titânio foi em saliva ácida, o valor médio da densidade de corrente passiva (I_{pass}) após desinfecção em hipoclorito de sódio 1% por 40 minutos foi maior que na desinfecção por 10 minutos, contudo, esta diferença é pequena e da mesma ordem de grandeza, assim não é possível afirmar a ocorrência de corrosão pelo período de 40 minutos, pois a curva de polarização não mostra quebra do filme passivo do titânio. Assim, sugere-se que a imersão por períodos mais longos em soluções de hipoclorito de sódio 1%, pode levar a

maior degradação do filme, que pode ser devido a elevada concentração de cloretos, visto que na presença de Cl^- é difícil estabelecer e manter o estado passivo das ligas (THENHOVER et al., 1990).

Estudos de resistência à corrosão do titânio são geralmente realizados pela imersão do titânio em soluções salinas ou saliva artificial, nestas soluções titânio exibe resistência à corrosão superior devido à presença do filme de óxido de titânio estável e denso que cobre espontaneamente a superfície do metal. Geralmente, a resistência das ligas à base de titânio não diferem muito em saliva artificial (NOGUCHI et al., 2008), segundo os resultados de Canay et al. (1998) titânio sofre passivação em saliva artificial, sendo este comportamento observado neste estudo, pois independente da solução desinfetante e períodos de imersão empregados, quando foi comparado o comportamento anódico do titânio nas salivas artificiais neutra e ácida não houve diferença estatisticamente significante entre os dados, mostrando que o pH da saliva não influencia o comportamento corrosivo das amostras de titânio após a desinfecção.

Hipoclorito de sódio e glutaraldeído eram os desinfetantes químicos mais utilizados para desinfecção de próteses, porém, como hipoclorito pode influenciar nas propriedades da resina acrílica e dos componentes metálicos de próteses e a restrição de uso do glutaraldeído em muitos locais, devido seu efeito tóxico, irritante, alérgico (COPPER, 1992), substâncias alternativas para desinfecção têm sido empregadas com o objetivo de evitar efeitos deletérios como corrosão e porosidades. Assim, o ácido peracético que tem sido utilizado em combinação com o peróxido de hidrogênio para desinfecção de aparelhos de hemodiálise (RUTALA, 1998), é considerado uma alternativa viável, uma vez que é composto por ácido acético e peróxido de hidrogênio em solução aquosa (KITIS, 2004), pois apresenta como subprodutos substâncias que são biocompatíveis, peróxido de hidrogênio e água.

O peróxido de hidrogênio que está presente na composição do ácido peracético (BLOCK, 1991; KITIS, 2004) e também é produzido pelas bactérias e leucócitos durante as reações inflamatórias nos processos cirúrgicos (FONSECA; BARBOSA, 2001; MABILLEAU et al., 2006) afetam a resistência à corrosão do titânio (FONSECA; BARBOSA, 2001; MABILLEAU et al., 2006). O estudo de Fonseca; Barbosa (2001) mostra que a resistência à corrosão do titânio diminuiu 300 vezes quando a concentração de H_2O_2 mudou de 50 mM para 150 mM. Os maiores potenciais de corrosão exibidos nas soluções de H_2O_2 podem estar relacionados com a adsorção dos óxidos intermediários com caráter fortemente oxidante, tais como TiO_2, HO_2,ou HO, porém nenhuma explicação plausível foi encontrada para este comportamento.

Sinais de “pits” foram evidenciados em estudos quando as amostras de titânio foram imersas em saliva artificial com 0,1% e 10% de H_2O_2, porém os valores da rugosidade superficial demonstraram que a corrosão do titânio não depende da concentração de H_2O_2. (MABILLEAU et al., 2006).

O valor médio do potencial de corrosão (E_{corr}) quando as amostras de titânio que foram polarizadas em saliva neutra, após a desinfecção em ácido peracético 2% por 120 minutos, tornou-se mais negativo quando comparado com água destilada (controle), sugerindo que a presença do peróxido de hidrogênio na composição do ácido peracético pode ter causado diminuição do E_{corr}, porque este composto pode influenciar na resistência à corrosão do titânio.

Na desinfecção das amostras de titânio em ácido peracético 0,2% por 120 minutos, polarizadas em saliva ácida, o valor médio de E_{corr} tornou-se mais positivo que o valor médio das amostras desinfetadas por 10 minutos, isto pode ser devido ao espessamento do filme de óxido quando o titânio fica imerso nesta solução por grandes períodos. Estes resultados, apesar de não ter sido usado o mesmo material, não estão de acordo com os resultados de Cerreta et al. (2008) que pesquisaram a ação do ácido peracético em instrumentos odontológicos de aço inox, verificando que a taxa de corrosão diminuiu tanto no eletrodo de aço inox quanto no de platina, usado como auxiliar, com a redução da concentração de ácido peracético de 2500 ppm para 800 ppm. Entretanto, estes resultados sugerem que ácido peracético na concentração de 2500 ppm é segura podendo causar mínimo dano corrosivo.

As análises complementares deste estudo, microscopia eletrônica de varredura associada à espectrometria por dispersão de raios-X permitiram a visualização e composição microscópica da superfície dos corpos-de-prova, de forma a identificar se as soluções desinfetantes e seus períodos de imersão foram deletérios para o titânio. As fotomicrografias confirmaram visualmente que nenhum ponto de corrosão localizada, “pit”, foi encontrado em todas as amostras de titânio analisadas e os gráficos de espectroscopia por dispersão de raios-X evidenciaram que nenhum elemento da composição das soluções desinfetantes se ligaram ao titânio, mostrando que não alteraram o filme de óxido estável, isto é, TiO_2.

Pequisas complementares devem ser realizadas para verificar a quantidade de íons de titânio que são liberados na cavidade bucal após o processo de desinfecção, pois estes íons podem levar à toxicidade e alergias na cavidade bucal e organismo, uma vez que podem ser distribuídos por todo o organismo.

7 Conclusões

A partir dos resultados obtidos conclui-se que:

1- Os valores de E_{corr} e I_{pass} das amostras de titânio imersas em hipoclorito de sódio 1% por 10 e 40 minutos, em ácido peracético 0,2% por 10, 30, 40 e 120 minutos e ácido peracético 2% por 30 e 120 minutos não apresentaram diferença estatisticamente significante nos diferentes tipos de saliva.

2- Na comparação entre água destilada (controle) e as soluções desinfetantes nos diferentes períodos de imersão em:

2.1 - **saliva neutra**

- Houve diferença estatisticamente significante para I_{pass} e E_{corr} nos períodos máximos de imersão em hipoclorito de sódio 1% e ácido peracético 2% respectivamente.

2.2 – **saliva ácida**

- Não houve alterações nos valores de I_{pass} e E_{corr}.

