BJCMR Brazilian Journal of Clinical Medicine and Review

PCAA PUBLICAÇÕES CIENTÍFICAS DE ACESSO ABERTO

*Pesquisa Original*

# Análise Eletroquímica da influência da escovação na resistência a corrosão da liga de Ti CP

**Marcelo Rodrigues Azenha [1,*], Rogério Bentes Kato [2], Darlan Rocha de Souza [2], Elker Silva de Oliveira [2], Elenilson Barbosa Dias [3], Patrícia Medeiros Ferreira [4], Gustavo da Col [4], Osvaldo Luiz Bezzon [4]**

[1] Cirurgião Buco-maxilo-facial, São Paulo, Brasil.
[2] Cirurgião Buco-maxilo-facial, Pará, Brasil.
[3] Cirurgião dentista, Franca, Brasil.
[4] Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, SP, Brazil.

* Correspondência: marceloazenha@yahoo.com.br.

**Resumo:** O uso de ligas metálicas na odontologia continua tendo aplicação em grande número de situações clínicas de próteses convencionais ou sobre implantes. O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da escovação e corrosão na superfície do Ti cp. Foram confeccionados espécimes com 15 mm de diâmetro e 2,5 mm de espessura, obtidos pelo método de fundição por cera perdida. Em seguida, foram divididos 2 grupos (n=6) que foram submetidos a diferentes testes, conforme descrito na seção materiais e métodos. Os resultados obtidos mostram não haver alteração estatisticamente significante na rugosidade superficial dos corpos-de-prova entre os grupos testados. No entanto, as imagens obtidas através dos testes de Interferometria Digital 3D e Microscopia eletrônica de varredura, sugerem a formação de superfícies com menos irregularidades, para o grupo 2, o quail foi submetido a escovação mecânica antes dos ensaios eletroquímicos. Os valores da resistência do óxido (Róxido) observada após a EIS a -250 mV foram estaticamente diferentes entre si (p≤0,05), sendo que os grupos 1, submetido somente ao teste eletroquímico, demonstrou menor resistência do óxido, quando comparado com o grupo 2, escovado mecanicamente antes do teste eletroquímico. Concluiu-se que a escovação interfere positivamente na resistência a corrosão do Ti CP.

**Palavras-chave:** Corrosão; Abrasão; Escovação; Titânio.

Citação: Azenha MR, Kato RB, Souza DR, Oliveira ES, Dias EB, Ferreira PM, Col G, Bezzon OL. Análise Eletroquímica da influência da escovação na resistência a corrosão da liga de Ti CP. Brazilian Journal of Clinical Medicine and Review. 2025:Jan-Dec;03(1):bjcmr6.

https://doi.org/10.52600/2763-583X.bjcmr.2025.3.1.bjcmr6

Recebido: 13 Junho 2024
Aceito: 11 Julho 2024
Publicado: 15 Julho 2024

Copyright: This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License (CC BY 4.0).

## 1. Introdução

A odontologia atual apresenta grande variedade de materiais metálicos desenvolvidos a partir de testes in vitro e in vivo, sendo as ligas metálicas aplicadas em inúmeras situações clínicas como próteses convencionais e sobre implantes. O comportamento dos materiais metálicos nas reabilitações orais depende de aspectos biológicos como a interação com as estruturas bucais, sendo de extrema importância as condições estruturais a que serão submetidos para que se obtenha sucesso clínico a longo prazo [1,2].

Uma das maiores preocupações dos profissionais que trabalham com próteses odontológicas é a ocorrência de falhas que podem comprometer o resultado das reabilitações, sendo as mais comuns a biocorrosão, a fadiga, fraturas do material, desgaste e alergias aos metais. A resistência à corrosão é considerada o fator principal a ser analisado em uma liga, pois dela deriva a sua resistência à fratura e a manutenção estética/funcional da reabilitação oral. Todos os materiais metálicos odontológicos estão sujeitos à corrosão, principalmente quando presentes no ambiente tão instável como o da cavidade bucal. Fatores como flutuação de temperatura, presença de umidade, grande

mudança de pH devido à dieta, alterações do material na presença de oxigênio e decomposição contribuem muito para que a corrosão se instale e ocorra a degradação dos materiais [2-4].

Com o aumento da procura por reabilitações orais de grande exigência estética e funcional os implantes dentários de titânio são cada vez mais indicados como a melhor opção reabilitadora, estando estes rotineiramente expostos a vários fatores adversos, tais como mudança de temperatura e nível de oxigênio (devido à alimentação e mudanças na saliva), forças mastigatórias e componentes químicos que contribuem para o processo de degradação do metal, torna-se fundamental o estudo das ligas envolvidas no processo de substituição de dentes perdidos. Com isso, o objetivo deste estudo foi verificar por meio de análise eletroquímica a influência do processo abrasivo que ocorre durante a escovação na resistência à corrosão sobre a liga de Ti CP o profissional na manutenção da longevidade dos materiais odontológicos restauradores.

## 2. Materiais e Métodos

Para a realização da fase experimental desta pesquisa, foi utilizada a liga de Titânio comercialmente puro, descrita no Tabela 1, com composição química explícita na Tabela 2.

### 2.1 Preparação das amostras

#### 2.1.1 Obtenção dos corpos-de-prova

Os espécimes foram preparados na forma de pastilhas, com 15,0 mm de diâmetro e 2,5 mm de espessura, pelo método de fundição por cera perdida, a partir de padrões obtidos por meio de matriz de teflon confeccionada na oficina de precisão do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto –USP (Figuras 1A, 1B e 1C).

O espaçador colocado entre o embolo e o cilindro, garante a espessura do padrão de cera. Com a matriz montada, cera Picodip (Renfert, Hilzingen, Alemanha) liquefeita foi gotejada em excesso, com auxílio de conta gotas, na matriz de teflon previamente isolada com vaselina. A cera foi liquefeita no plastificador digital Hotty Led (Renfert Gmbh, Hilzingen, Alemanha), que permitiu controlar a cera à temperatura de 75 ± 5°C, conforme determina a especificação nº4 da *American Dental Association*.