3- Na comparação entre os períodos de imersão em:

3.1 – **Hipoclorito de sódio 1%**

- Houve diferença estatística significante para o s valores de I_{pass} entre os períodos de 10 e 120 minutos para os valores de E_{corr} polarizados em saliva ácida.

4- As curvas de polarização foram similares em todos os ensaios, apesar das diferenças estatísticas salientadas para I_{pass} e E_{corr} , não ocorreu corrosão superficial em quaisquer amostras após desinfecção e polarização em salivas ácida e neutra.

5- A análise por microscopia eletrônica de varredura associada à espectrometria por dissolução de raios-X revelou que:

5.1 – Não houve ponto de corrosão localizada, “pit”, nas amostras de titânio polarizadas em salivas ácida e neutra, após imersão nas diferentes soluções desinfetantes e períodos de imersão.

5.2 – Os gráficos de espectrometria por dispersão de raios-X evidenciaram que nenhum elemento da composição das soluções desinfetantes se ligaram ao titânio.

Referências Bibliográficas

ADA COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS AND ADA COUNCIL ON DENTAL PRACTICE**.** Infection control recommendations for the dental office and the dental laboratory. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 127 n. 5 p. 672-80, 1996.

AGÊNCIA DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, ANVISA. **Serviços odontológicos: prevenção e controle de riscos**. 1 ed. Brasília, 2006, 156p.

ALKHATEEB, E.; VIRTANEN, S. Influence of surface self-modification in Ringer's solution on the passive behavior of titanium. **Journal of Biomedical Materials Research. Parte A**, Hoboken, v. 75, n. 4, p. 934-940, 2005.

AAMMER, M. A.; KHAMIS, E.; AL-MOTLAQ, M. Electrochemical behavior of recasting Ni-Cr and Co-Cr non-precious dental alloys. **Corrosion Science,** v. 46, p. 2825-836, 2004.

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Infection control recommendations for the dental office and the dental laboratory. **J Am Dent Assoc.**, Chicago, Supply, p. 1-8, 1992.

ANUSAVICE, K. J. **Materiais dentários de Phillips**. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

AOKI, T.; OKAFOR, I. C. I.; WATANABE, I.; HATTORI, M.; ODA, Y.; OKABE, T. Mechanical properties of cast Ti-6Al-4V-XCu alloys. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 31, n. 1, p. 1109-1114, 2004.

ASTM F 2129 – 06. Standart test method for conducting cyclic potntiodynamic polarization measurements to determine the corrosion susceptibility of small implant devices. West Conshohocken, PA: **ASTM International**; 2001.

BAUER, J. R. O.; SCHROEDER, M.; LOGUERCIO, A. D.; RODRIGUES-FILHO, L. E.; MUENCH, A. Titânio e ligas de titânio: propriedades e técnicas de fundição. **Revista da Pós Graduação**, São Paulo, v. 9, n. 2, p. 179-85, 2002.

BAYRAMOGLU, G.; ALEMDAROGLU, T.; KEDICI, S.; AKSÜT, A. A. The effect of pH on the corrosion on dental metal alloys. **Journal of Oral Rehabilitation,** Oxford, v.27, n. 7, p. 563-67, 2000.

BERG, E. Dentists' opinions on aspects of cast titanium restaurations. **Journal of Dentistry**, Bristol, v. 25, n. 2, p. 113-7, 1997.

BOND, W. W.; FAVERO, M. S.; PETERSEN, N. J.; EBERT, J. W. Inactivation of Hepatitis B virus by intermediate-to-high-level disinfectant chemicals. **Journal of Clinical Microbiology**, Washington, v. 18, n. 3, p. 535-538, 1983.

BOTHE, T. R.; BEATON, L. E.; DAVENPORT, H. A. Reaction of bone to multiple metallic implants. **Surgery Gynecology Obstetrics**, Chicago, v. 71, n. 6, p. 598-602, 1940.

BRACE, M. L.; PLUMMER, K. D. Practical denture disinfection. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 70, n. 6, p. 538-540, 1993.

BUDAVARI, S. **Merck Index***:* **an encyclopedia of chemicals, drugs, and biologicals** 8ed. Whitehouse Station, New Jersey – U.S.A. Merck and Co. nov.1996.

BUSCHINI, A.; CARBONI, P.; FURLINI, M.; POLI, P.; ROSSI, C. Sodium hypochlorite-, chlorine dioxide- and peracetic acid-induced genotoxicity detected by the Comet assay and *Saccharomyces cerevisiae* D7 tests. **Mutagenesis**, Oxford, v. 19, n. 2, p. 157–162, 2004.

BUSSLINGER, A.; SENER, B.; BARBAKOW, F. Effects of sodium hypochlorite on nickel-titanium Lightspeed instruments. **International Endodontic Journal**, Oxford, v. 31, n. 4, p. 290-4, 1998.

CAI, Z.; SHAFER, T.; WATANABE, I.; NUNN, M. E; OKABE, T. Electrochemical characterization of cast titanium alloys. **Biomaterials**, Guilford, v. 24, n. 2, p. 213-218, 2003.

CANAY, S.; HERSEK, A.; ÇULHA, A.; BILGIÇ, M. Evaluation of titanium in oral conditions and its electrochemical corrosion behavior. **Journal of Oral Rehabilitation,** Oxford, v. 25, n. 10, p. 759-64, 1998.

CANAY, S.; ÖKTEMER, M. In vitro corrosion behavior of 13 prosthodontic alloys. **Quintessence International**, Berlin, v. 23, n. 4, p. 279-287, 1992.

CERETTA, R.; PAULA, M. M.; ANGIOLETTO, E.; MÉIER, M. M.; MITELLSTÄDT, F. G.; PICH, C. T.; JUNIOR, S. A.; ANGIOLETTO, E. **Indian Journal of Medical Microbiology,** New Delhi, v. 26, n. 2, p. 117-122, 2009.

CHAI, T.; CHOU, C. K. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 79, n. 4, p. 477-483, 1998.

CHASSOT, A. L. A.; POISL, M. I. P.; SAMUEL, S. M. W. In vivo and in vitro evaluation of the efficacy of a peracetic acid-based disinfectant for decontamination of acrylic resins. **Brazilian Dental Journal**, Ribeirão Preto, v. 17, n. 2, p. 117-121, 2006.

CHATURVEDI, T. P. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). Indian Journal of Dental Research, Ahmedabad, v. 20, n. 1, p. 91-8, 2009.

COLLINGS, E.W. **The physical metallurgy of titanium alloys.** Ohio. American Society for Metals, 1984.

COOPER, I. R. Glutaraldehyde disinfectants: use and management. **Brazilian Dental Journal,** Ribeirão Preto, v. 172, n. 10, p. 367, 1992.

CORTADA, M.; GINER, L.; COSTA, S.; GIL, F. J.; RODRÍGUEZ, D.; PLANELL, J. A. Galvanic corrosion behavior of titanium implants coupled to dental alloys. **Journal of materials science: materials in medicine,** London, v. 11, n. 5, p. 287-93, 2000.