**Tabela 1**. Liga odontológica.

| Materiais | Nome Comercial | Procedência | Sigla |
|---|---|---|---|
| Titânio – CP | Tritan | Dentaurum, Inc, Pforzheim, Alemanha | Ti-cp |

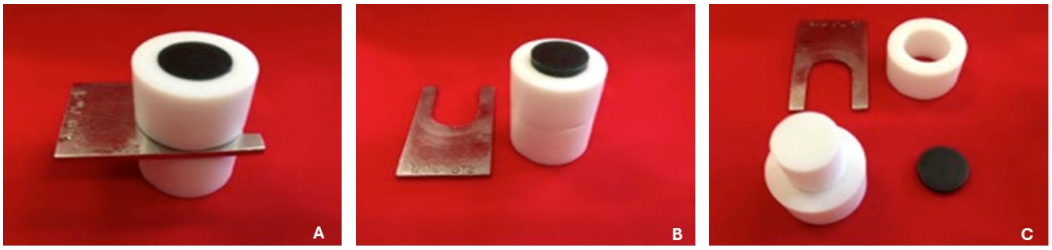
**Tabela 2**. Composição química da liga odontológica (% em peso).

| Liga | Ti | Outros |
|---|---|---|
| Ti-CP | 99,5 | 0,5 |

Foi adotado tempo de espera de 10 minutos para que houvesse solidificação total da cera à temperatura ambiente. Após este período, o excesso de cera foi removido e a superfície alisada com o auxílio de uma espátula plana. Em seguida, o padrão de cera assim elaborado, foi removido cuidadosamente da matriz de teflon, pela remoção do espaçador e acionamento do embolo (Figura 2).

**Figura 1**. Liga odontológica. Matriz para confecção do cursor das amostras. A. Matriz desmontada. B. Matriz montada uma visão anterior. C. Matriz montada uma visão superior.

**Figura 2**. Solidificação total da cera, na matriz.




### 2.1.2 Inclusão e Fundição dos padrões de cera

Para inclusão dos padrões de cera, foi empregado revestimento específico para a liga utilizada, como descrito no Tabela 3. Os padrões de cera foram incluídos no revestimento Rematitam Plus (Dentaurum, Ispringen, Alemanha) manipulado a vácuo, respeitando-se as intruções do fabricante. No mesmo anel de silicone foram incluídos 5 corpos-de-prova (Figura 3).

**Tabela 3**. Revestimento utilizado.

| **Revestimento** | **Procedência** |
|---|---|
| Rematitam Plus | Dentaurum, Isprigen, Alemanha |

**Figura 3**. Corpos- de-prova unidos ao conduto de alimentação para inclusão no revestimento.

Na sequência os anéis de revestimentos foram levados ao forno Edgcon 5P (EDG, São Carlos, Brasil). O ciclo de aquecimento dos anéis foi realizado de acordo com as recomendações dos fabricantes: aquecimento a velocidade de 5oC/mim da temperatura ambiente até 150 oC, permanecendo nesta temperatura por noventa minutos; aquecimento á velocidade de 5oC/min até 250oC, permanecendo nesta temperatura por noventa minutos; aquecimento de 5oC/min até 1000oC, permanecendo nesta temperatura por sessenta minutos; resfriamento à velocidade de 5oC/min até 400oC. Depois de removidos do forno, os anéis foram posicionados na máquina Rematitan (Dentaurun, Pfirzhein, Alemanha) e as fundições realizadas por arco voltaico, sob vácuo e atmosfera de argônio, com injeção de metal sob vácuo-pressão.

**2.1.3 Jateamento e preparação dos espécimes**

Após os anéis serem resfriados em água foram realizadas as desinclusões e os espécimes obtidos receberam jateamento (Multjet III – EDG equipamentos e Controle Ltda. São Carlos, Brasil) para eliminação do revestimento aderido. Este jateamento foi realizado com partículas de óxido de alumínio de aproximadamente 110 μm de tamanho, com pressãode 80 lib/pol2 (5,62 kgf/cm2) a fim de remoção dos resíduos de revestimentos e óxidos depositados sobre a superfície.

Em seguida, os espécimes tiveram suas extremidades separadas do pino do canal de alimentação. Os espécimes, após serem separados com disco de carborundum, foram preparados com brocas carbide e de óxido de alumínio. Na face em que foi analisado o comportamento corrosivo foi executado o polimento metalográfico, em equipamento para polimento (Lixadeira Motorizada – Polipan-U – Pantec) iniciando-se com lixa d'água de granulação 180, passando para 240, 360, 400, 600, 800, 1200, 2000 e finalizando o polimento com discos de feltro e solução de sílica em suspensão. Após finalizada a parte de confecção, os espécimes foram divididos em 2 grupos (n=6) de acordo com os testes que foram realizados (Tabela 4).

**Tabela 4.** Divisão dos grupos de acordo com os testes que as amostras foram submetidas.

| Grupos | Ensaios | Sequência de Ensaios |
|---|---|---|
| G1 | C | OCP + PA (a -250 mV) + EIS (a -250 mV) |
| G2 | E.M. + C | Escovação mecânica (14.600 ciclos) + C1 |

**Legenda:** OCP. Potencial em Circuito Aberto. PA. Potencial Anódico. EIS. Espectroscopia de Impedância Eletroquímica.

**2.2 Etapas de testes**

**2.2.1 Ensaio de escovação mecânica**

Para escovação simulada foi utilizada uma máquina de escovação tipo Pepsodent (MAVTEC - Com. Peças, Acess. e Serv. Ltda. ME, Ribeirão Preto, SP, Brasil). Para cada ensaio foi utilizada uma escova macia (Tek, Johnson & Johnson Ind. Com. Ltda., São José dos Campos, SP, Brasil) por espécime. As escovas tiveram seus cabos removidos com auxílio de um motor de baixa rotação, peça reta e fresa maxicut (Edenta AG, Au, Suiça) para proporcionar o encaixe das cabeça das escovas nas sapatas da máquina de escovação e fixá-las a partir de parafusos colocados nas laterais e na parte superior das sapatas. O peso que a máquina exerce no corpo de prova, com a escova acoplada, é de 200 gramas. O curso percorrido pela escova corresponde a 3,8 centímetros.