COUNCIL ON DENTAL THERAPEUTICS, COUNCIL ON PROSTHETIC SERVICES AND DENTAL LABORATORY RELATIONS. Guidelines for infection control in the dental office and the commercial dental laboratory. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 110, n. 6, p. 969-972, 1985.

CRAIG, R. G.; POWERS, J. M. **Materiais dentários restauradores**. 11ª Ed., Santos, São Paulo, 2004.

DA SILVA, F. C.; PARADELLA, T. C.; NAVAS, E. A. F; CLARO, A. P. R. A.; KOGA-YTO, C. Y.; JORGE, A. O. C. Influência de agentes desinfetantes sobre a aderência de *Staphylococcus aureus* em aço inoxidável. **Ciência Odontológica Brasileira**, São José dos Campos, v. 11, n.3, p. 60-65, 2008.

DARABARA, M.; BOURITHIS, L.; ZINELIS, S.; PAPADIMITRIOU, G. D. Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. **International Endodontic Journal**, Oxford, v. 37, n. 10, p. 705-10, 2004.

DAVIS, D. M.; DEARY, M. E. Kinetics of the hydrolysis and perhydrolysis of teraacetylethylenediamine, a peroxide bleach activator**. Journal of Chemical Society. Perkin Transactions 1**, London, v. 2**,** n**.** 15, p. 491-552, 1991.

DONACHIE Jr., M. J. **Titanium. A technical guide.** Ohio, ASM International, 1988.

DYCHDALA, G. R. **New hydrogen peroxide-peroxyacetic acid disinfectant**. Proc. 4th Conf. Prog. Chem. 1988, pp. 315–342.

ERBA, A. D.; FALSANISI, D.; LIBERTI, L.; NOTARNICOLA, M.; SANTORO, D. Disinfection by-products formation during wastewater disinfection with peracetic acid. **Desalination**, Amsterdam, v. 215, n. 10, p.177–186, 2007.

ESPEVIK, S. Corrosion of base metal alloys in vitro. **Acta Odontologica Scandinavica**, Stockholm, v. 36, n. 3, p. 113-116, 1978.

ESTRELA, C.; ESTRELA, C. R. A; BARBIN, E. L.; SPANÓ, J. C. E.; MARCHESAN, M. A.; PÉCORA, J. D. Mechanism of Action of Sodium Hypochlorite **Brazilian Dental Journal**, Ribeirão Preto, v. 13, n. 2, p. 113-117, 2002.

FATHI, M. H.; SALEHI, M.; SAATCHI, A.; MORTAZAVI, V.; MOOSAVI, S. B. In vitro corrosion behavior of bioceramic, metallic, and bioceramic-metallic coated stainless steel dental implants. **Dental Materials**, Copenhagen, v. 19, p. 188-199, 2003.

FELPEL, L. P. A review of pharmacotherapeutics for prosthetic dentistry: Part II. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 77, n. 3, p. 293-305, 1997.

FONSECA, C.; BARBOSA, M. A. Corrosion behavior of titanium in biofluids containing H_2O_2 studied by electrochemical impedance spectroscopy. **Corrosion Science**, v. 43, p. 547-559, 2001.

FRACARO, G. B; JUCHEM, C.; CORREA, A. M.; SAMUEL, S. M. W. A influência da imersão em ácido peracético sobre a reprodução de detalhes e compatibilidade dos elastômeros com gesso. **Revista Odonto Ciência,** Rio Grande do Sul, v. 22, n. 55, p.61-65, 2007.

GEHR, R.; WAGNER, M.; VEERASUBRAMANIAN, P.; PAYMENT, P. Disinfection efficiency of peracetic acid, UV and ozone after enhanced primary treatment of municipal wastewater. **Water Research**, Oxford, v. 37, n. 19, p. 4573-4583, 2003.

GENTIL, V. **Corrosão**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos Editora S.A. 1996. 345 p.

GRAZIANO, K. U.; SILVA A.; BIANCHI, E. R. F. **Limpeza, desinfecção, esterilização de artigos e anti-sepsia.** In: Fernandes AT. Infecção hospitalar e suas interfaces na área da saúde. 1° ed. São Paulo: Atheneu; 2000, p. 266-304.

GUASTALDI, A. C.; LACEFIELD, W. R.; LEINFELDER, K. F.; MONDELLI, J. Metallurgical evaluation of a copper-based alloy for dental castings. **Quintessence International**, Berlin, v. 22, n. 8, p. 647-652, 1991.

GUIMARÃES JÚNIOR J. **Biossegurança e controle de infecção cruzada em consultórios odontológicos**. 1ª ed. São Paulo: Santos; 2001.

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

HUANG, H. H. Surface characterizations and corrosion resistance of nickel-titanium orthodontic archwires in artificial saliva of various degrees of acidity. **Journal of Biomedical Materials Research. Parte A**, Hoboken, v. 74, n. 4, p. 629-39, 2005.

HUANG, H. H.; CHIU Y. H.; LEE, T. H.; WU, S. C.; YANG, H. W.; SU, K. H.; HSU, C. C. Ion release from NiTi orthodontic wire in artificial saliva with various acidities. **Biomaterials,** Guilford, v. 24, n. 20, p. 3585-92, 2003.

HRUSKA, A. R.; BORELLI, P. Quality criteria for pure titanium casting, laboratory soldering, intraoral welding, and a device to aid in making uncontaminated castings. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 66, n. 4, p. 561-5. 1991.

IIJIMA, M.; YUASA, T.; ENDO, K.; MUGURUMA, T.; OHNO, H.; MIZOGUCHI, I. Corrosion behavior of ion implanted nickel-titanium orthodontic wire in fluoride mouth rinse solutions. Dental Materials Journal, Tokyo,.v. 29, n. 1, p. 53-8, 2010.

JANG, K. S.; YOUN, S. J.; KIM, Y. S. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 86, n. 1, p. 93-8, 2001.

JOSKA, L.; FOJT, J. Corrosion behavior of titanium after short-term exposure to an acidic environment containing fluoride ions. **Journal of materials science. Materials in medice**, London, v. 21, n. 2, p. 481-8, 2010.

JONES, T. K.; HANSEN, C. A.; SINGER, M. T.; KESSLER, H. P. Dental implications of nickel hypersensitivity. **The Journal of Prosthetic Dentistr**y, St. Louis, v. 56, n. 4, p. 507-9, 1986.

KANE, M. A.; LETTAU, L. A. Transmission of HBV from dental personnel to patients. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 110, n. 4, p. 634-636, 1985.

KATBERG, J. W. Cross-contamination via the prosthodontic laboratory. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 32, n. 4, p. 412-418, 1974.

KEDICI, S. P.; AKSÜT, A. A.; KÍLÍÇARSLAN, M. A.; BAYRAMOĞLU, G.; GÖKDEMIR, K. Corrosion behavior of dental metals and alloys in different media. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 25, n. 10, p. 800-808, 1998.

KEYF, F.; GÜNGÖR, T. Comparison of effects of bleach and cleansing tablet on reflectance and surface changes of a dental alloy used for removable partial dentures. **Journal of Biomaterials Applications,** Lancaster, v. 18, n. 1, p. 5-14, 2003.

KHAN, M. A.; WILLIAMS, R. L.; WILLIAMS, D. F. In-vitro corrosion and wear of titanium alloys in the biological environment. **Biomaterials**, Guilford, v. 17, n. 22, p. 2117-2126, 1996.

KITIS, M. Disinfection of wastewater with peracetic acid: a review. **Environment International**, Oxford, v. 30, n. 1, p. 47-55, 2004.

KOBAYASHI, E.; WANG, T. J.; DOI, H.; YONEYAMA, T.; HAMANAKA, H. Mechanical properties and corrosion resistance of Ti-6AI-7Nb alloy dental castings. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine,** London, v. 9, p. 567-574.

KUPHASUK, C.; OSHIDA, Y.; ANDRES, C. J.; HOVIJITRA, S. T.; BARCO, M. T.; BROWN, D. T. Electrochemical corrosion of titanium and titanium-based alloys. **Journal of Prosthetic Dentistry,** St. Louis, v. 85, n. 2, p.195-200, 2001.

LIBERTI, L.; NOTARNICOLA, M. Advanced treatment and disinfection for municipal wastewater reuse in agriculture. **Water Science and Technology**, New York, v. 40, n. 4-5, p. 235-245, 1999.

LOTTANTI, S.; GAUTSCHI, H.; SENER, B.; ZEHNDER, M. Effects of ethylenediaminetetraacetic, etidronic and peracetic acid irrigation on human root dentine and the smear layer. **International Endodontic Journal**, v. 42, n. 3, p. 335–343, 2009.

MABILLEAU, G.; BOURDON, S.; JOLY-GUILLOU, M. L.; FILMON R.; BASLÉ, M. F.; CHAPPARD, D. Influence of fluoride, hydrogen peroxide and lactic acid on the corrosion. **Acta Biomaterialia**, Oxford, v. 2, n. 1, p. 121-29, 2006.

MACCALLUM, M.; STAFFORD, G. D.; MACCULLOCH, W. T.; COMBE, E. C. Which cleanser? A report on a survey of denture cleansing routine and the development of a new

denture cleanser. **The Dental Practitioner and Dental Record**, Bristol, v. 19, n. 3, p. 83-9, 1968.

Mc GOWAN, M. J.; SHIMODA, L. M.; WOOLSY, G. D. Effects of sodium hypoclorite on denture base metals during immersion for short-term sterilization. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, 60, n.2, p. 212-218.

MATONO, Y.; NAKAGAWA, M.; MATSUYA, S.; ISHIKAWA. K.; TERADA, Y. Corrosion behavior of pure titanium and titanium alloys in various concentrations of Acidulated Phosphate Fluoride (APF) solutions. **Dental Materials Journal**, Tokyo, v. 25, n.1, p. 104-12, 2006.

MELONCINI, M. A. Ajuste cervical de fundições de titânio, tipo coroa, em função de revestimentos e técnicas. Tese de doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

MERCHANT, V. A.; MOLINARI, J. A. Infection control in prosthodontics: a choice no longer. **General Dentistry**, Chicago, v. 37, n. 1, p. 29-32, 1989.

MERCHANT, V. A. An update on infection control in the dental laboratory. **QTD** p. 157-169, 1997.

MIDDLETON, A. M.; CHADWICK, M. V.; GAYA, H. Disinfection of bronchoscopes, contaminated *in vitro* with *Mycobacterium avium-intracellulare* and *Mycobacterium chelonae* in sputum, using stabilized, buffered peracetic acid solution. **The Journal of Hospital Infection**, New York, v. 37, n. 4, p. 137-143, 1997.

MOLINA, C.; NOGUÉS L.; MARTINEZ-GOMIS, J.; PERAIRE, M.; SALSENCH, J.; SEVILLA, P.; GIL, F. J. Dental casting alloys behaviour during power toothbrushing with toothpastes of various abrasivities. Part II: corrosion and ion release. Journal of Materials Science. Materials in medicine, London, v. 19, n. 9, p. 3015-9, 2008.

MOLINARI, J. A.; RUNNELLS, R. R. Role of disinfectants in infection control. **Dental Clinics of North America**, Philadelphia, v. 35, n. 2, p. 323-37, 1991.

MUELLER, H. F.; FAN, P. L.; STANFORD, J. W. Silver solders exposed to cleansers. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 106, n. 1, p. 43-46, 1983.

NAENNI, N.; THOMA, K.; ZEHNDER, M. Soft tissue dissolution capacity of currently used and potential endodontic irrigants. **Journal of Endodotics**, Chicago, v. 30, n. 11, p. 785-787, 2004.

NAKAGAWA, M.; MATSUYA, S.; SHIRAISHI, T.; OHTA, M. Effect of fluoride concentration and pH on corrosion behavior of titanium for dental use. Journal of Dental Research, Chicago, v. 78, n. 9, p. 1568-72, 1999.

NAKAJIMA, H.; OKABE, T. Titanium in Dentistry: development and research in the U.S.A. **Dental Materials Journal**, Tokyo, v. 15, n. 2, p. 77-90, 1996.

NAYLOR, W. P. Infection control in fixed prosthodontics. **Dental Clinics of North America**, Philadelphia, v. 36, n. 3, p. 809-831, 1992.

NBR 14233. Implantes cirúrgicos – Materiais metálicos – Limpeza e decapagem de superfície de titânio e de ligas de titânio. **ABNT**, 1996.

NOGUCHI, T.; TAKEMOTO, S.; HATTORI, M.; YOSHINARI, M.; KAWADA E.; ODA Y. Discoloration and dissolution of titanium and titanium alloys with immersion in peroxide- or fluoride-containing solutions. **Dental Materials Journal**, v.27, n.1, p.117-23, 2008.

ODA, Y.; FUNASAKA, M.; SUMII T. Corrosion of dental titanium alloys binary system of Ti-Al, Ti-Cu, Ti-Ni. Journal of the Japanese Society for Dental Materials and Devices, Tokyo, v. 9, n. 2, p. 314-9, 1990.

OHKUBO, C.; WATANABE, I.; FORD, J. P.; NAKAJIMA, H.; HOSOI, T.; OKABE, T. The machinability of cast titanium and Ti-6Al-4V. **Biomaterials**, Guilford, v. 21, n. 4, p. 421-428, 2000.

PÄβLER, K.; MANN, E. Der dentale titangubβ-Grundlagen, technologie und werkstoffundliiche bewertung. **Die Quintessenz der Zahntechnick**, German, v. 17, n. 6, p. 717-26, 1991.