Para que houvesse perfeita adaptação da amostra e manutenção de uma mesma posição no momento da escovação, os espécimes foram fixados em placas de plexiglass (Acrilpress Artefatos de acrílico Ltda, Brasil) desenvolvidas com um círculo no centro, nas dimensões do corpo-de-prova e fixadas nas cubas do aparelho.

Foram escovadas seis amostras simultaneamente, com velocidade de 356 rotações por minuto. Um volume de 20g de dentifrício foi suspenso em 20ml de água destilada (proporção 1:1) e misturados no manipulador a vácuo A 300 (Polidental Ltda., Cotia, SP, Brasil) e posteriormente vertido com seringa plástica (10 ml de solução) igualmente em cada cuba sobre os corpos-de-prova.

A máquina foi acionada até seu display atingir 14.600 ciclos de escovação, que representa 1 ano de escovação por indivíduo saudável [5] que corresponde a 41 minutos de funcionamento da máquina de escovação. Após esse período a máquina era desligada, os corpos de prova removidos, lavados em água corrente e secos. Nas amostras do Grupo 2 o ensaio de corrosão foi realizado após a escovação. O Grupo 1 não foi submetido à escovação mecânica.

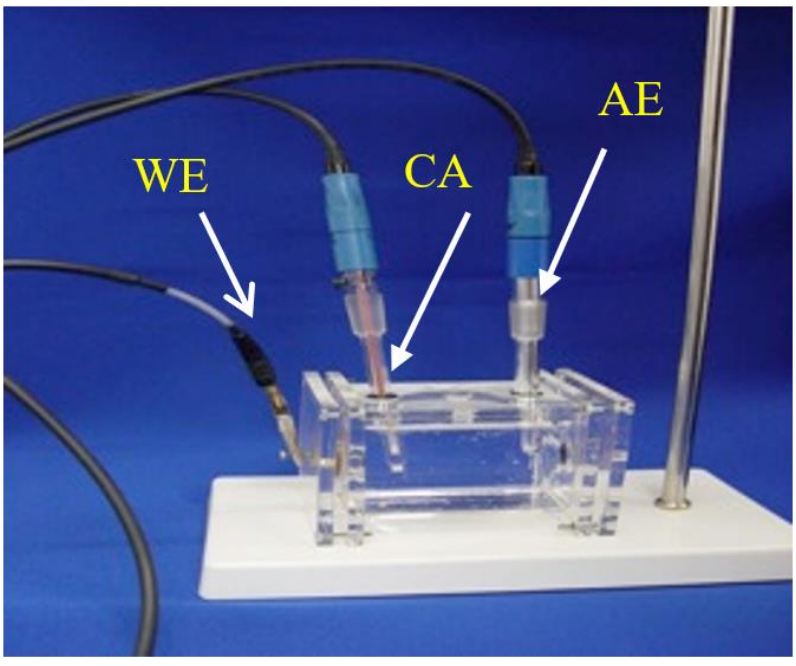
### 2.2.2 Ensaio de corrosão eletroquímica

Com a finalidade de determinar o comportamento corrosivo da liga, as amostras de todos os grupos, foram levados ao aparelho de ultrassom (Ultrassom 1440 D Comércio de Equipamentos Médico - Odontológicos Ltda, Brasil) para limpeza e remoção de qualquer resíduo de gordura da superfície dos corpos de prova com álcool isopropílico durante 15 minutos. Em seguida, a superfície a ser analisada foi novamente levada ao ultrassom em água destilada, por um período de 10 minutos, para remoção do álcool, o que poderia levar a alterações da análise. Após o término da limpeza com ultrassom, a superfície foi seca com ar quente.

Logo após o preparo da superfície, os corpo-de-prova foram montados, um por vez, em uma célula eletroquímica apropriada para os ensaios de corrosão. Para a execução de ensaios de corrosão foi utilizado o potenciostato/galvanostato, (modelo PGP201, Radiômetro Copenhagen, Dinamarca), assistido pelo software Voltamaster 1 concedido pela mesma companhia.

A célula eletroquímica foi constituída por um recipiente de 500 ml e uma tampa acrílica com orifícios. Nestes orifícios são introduzidos e fixos os seguintes eletrodos: (WE) - eletrodo de trabalho, constituído do material a ser testado; o eletrodo de referência tipo calomelano saturado (CA); o eletrodo auxiliar de platina com 1 cm2 de área (AE). Na figura 4 pode-se observar a célula eletroquímica montada.

**Figura 4.** Célula eletroquímica montada para início do estudo.



O eletrólito usado foi saliva artificial em pH de 5.5, a partir da fórmula de Fusayama modificado por Meyer, em uma temperatura de 37°C, controlada por meio de uma estufa confeccionada na oficina de precisão do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, com a finalidade de simular a temperatura do corpo humano (Figura 5).

**Figura 5.** Estufa confeccionada na FORP/USP.

Para a análise de Potencial em Circuito Aberto (OCP), o período de mensurarão foi de 1 hora, com leitura do potencial da amostra a cada 0,6 segundos. O potencial de corrosão é o valor do OCP após estabilização. No Grupo G1 foi realizada a análise de OCP, em seguida, aplicado um Potencial Anódico a -250 mV por 1 hora e logo após, realizada a Espectroscopia de Impedância Eletroquímica (EIS) a -250mV.

O Grupo G2 foi submetido, primeiramente, ao ensaio de escovação mecânica, sendo a máquina acionada até atingir 14.600 ciclos e seguindo a metodologia proposta por Wiegand et al. [5], que representa 1 ano de escovação por um indivíduo saudável e corresponde a 41 minutos de funcionamento do equipamento. Posteriormente, foi realizado a mesma sequência do ensaio corrosivo do Grupo G1, ou seja: OCP + Aplicação de Potencial anódico a -250mV + EIS a -250 mV.

### 2.2.3 Caracterização da superfície

#### 2.2.3.1 Interferômero digital 3D

Após os testes de escovação mecânica e corrosão eletrolítica, os corpos de prova foram submetidos a análise de superfície pelo Interferômetro Digital 3D (Zygo New View 6300, Zygo Corporation, Middlefield, CT, USA), na Rush University Medical Center – Chicago – Illinois, a fim de verificar possíveis alterações da rugosidade superficial após os processos de abrasão e corrosão.