PENNA, T. C.; MAZZOLA, P. G.; SILVA MARTINS, A. M. The efficacy of chemical agents in cleaning and disinfection programs. **BMC Infectious Diseases**, London, v. 1, n. 16, p. 41-48, 2001.

POURBAIX, M. Electrochemical corrosion of metallic biomaterials. **Biomaterials,** Guilford, v. 5, n.3, p. 122-134, 1984.

RIBEIRO, R. F. Análise da força de retenção de grampos para prótese parcial removivel obtidos em titânio comercialmente puro. Tese (Livre-docência) apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2001.

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

RUTALA, W. A. APIC guideline for selection and use of disinfectants. 1994, 1995, and 1996 APIC Guidelines Committee. Association for Professionals in Infection Control and Epidemiology, Inc. **American Journal of Infection Control**, St. Louis, v. 24, n. 4, p. 313-342, 1996.

RUTALA, W. A.; WEBER, D. J. Clinical effectiveness of low-temperature sterilization technologies. **Infection Control and Hospital Epidemiology**, Thorofare, v. 19, n. 10, p. 798-804, 1998.

RUTALA, W. A.; WEBER, D. J. Disinfection of endoscopes: review of new chemical sterilants used for high-level disinfection. **Infection Control and Hospital Epidemiology,** Thorofare, v. 20, n. 1, p. 69-76, 1999.

RUTALA, W. A.; WEBER, D. J. How to asses risk of disease transmission to patients when there is a failure to follow recommended disinfection and sterilization guidelines. **Infection Control and Infection Hospital Epidemiology**, Thorofare, v. 28, n. 2, p. 146-155, 2007.

SAGRIPANTI, J. L.; BONIFACINO, A. Effects of salt and serum on the sporicidal activity of liquid disinfectants. **Journal of AOAC International,** Arlington, v. 80, n. 6, p. 1198-1207, 1997.

SACCHETTI, R.; DE LUCA, G.; ZANETTI, F. Control of Pseudomonas aeruginosa and Stenotrophomonas maltophilia contamination of microfiltered water dispensers with peracetic acid and hydrogen peroxide. **International Journal of Food Microbiology,** Amsterdam, v.132, n.6, p.162–166, 2009.

SCHMALZ, G.; GARHAMMER, P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. **Dental Materials**, Copenhagen, v. 18, n. 5, p. 396-406, 2002.

SCHWARTZ, R. S.; HENSLEY, D. H.; BRADLEY, D. V. Immersion disinfection of irreversible hydrocolloid impression in pH-adjusted sodium hypochloride. Part I: Microbiology. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 9, n. 3, p. 217-222, 1996.

SMITH, D. C. The cleansing of dentures. The **Dental Practitioner and Dental Record,** Bristol, v. 17, n. 2, p. 39-43, 1966.

STÁJER, A.; UNGVÁRI, K.; PELSOCZI, I. K.; POLYÁNKA, H.; OSZKÓ, A.; MIHALIK, E.; RAKONCZAY, Z.; RADNAI, M.; KEMÉNY, L.; FAZEKAS, A.; TURZÓ, K. Corrosive effects of fluoride on titanium: investigation by X-ray photoelectron spectroscopy, atomic force microscopy, and human epithelial cell culturing. **Journal of Biomedical Materials Research. Part A**, Hoboken, v. 87, n. 2, p. 450-58, 2008.

STAMPI, S.; DE LUCA, G.; ZANETTI, F. Evaluation of the efficiency of peracetic acid in the disinfection of sewage effluents. **Journal of Applied Microbiology**, Oxford, v. 91, n. 5, p. 833-838, 2001.

STERN, M. A.; WHITACRE, R. J. Avoiding cross-contamination in prosthodontics. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 46, n. 2, p. 120-122, 1981.

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

TAKEMOTO, S.; HATTORI, M.; YOSHINARI, M.; KAWADA, E.; ASAMI, K.; Oda, Y. Corrosion mechanism of Ti-Cr alloys in solution containing fluoride. **Dental Materials**, Copenhagen, v. 25, n. 4, p. 467-472, 2009.

TENHOVER, M. A.; LUCKO, D. B.; SHREVE, G. A.; HENDERSON, R. S. Corrosion resistance of Cr-based amourphous metal alloys. **Journal of Non-Crystalline**, v. 116, p. 233-246, 1990.

THOMAS, C. J.; LECHNER, S.; MORI, T. Titanium for removable dentures II. Two-year clinical observations. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 24, n. 6, p. 344-9, 1997.

TOMASHOV, N. D.; AL'TOVSKII, R. M.; CHERNOVA, G. P. Passivity and corrosion resistance of titanium and its alloys. **Journal of Eletrochemical Society**, v. 108, p. 113-119, 1961.

UYSAL, H.; KURTOGLU, C.; GURBUZ, R.; TUTUNCU, N. Structure and mechanical properties of Cresco-Ti laser-welded joints and stress analyses using finite element models of fixed distal extension and fixed partial prosthetic designs. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 93, n. 3, p. 235-244, 2005.

VALLITU, P. K.; KOKKONEN, M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 74, n. 4, p. 412-419, 1995.

WAGNER, M.; BRUMELIS, D.; GEHR, R. Disinfection of wastewater by hydrogen peroxide or peracetic acid: development of procedures for measurement of residual disinfectant and application to a physicochemically treated municipal effluent. **Water Environment Research**, Alexandria, v. 74, n. 1, p. 33-50, 2002.

WANG, R. R.; BOYLE, A. M. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 70, n. 3, p. 275-6, 1993.

WANG, R. R.; FENTON, A. Titanium for prosthodontics applications: A review of literature. **Quintessence International**, Berlim, v. 27, n. 6, p. 401-408, 1996.

WANG, R. R.; WELSCH, G. E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding and infrared brazing. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 74, n. 5, p. 521-530, 1995.

WHITACRE, R. J. Environmental barriers in dental office infection control. **Dental Clinics of North America**, Phialadelphia, v. 35, n. 2, p. 367-81, 1991.

WOLYNEC, S. **Técnicas eletroquímicas em corrosão**. São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo. 2003. 176 p.

WOOD, P. R. **Disinfection and disinfectants. In. Cross infection control in dentistry: A practical illustrated Guide**. London: Mosby, cap. 8, p. 99-106, 1992.

YAMAZOE, J.; NAKAGAWA, M.; MATONO, Y.; TAKEUCHI, A.; ISHIKAWA, K. The development of Ti alloys for dental implant with high corrosion resistance and mechanical strength. **Dental Materials Journal**, v. 26, n. 2, p. 260-7, 2007.

YAN, X. J., YANG, D. Z. Corrosion resistance of a laser spot-welded joint of NiTi wire in simulated human body fluids. **Journal of Biomedical Materials Research. Part A,** Hoboken, v. 77, n. 1, p.97-102, 2006.

ZHANG, B. B.; ZHENG, Y. F.; LIU, Y. Effect of Ag on the corrosion behavior of Ti-Ag alloys in artificial saliva solutions. **Dental Materials**, Copenhagen, v. 25, n. 5, p. 672-677, 2009.

Apêndices

APÊNDICE A

Avaliação das soluções desinfetantes por diferença de eletrólitos (saliva ácida e saliva neutra)

Tabela 1 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) - água destilada (controle) – 10 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	2,47	0,36
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em saliva ácida	$0,05\times10^{-1}$	$1,02\times10^{-6}$
Média amostra em saliva neutra	$-1,60\times10^{-1}$	$0,98\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	6,86%	73,32%
Significância	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 2 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) - hipoclorito de sódio 1% - 10 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	1,36	2,57
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em saliva ácida	-100×10^{-1}	$0,96\times10^{-6}$
Média amostra em saliva neutra	$-1,46\times10^{-1}$	$1,31\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	24,48%	6,20%
Significância	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 3 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) - Hipoclorito de Sódio 1% - 40 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	0,91	0,57
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em saliva ácida	$-1,81\times10^{-1}$	$1,23\times10^{-6}$
Média amostra em saliva neutra	$-2,41\times10^{-1}$	$1,28\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	58,38%	60,12%
Significância	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 4 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) - ácido peracético 0,2% - 10 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	0,07	0,84
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em saliva ácida	$-1,15\times10^{-1}$	$1,08\times10^{-6}$
Média amostra em saliva neutra	$-1,17\times10^{-1}$	$1,31\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	90,68%	54,60%
Significância	ns	ns

ns= não significante (p > 0,05).

Tabela 5 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) - ácido peracético 0,2% - 30 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	1,37	0,82
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em saliva ácida	$-0,10\times10^{-1}$	$1,08\times10^{-6}$
Média amostra em saliva neutra	$-0,83\times10^{-1}$	$1,38\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	24,18%	53,70%
Significância	ns	ns

ns= não significante (p > 0,05).

Tabela 6 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) - ácido peracético 0,2% - 40 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	2.07	2,18
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em saliva ácida	$-0,33\times10^{-1}$	$1,43\times10^{-6}$
Média amostra em saliva neutra	$-1,47\times10^{-1}$	$0,92\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	10,68%	9,38%
Significância	ns	ns

ns= não significante (p > 0,05).

Tabela 7 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) - ácido peracético 0,2% - 120 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	2.17	0,66
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em saliva ácida	$0,18\times10^{-1}$	$1,20\times10^{-6}$
Média amostra em saliva neutra	$-1,21\times10^{-1}$	$1,04\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	9,50%	55,12%
Significância	ns	ns

ns= não significante (p > 0,05).

Tabela 8- Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) - ácido peracético 2% - 30 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	1,37	0,01
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em saliva ácida	$-0,14\times10^{-1}$	$1,37\times10^{-6}$
Média amostra em saliva neutra	$-0,72\times10^{-1}$	$1,38\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	24,32%	93,94%
Significância	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 9- Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) - ácido peracético 2% - 120 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	0,44	1,65
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em saliva ácida	$-0,61\times10^{-1}$	$1,18\times10^{-6}$
Média amostra em saliva neutra	$-0,39\times10^{-1}$	$1,77\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	68,42%	17,32%
Significância	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

Apêndice B

Comparação entre água destilada (controle) e soluções desinfetantes em saliva ácida

Tabela 1- Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) em saliva artificial ácida, comparação entre água destilada - 10 minutos e hipoclorito de sódio 1% - 10 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	1,74	0,56
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em água 10 min	$0,05\times10^{-1}$	$1,02\times10^{-6}$
Média amostra em hipo 10 min	$-1,00\times10^{-1}$	$0,96\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	15,64%	60,52%
Significância	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 2- Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) em saliva artificial ácida, comparação entre água destilada - 10 minutos e hipoclorito de sódio 1% - 40 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	2,38	1,70
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em água 10 min	$0,05\times10^{-1}$	$1,02\times10^{-6}$
Média amostra em hipo 40 min	$-1,81\times10^{-1}$	$1,23\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	7,58%	16,26%
Significância	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 3- Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) em saliva artificial ácida, comparação entre água destilada - 10 minutos e ácido peracético a 0,2% - 10 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	1,76	0,49
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em água 10 min	$0,05\times10^{-1}$	$1,02\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 0,2% 10 min	$-1,15\times10^{-1}$	$1,08\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	15,24%	64,88%
Significância	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 4 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) em saliva artificial ácida, comparação entre água destilada - 10 minutos e ácido peracético a 0,2% - 30 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	0,22	0,49
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em água 10 min	$0,05\times10^{-1}$	$1,02\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 0,2% 30 min	$-0,10\times10^{-1}$	$1,08\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	81,66%	65,02%
Significância	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 5 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) em saliva artificial ácida, comparação entre água destilada - 10 minutos e ácido peracético a 0,2% - 40 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	0,55	1,73
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em água 10 min	$0,05\times10^{-1}$	$1,02\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 0,2% 40 min	$-0,33\times10^{-1}$	$1,43\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	61,26%	15,76%
Significância	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 6- Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) em saliva artificial ácida, comparação entre água destilada - 10 minutos e ácido peracético a 0,2% - 120 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	0,21	0,77
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em água 10 min	$0,05\times10^{-1}$	$1,02\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 0,2% 120 min	$0,18\times10^{-1}$	$1,20\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	82,30%	51,40%
Significância	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 7 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) em saliva artificial ácida, comparação entre água destilada - 10 minutos e ácido peracético a 2% - 30 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	0,27	1,56
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em água 10 min	$-0,14\times10^{-1}$	$1,37\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 2% 30 min	$0,05\times10^{-1}$	$1,02\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	78,42%	19,30%
Significância	ns	ns

ns= não significante (p > 0,05).

Tabela 8 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) em saliva artificial ácida, comparação entre água destilada - 10 minutos e ácido peracético a 2% - 120 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	0,91	0,80
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em água 10 min	$-0,61\times10^{-1}$	$1,18\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 2% 120 min	$0,05\times10^{-1}$	$1,02\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	58,18%	52,96%
Significância	ns	ns

ns= não significante (p > 0,05).

Comparação entre água destilada (controle) e soluções desinfetantes em saliva neutra

Tabela 9 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) em saliva artificial neutra, comparação entre água destilada - 10 minutos e hipoclorito de sódio 1% - 10 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	0,33	2,47
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em água 10 min	$-1,60\times10^{-1}$	$0,98\times10^{-6}$
Média amostra em hipo 10 min	$-1,46\times10^{-1}$	$1,31\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	75,20%	6,88%
Significância	ns	ns

ns= não significante (p > 0,05).