#### 2.2.3.2 Microscopia eletrônica de varredura

A microscopia eletrônica de varredura foi realizada, como um recurso a mais, para caraterização da superfície dos corpos-de-prova após os ensaios propostos para cada grupo.

#### 2.2.3.3 Análise estatística

Os valores obtidos após os ensaios eletroquímicos e as leituras de rugosidade foram submetidos a análise estatística one-way ANOVA e a análise estatística Duncan. Para comparação das médias entre os diferentes grupos estudados o teste ANOVA foi utilizado, buscando encontrar diferenças estatisticamente significantes entre as amostras, sem, contudo, nos mostrar quais medias diferem entre si. Para detecção exata de onde há diferença entre as medias, foi utilizado o Teste de Duncan, complementando assim o teste de variância (ANOVA).

## 3. Resultados

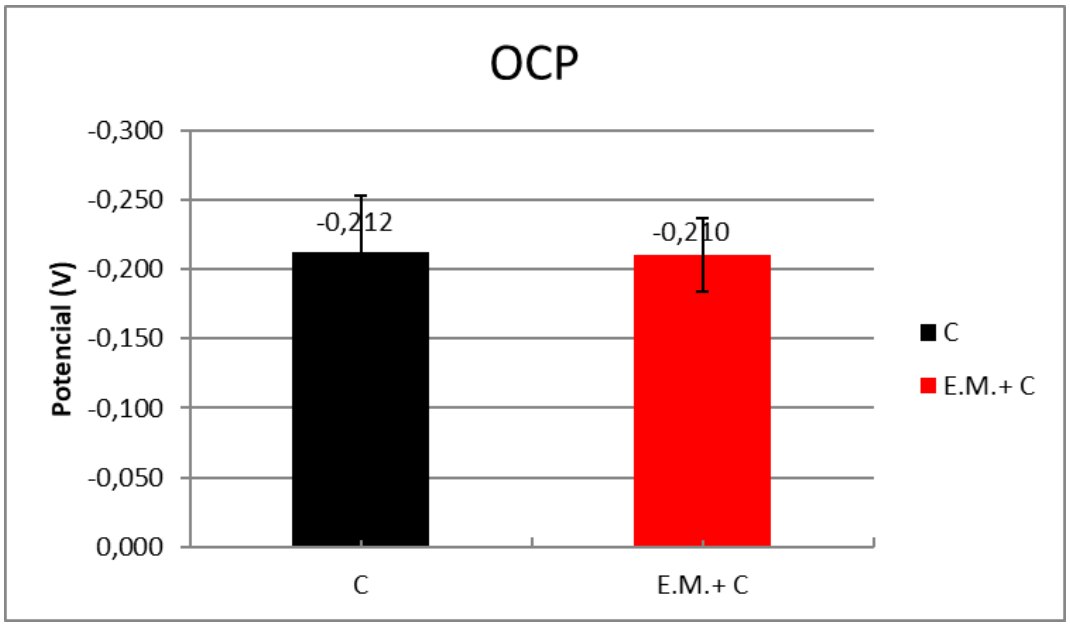
### 3.1 Potencial em circuito aberto (OCP)

Os valores médios do ensaio de OCP foram agrupados na tabela 5 e Figura 6.

**Tabela 5.** Valores Médios de Potencial em Circuito Aberto.

| Grupo | EOCP(V) |
|---|---|
| Grupo 1 (C) | -0,212 + 0,041a |
| Grupo 3 (E.M.+C) | -0,210 + 0,027a |

**Figura 6.** Média do Potencial em Circuito Aberto dos Grupos 1, 2, 3 e 4.




A figura 7 apresenta as curvas de evolução do OCP, obtidas a partir dos valores médios registrados de cada um dos corpos de prova para cada grupo, durante os 20 minutos de ensaio. A observação da figura 7A e 7B) mostra que, durante o teste eletroquímico, houve aumento do potencial para todos os grupos com diferentes padrões de curvas, ou seja, todas as amostras sofreram corrosão de forma similar.

O potencial inicial médio dos grupos foi diferente, sendo que o Grupo 1 apresentou o menor valor (-0,285 V), em relação ao grupo 2 (-0,250 V). Os valores médios do potencial registrado para os espécimes do Grupo 1 mostram aumento gradual de corrosão durante os primeiros 5 minutos, seguido de pequena diminuição do quinto ao décimo minuto, e novo aumento nos últimos 10 minutos, até alcançar, ao final dos 20 minutos de teste, valor médio de -0,212 V. Para o Grupo 2, as médias do OCP apresentaram diminuição nos primeiros minutos seguido de aumento gradual, alcançando ao final do teste eletroquímico valor médio de -0,210 V. Contudo, mesmo com as variações entre os grupos, após análise estatística (Oneway ANOVA) foi constatado não haver diferença significante entre os grupos testados ($p > 0,05$), demonstrando não haver importância nos resultados estatísticos a escovação mecânica previamanete aos ensaios de OCP.

### 3.2 Espectroscopia de impedância eletroquímica (EIS)

Os valores médios do ensaio de Espectroscopia de Impedância Eletroquímica (EIS) foram agrupados na Tabela 6 e Figura 8. Eles representam a resistência a polarização de média entre os espécimes de cada grupo, após os testes eletroquímicos e mecânicos. Estes

resultados foram analisados com o auxílio do Software Z View 2. O circuito Simples (Figura 9) demonstrou-se mais compatível com os dados obtidos, sendo utilizado como padrão durante a análise dos resultados.