Tabela 10 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) em saliva artificial neutra, comparação entre água destilada - 10 minutos e hipoclorito de sódio 1% - 40 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	1,54	3,32
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em água 10 min	$-1,60\times10^{-1}$	$0,98\times10^{-6}$
Média amostra em hipo 40 min	$-2,41\times10^{-1}$	$1,28\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	19,76%	3,02%
Significância	ns	s

s=significante ($p \leq 0,05$), ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 11 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) em saliva artificial neutra, comparação entre água destilada - 10 minutos e ácido peracético a 0,2% - 10 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	1,29	1,22
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em água 10 min	$-1,60\times10^{-1}$	$1,31\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 0,2% 10 min	$-1,17\times10^{-1}$	$0,98\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	26,62%	29,08%
Significância	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 12 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) em saliva artificial neutra, comparação entre água destilada - 10 minutos e ácido peracético a 0,2% - 30 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	1,53	1,09
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em água 10 min	$-1,60\times10^{-1}$	$0,98\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 0,2% 30 min	$-0,83\times10^{-1}$	$1,38\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	19,96%	33,90%
Significância	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 13 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) em saliva artificial neutra, comparação entre água destilada - 10 minutos e ácido peracético a 0,2% - 40 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	0,26	0,57
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em água 10 min	$-1,47\times10^{-1}$	$0,92\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 0,2% 40 min	$-1,60\times10^{-1}$	$0,98\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	79,12%	60,38%
Significância	ns	ns

ns= não significante (p > 0,05).

Tabela 14 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) em saliva artificial neutra, comparação entre água destilada - 10 minutos e ácido peracético a 0,2% - 120 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	0,57	0,45
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em água 10 min	$-1,60\times10^{-1}$	$0,98\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 0,2% 120 min	$-1,21\times10^{-1}$	$1,04\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	60,44%	67,68%
Significância	ns	ns

ns= não significante (p > 0,05).

Tabela 15 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) em saliva artificial neutra, comparação entre água destilada - 10 minutos e ácido peracético a 2% - 30 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	2,46	1,79
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em água 10 min	$-0,72\times10^{-1}$	$1,38\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 2% 30 min	$-1,60\times10^{-1}$	$0,98\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	6,96%	14,72%
Significância	ns	ns

ns= não significante (p > 0,05).

Tabela 16 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} (V) e I_{pass} (A/cm^2) em saliva artificial neutra, comparação entre água destilada - 10 minutos e ácido peracético a 2% - 120 minutos.

	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	2,95	2,45
Graus de liberdade	4	4
Média amostra em água 10 min	$-0,39\times10^{-1}$	$1,77\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 2% 120 min	$-1,60\times10^{-1}$	$0,98\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	4,22%	7,00%
Significância	s	ns

s=significante ($p \leq 0,05$), ns= não significante ($p > 0,05$).

Apêndice C

Comparação entre tempos

Hipoclorito de Sódio 1%

Tabela 1- Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} e I_{pass} para a comparação entre hipoclorito de sódio 1% 10 min e 40 min em saliva ácida e neutra.

	Saliva ácida		**Saliva neutra**	
	E_{corr}	**I_{pass}**	**E_{corr}**	**I_{pass}**
Valor calc. de t	1,61	4,66	1,73	0,90
G L	4	4	4	4
Média 10min	$-1,00\times10^{-1}$	$0,96\times10^{-6}$	$-1,46\times10^{-1}$	$1,31\times10^{-6}$
Média 40 min	$-1,81\times10^{-1}$	$1,23\times10^{-6}$	$-2,41\times10^{-1}$	$2,20\times10^{-6}$
Prob igualdade	18,16%	1,08%	15,74%	57,88%
Significância	ns	s	ns	ns

s=significante ($p < 0,05$); ns= não significante ($p > 0,05$).

Ácido Peracético 0,2%

Tabela 2 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} e I_{pass} em saliva ácida e neutra, comparação entre ácido peracético 0,2% - 10 e 30 minutos.

	Saliva ácida		**Saliva neutra**	
	E_{corr}	I_{pass}	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	2,23	0,06	0,76	0,14
Graus de liberdade	4	4	4	4
Média amostra em ác. per 0,2% 10 min	$-1,15\times10^{-1}$	$1,08\times10^{-6}$	$-1,17\times10^{-1}$	$1,31\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 0,2% 30 min	$-0,10\times10^{-1}$	$1,08\times10^{-6}$	$-0,83\times10^{-1}$	$1,38\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	8,9%	91,10%	50,82%	86,4%
Significância	ns	ns	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 3 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} e I_{pass} em saliva ácida e neutra, comparação entre ácido peracético 0,2% - 10 e 40 minutos.

	Saliva ácida		**Saliva neutra**	
	E_{corr}	I_{pass}	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	1,71	1,63	0,66	1,34
Graus de liberdade	4	4	4	4
Média amostra em ác. per 0,2% 10 min	$-1,15\times10^{-1}$	$1,08\times10^{-6}$	$-1,17\times10^{-1}$	$1,31\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 0,2% 40 min	$-0,33\times10^{-1}$	$1,43\times10^{-6}$	$-1,47\times10^{-1}$	$0,92\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	16,26%	17,72%	54,78%	25,04%
Significância	ns	ns	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 4 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} e I_{pass} em saliva ácida e neutra, comparação entre ácido peracético 0,2% - 10 e 120 minutos.

	Saliva ácida		**Saliva neutra**	
	E_{corr}	I_{pass}	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	3,85	0,57	0,06	0,89
Graus de liberdade	4	4	4	4
Média amostra em ác. per 0,2% 10 min	$-1,15\times10^{-1}$	$1,08\times10^{-6}$	$-1,17\times10^{-1}$	$1,31\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 0,2% 120 min	$0,18\times10^{-1}$	$1,20\times10^{-6}$	$-1,21\times10^{-1}$	$1,04\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	1,92%	60,10%	90,86%	57,52%
Significância	s	ns	ns	ns

s=significante ($p \leq 0,05$), ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 5 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} e I_{pass} em saliva ácida e neutra, comparação entre ácido peracético 0,2% - 30 e 40 minutos.

	Saliva ácida		**Saliva neutra**	
	E_{corr}	I_{pass}	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	0,47	1,68	1,08	1,2
Graus de liberdade	4	4	4	4
Média amostra em ác. per 0,2% 30 min	$-0,10\times10^{-1}$	$1,08\times10^{-6}$	$-0,83\times10^{-1}$	$1,38\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 0,2% 40 min	$-0,33\times10^{-1}$	$1,43\times10^{-6}$	$-1,47\times10^{-1}$	$0,92\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	66,24%	16,84%	34,02%	29,52%
Significância	ns	ns	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

Tabela 6 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} e I_{pass} em saliva ácida e neutra, comparação entre ácido peracético 0,2% - 30 e 120 minutos.