**Figura 7.** A e B. Evolução do potencial corrosivo em circuito aberto dos grupos 1, 2, 3 e 4.

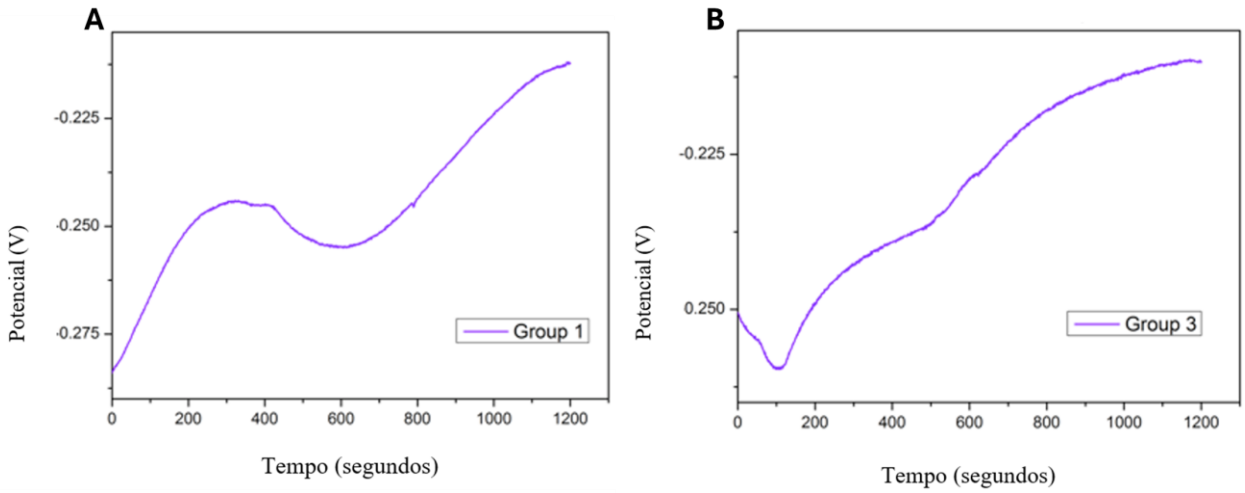



**Tabela 6.** Valores de Róxido(MΩ/cm²) obtidos a partir da EIS.

| **Grupo** | **Róxido (MΩ/cm²)** |
|---|---|
| Grupo 1 (C) | 0.62 + 0,12a |
| Grupo 2 (E.M.+C) | 2.10 + 0,68b |

**Figura 8.** Valores de Róxido(MΩ/cm²) obtidos a partir da EIS**.**

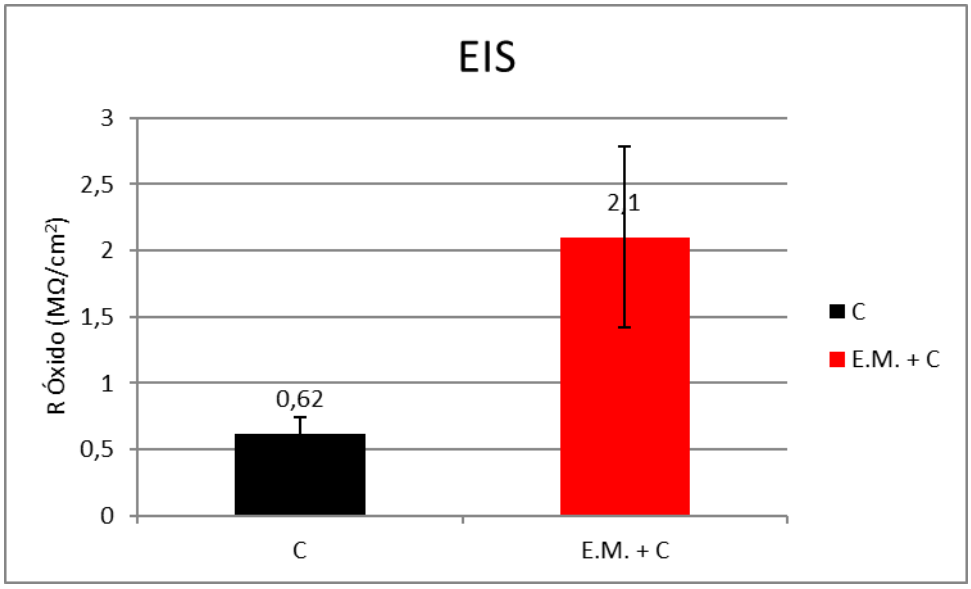
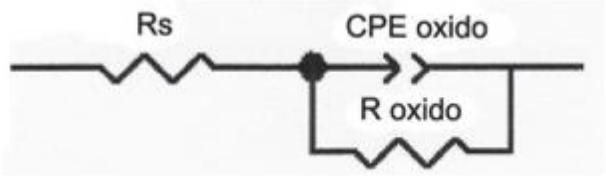



**Figura 9.** Circuito Simples.



A resistência do óxido (Róxido) observada nos grupos testados apresenta valores estaticamente diferentes entre si ($p \leq 0,05$), sendo que o Grupos 1, submetido somente ao teste eletroquímico, demonstrou menor resistência do óxido, ou seja, aumentando o poder de corrosão da superfície testada, quando comparado com o Grupo 2 que foi escovado mecanicamente antes do teste eletroquímico. Tal técnica de escovação demonstrou uma maior efetividade na proteção da superfície dos espécimes em relação à corrosão, aumentando com isso a resistência do óxido.

### 3.3 Caracterização da surperfície

#### 3.3.1 Interferômetro digital 3D

Análise de superfície, com auxílio do Interferômetro Digital 3D (Zygo- Rush Medical Center, Chicago, Illinois), foi realizada com o intuito de caracterizar as superfícies dos espécimes e aferir a rugosidade obtida após os testes mecânicos e eletroquímicos. Os valores de rugusidade (Rms e Ra) obtidos para cada grupo, pelo Software MetroPro, foram reunidos na Tabela 7 e nos Figura 10 e 11.

São detalhadas em diferentes formas de apresentação a condição final das superfícies dos espécimes, após os testes propostos para cada grupo. É possível analisar qualitativamente a superfície a partir de uma imagem plana, cor dourada, que retrata as características nanométricas da superfície. Análise quantitativas podem ser realizadas baseadas nas imagens das Figuras 12 e 13, que quantificam em nanômetros as irregularidades da superfície, sendo a apresentação dos dados em formatos bi e tridimensionais, favoráveis ao melhor entendimento dos dados obtidos.