	Saliva ácida		**Saliva neutra**	
	E_{corr}	I_{pass}	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	0,76	0,6	0,5	0,87
Graus de liberdade	4	4	4	4
Média amostra em ác. per 0,2% 30 min	$-0,10\times10^{-1}$	$1,08\times10^{-6}$	$-0,83\times10^{-1}$	$1,38\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 0,2% 120 min	$0,18\times10^{-1}$	$1,20\times10^{-6}$	$-1,21\times10^{-1}$	$1,04\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	50,92%	58,56%	64,22%	56,10%
Significância	ns	ns	ns	ns

ns= não significante (p > 0,05).

Tabela 7 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} e I_{pass} em saliva ácida e neutra, comparação entre ácido peracético 0,2% - 40 e 120 minutos.

	Saliva ácida		**Saliva neutra**	
	E_{corr}	I_{pass}	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	1,36	0,78	0,34	0,71
Graus de liberdade	4	4	4	4
Média amostra em ác. per 0,2% 40 min	$-0,33\times10^{-1}$	$1,43\times10^{-6}$	$-1,47\times10^{-1}$	$0,92\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 0,2% 120 min	$0,18\times10^{-1}$	$1,20\times10^{-6}$	$-1,21\times10^{-1}$	$1,04\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	24,6%	51,74%	74,32%	52,26%
Significância	ns	ns	ns	ns

ns= não significante (p > 0,05).

Ácido Peracético 2%

Tabela 8- Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} e I_{pass} para a comparação entre ácido peracético 2% 30 min e 120 min, em saliva ácida e neutra.

	Saliva ácida		**Saliva neutra**	
	$\mathbf{E_{corr}}$	$\mathbf{I_{pass}}$	$\mathbf{E_{corr}}$	$\mathbf{I_{pass}}$
Valor calc. de t	0,86	0,77	0,90	1,02
G L	4	4	4	4
Média 30 min	$-0,14\times10^{-1}$	$1,37\times10^{-6}$	$-0,72\times10^{-1}$	$1,38\times10^{-6}$
Média 120 min	$-0,61\times10^{-1}$	$1,18\times10^{-6}$	$-0,39\times10^{-1}$	$1,77\times10^{-6}$
Prob igualdade	55,6%	51,06%	58,02%	36,76%
Significância	ns	ns	ns	ns

ns= não significante (p > 0,05)

Apêndice D

Comparação entre soluções desinfetantes

a) Ácido peracético 0,2% - 10 min e hipoclorito de sódio 1% - 10 min

Tabela 1 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} e I_{pass} em saliva ácida e neutra, comparação entre ácido peracético 0,2% - 10 min e hipoclorito de sódio 1% - 10 min.

	Saliva ácida		**Saliva neutra**	
	E_{corr}	I_{pass}	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	0,45	2,01	0,77	0,02
Graus de liberdade	4	4	4	4
Média amostra em ác. per 0,2% 10 min	$-1,15\times10^{-1}$	$1,08\times10^{-6}$	$-1,17\times10^{-1}$	$1,31\times10^{-6}$
Média amostra em hipo 1% 10 min	$-1,0\times10^{-1}$	$0,96\times10^{-6}$	$-1,46\times10^{-1}$	$1,31\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	67,26%	11,36%	51,46%	93,2%
Significância	ns	ns	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

b) Ácido peracético 0,2% - 40 min e hipoclorito de sódio 1% - 40 min

Tabela 2 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} e I_{pass} em saliva ácida e neutra, comparação entre ácido peracético 0,2% - 40 min e hipoclorito de sódio 1% - 40 min.

	Saliva ácida		**Saliva neutra**	
	E_{corr}	I_{pass}	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	2,41	0,96	1,56	2,60
Graus de liberdade	4	4	4	4
Média amostra em ác. per 0,2% 40 min	$-0,33\times10^{-1}$	$1,43\times10^{-6}$	$-1,47\times10^{-1}$	$0,92\times10^{-6}$
Média amostra em hipo 1% 40 min	$-1,81\times10^{-1}$	$1,23\times10^{-6}$	$-2,41\times10^{-1}$	$1,28\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	7,34%	60,8%	19,34%	5,98%
Significância	ns	ns	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

c) Ácido peracético 0,2% - 30 min e ácido peracético 2% - 30 min

Tabela 3 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} e I_{pass} em saliva ácida e neutra, comparação entre ácido peracético 0,2% - 30 min e ácido peracético 2% - 30 min.

	Saliva ácida		**Saliva neutra**	
	E_{corr}	I_{pass}	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	0,08	1,49	0,25	0,001
Graus de liberdade	4	4	4	4
Média amostra em ác. per 0,2% 30 min	$-0,10\times10^{-1}$	$1,08\times10^{-6}$	$-0,83\times10^{-1}$	$1,38\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 2% 30 min	$-0,14\times10^{-1}$	$1,37\times10^{-6}$	$-0,72\times10^{-1}$	$1,38\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	89,84%	21,02%	79,74%	21,02%
Significância	ns	ns	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

d) Ácido peracético 0,2% - 120 min e ácido peracético 2% - 120 min

Tabela 4 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} e I_{pass} em saliva ácida e neutra, comparação entre ácido peracético 0,2% - 120 min e ácido peracético 2% - 120 min.

	Saliva ácida		**Saliva neutra**	
	E_{corr}	I_{pass}	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	1,83	0,05	1,19	2,10
Graus de liberdade	4	4	4	4
Média amostra em ác. per 0,2% 120 min	$0,18\times10^{-1}$	$1,19\times10^{-6}$	$-0,39\times10^{-1}$	$1,77\times10^{-6}$
Média amostra em ác. per 2% 120 min	$-0,61\times10^{-1}$	$1,20\times10^{-6}$	$-1,21\times10^{-1}$	$1,04\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	14,08%	91,38%	30,12%	10,36%
Significância	ns	ns	ns	ns

ns= não significante ($p > 0,05$).

e) Ácido peracético 2% - 30 min e hipoclorito de sódio 1% - 40 min

Tabela 5 - Resultados dos testes t Student para os valores de E_{corr} e I_{pass} em saliva ácida e neutra, comparação entre ácido peracético 2% - 30 min e hipoclorito de sódio 1% - 40 min.

	Saliva ácida		**Saliva neutra**	
	E_{corr}	I_{pass}	E_{corr}	I_{pass}
Valor calculado de t	2,71	0,74	3,45	0,39
Graus de liberdade	4	4	4	4
Média amostra em ác. per 2% 30 min	$-0,14\times10^{-1}$	$1,37\times10^{-6}$	$-0,72\times10^{-1}$	$1,38\times10^{-6}$
Média amostra em hipo 1% 40 min	$-1,810\times10^{-1}$	$1,23\times10^{-6}$	$-2,41\times10^{-1}$	$1,28\times10^{-6}$
Probabilidade de igualdade	5,38%	50,6%	2,66%	71,04%
Significância	ns	ns	s	ns

s=significante ($p \leq 0,05$), ns= não significante ($p > 0,05$).