**Tabela 7.** Valores de Rugosidade (Rms e Ra) após teste eletroquímicos e mecânicos propostos para cada Grupo.

| Grupos | Rms (nm ) | Ra (nm) |
|---|---|---|
| Grupo 1 (C) | 204,22 ± 90[a] | 162,62 ± 75[a] |
| Grupo 3 (E.M.+C) | 202,11 ± 11[a] | 164,06 ± 9[a] |

**Figura 10.** Valores de rugosidade (Rms) Grupos 1, 2, 3 e 4.

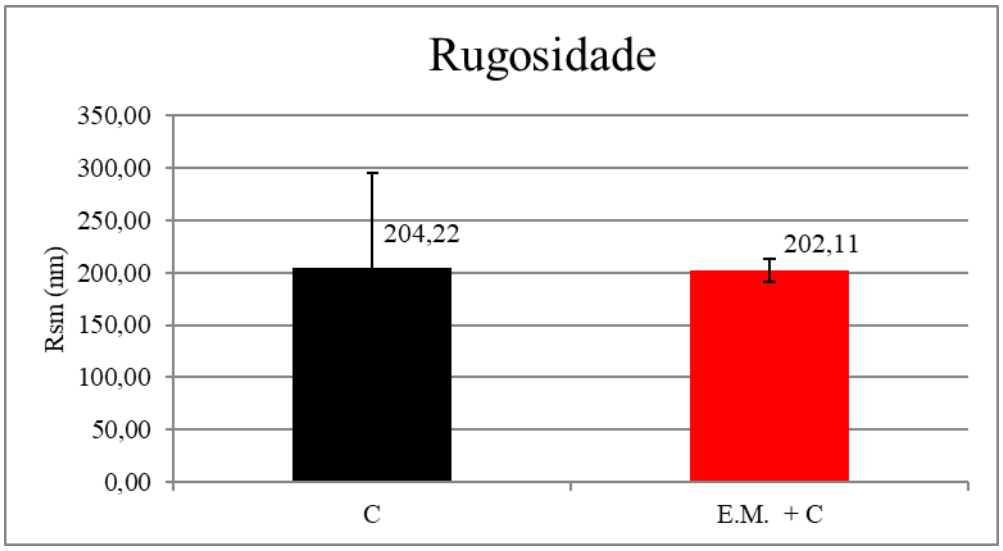


**Figura 11.** Valores de rugosidade (Ra) Grupos 1, 2, 3 e 4.

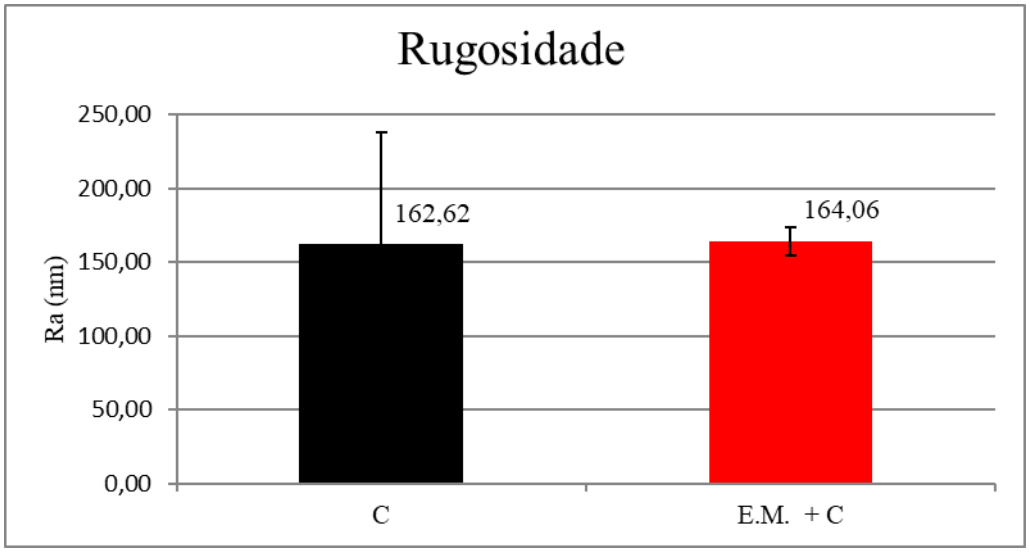



**Figura 12.** Análise quantitativas em nanômetros da irregularidade da superfície dos metais analisados no Grupo 1.

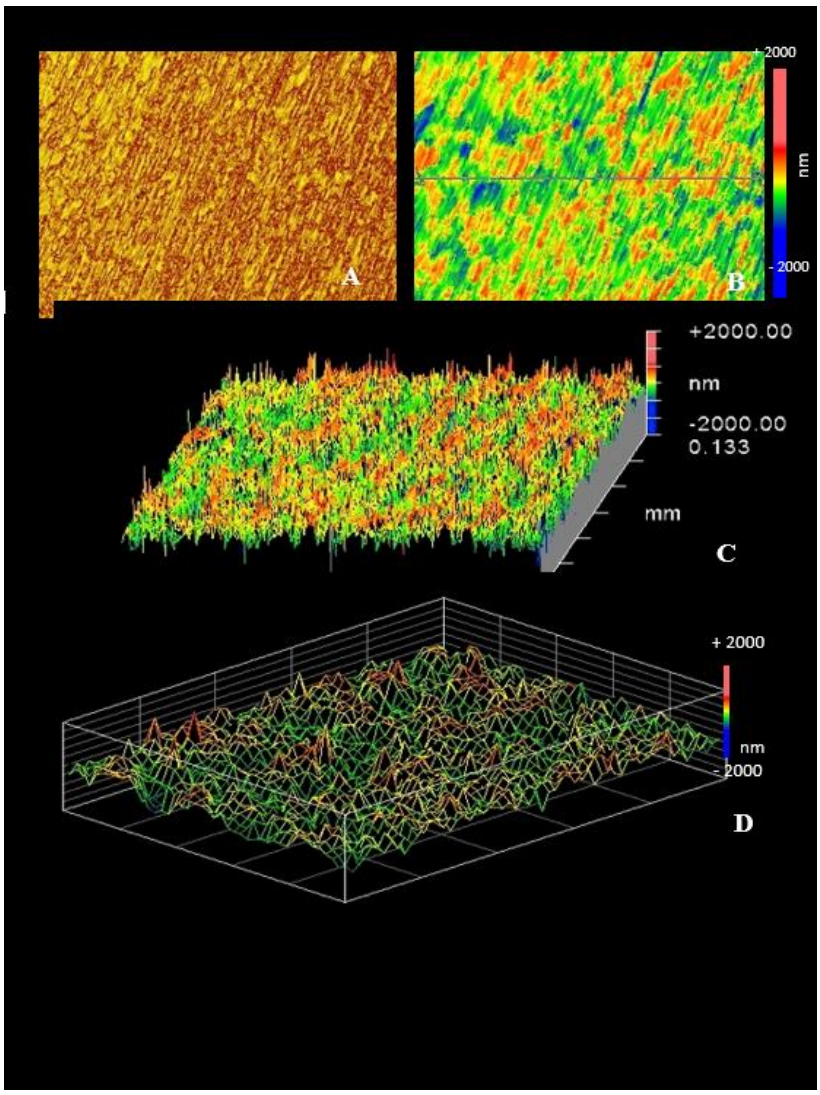
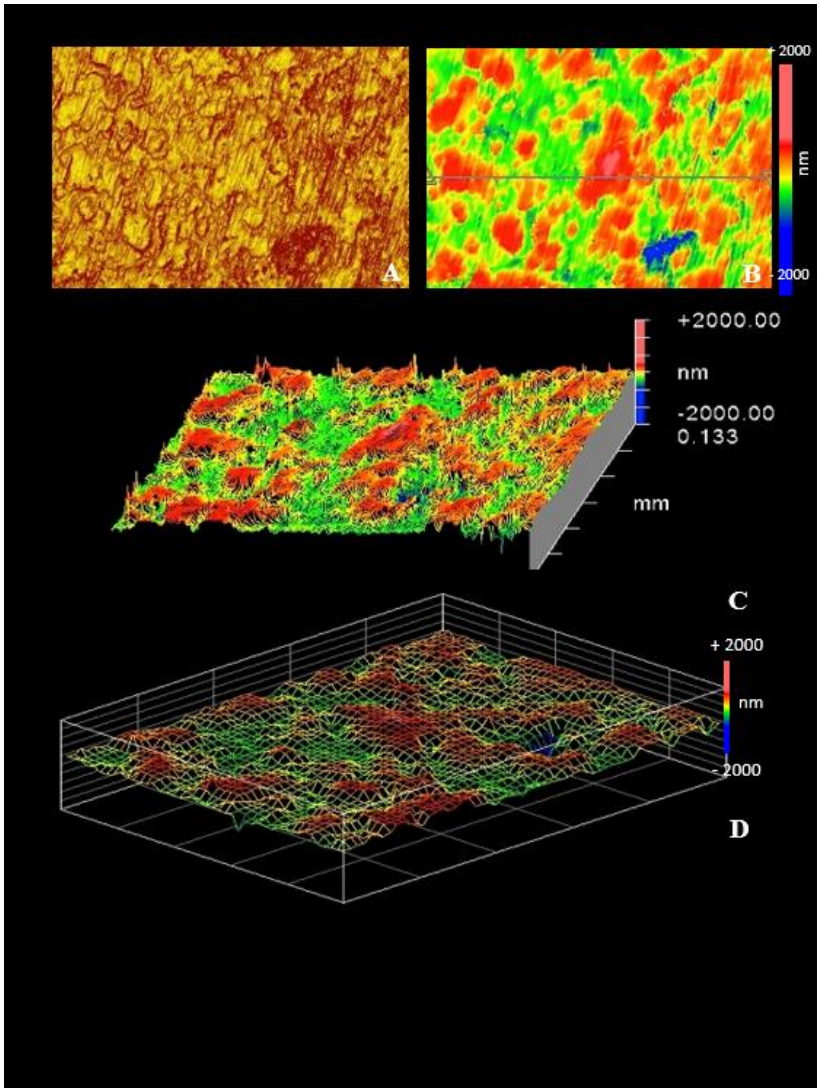


**Figura 13.** Análise quantitativa em nanômetros da irregularidade da superfície dos metais analisados no Grupo 2, onde pode ser observada uma superfície mais plana e com menos irregularidades quando comparada ao Grupo 1.

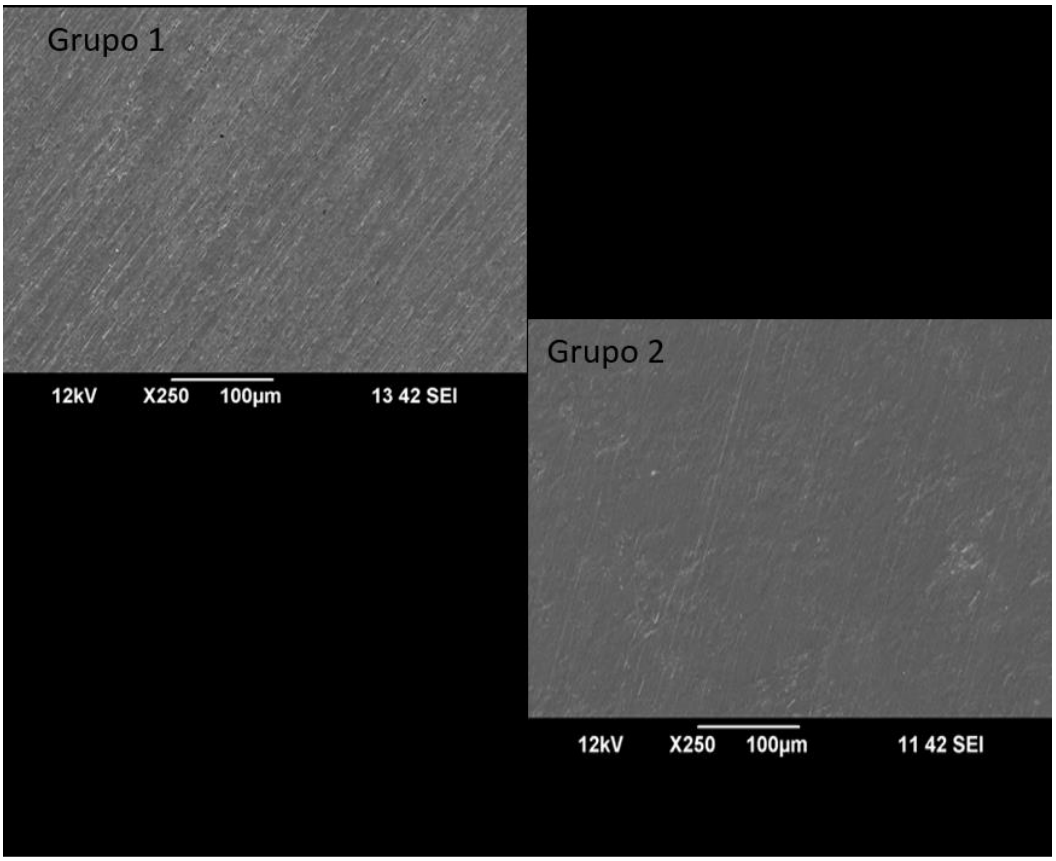



Após análise estatística (One way ANOVA), constatou-se não haver diferença significante entre os valores de rugosidade obtidos entre os Grupos 1 e 2, independentemente de ter havido escovação mecânica das superfícies estudadas, demonstrando não haver desvantagem ou prejuízo ao metal a repetição dos ciclos de escovação.

### 3.3.2 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Da mesma forma que a análise realizada pelo Interferômetro Digital 3D, a MEV (Figura 14) foi realizada a fim de contribuir com análise qualitativa das superfícies dos espécimes após os testes mecânicos e eletroquímicos propostos. As imagens mostram que a superfície dos espécimes do Grupo 1 apresentam-se mais irregulares, quando comparadas as superfícies dos espécimes do Grupo 2, que foram escovados e posteriormente submetidos aos mesmos testes de corrosão. Tais achados corroboram com os resultados encontrados nas análises do Interferômetro digital 3D, demonstrando que os espécimes submetidos a escovação mecânica e posteriormente submetidos ao teste de corrosão ou oxidação do metal apresentaram menor irregularidade ou corrosão da sua superfície, promovendo uma proteção ao metal.

**Figura 14.** MEV da superfície amostral dos Grupos 1 e 2. Observa-se maior irregularidade na superfície dos Grupos 1.




**4. Discussão**

A resistência à corrosão das ligas odontológicas vem sendo estudada e testada há anos, com o propósito de prevenir insucessos dos tratamentos odontológicos devido à falhas nos materiais utilizados por processo de corrosão. Ao longo dos anos uma quantidade expressiva de ligas metálicas foi intensamente estudada, englobando desde o amálgama dental, ainda muito utilizado para restaurações diretas, até as ligas áuricas, passando por ligas de prata, cobre, ligas à base de cobalto e de níquel, e mesmo ligas à base de titânio. Este último material quase sempre associado a procedimentos que envolvem reabilitação oral por intermédio da colocação de implantes [6-9]. Com o aumento do uso das ligas a base de Titânio, pela popularização cada vez maior das técnicas da implantodontia, inúmeros testes e estudos tem sido proposto e realizado como forma de aferir a biocompatibilidade e o desempenho desse material no meio bucal. No presente trabalho a proposta foi avaliar a degradação ou oxidação da superfície de titânio após ciclos de escovação e interferência eletroquímica da superfície, demonstrando que a escovação foi benéfica para diminuir tais parâmetros.

Duc e Tissot [10] no ano de 1979 desenvolveram uma célula fechada para ensaios de corrosão e um programa de polarização para avaliar a superfície metálica, sendo um dos pioneiros neste tipo de ensaio. Seguindo os estudos iniciados por estes autores, diferentes metodologias e técnicas vêm sendo desenvolvidas para caracterizar as superfícies metálicas de uso odontológico [11-13]. Atualmente, técnicas semelhantes ainda são empregadas nos testes eletroquímicos das ligas odontológicas. Mathew et al. [14] investigaram o efeito combinado de corrosão química e desgaste (tribocorrosão) na degradação do material dos implantes dentários (Ticp) sob variados pHs do ambiente bucal. Apesar de experimentos demonstrarem que o Ticp é eletroquimicamente estável até pH 2,0, estes autores encontraram picos de degradação da superfície do metal em diferentes pH, in-

cluindo valores quase neutros. Isso demonstra a importância da saliva e da limpeza mecânica da superfície do metal visando a diminuição da sua degradação.

Com o intuito de simular in vitro um ambiente mais próximo possível da cavidade bucal e a durabilidade das ligas metálicas nas reabilitações orais, diferentes estudos e metodologias são testadas em diferentes meios, como metais expostos à saliva artificial [8,9,11], a diferentes fluoretos [13,15], ao peróxido [16] e quando expostos ao biofilme [2,6,7,9]. Os resultados variam e são apresentados por diferentes metodologias, mas convergem ao citar a importância da limpexa mecânica do metal visando diminuir sua corrosão e degradação ao longo do tempo. Estudos de interação da corrosão com a abrasão (processo denominado tribocorrosão) demostraram que tal associação exerce papel importante na longevidade das ligas odontológicas [7,14], achados que podem ser considerados similares com os demonstrados em nosso estudo. Sem dúvida alguma o processo de escovação mecânica tende a promover uma maior durabilidade das ligas de titânio, sendo claramente observado um menor desgaste superficial das nossas amostras nas imagens apresentadas no Interferômetro digital 3D e MEV.

Os resultados de Resistência do Óxido (Róxido) observados nos grupos testados apresenta valores estaticamente diferentes entre si ($p \leq 0,05$), sendo que o Grupo 1, submetido somente ao teste eletroquímico demonstrou menor resistência quando comparado ao Grupo 2. Esses dados sugerem que a escovação prévia ao ensaio eletroquímico contribuiu para o aumento da resistência da camada de óxido formada na superfície dos corpos-de-prova. Resultados similares relacionados à resistência à corrosão de ligas metálicas submetidas a situações de abrasão diária foram relatados por Benatti e colaboradores no ano 2000 [17]. Os autores realizaram estudos in vitro e in vivo para determinar a resistência à corrosão de diferentes ligas imersas em saliva artificial, cloreto de sódio a 0,9 % e sulfeto de sódio a 1,0 %. Para o teste in vivo, as amostras foram incluídas em próteses totais, de modo que uma superfície fosse deixada exposta à cavidade bucal dos pacientes em diferentes sítios. Observaram que as ligas mantidas nas regiões de autolimpeza da cavidade bucal não mostraram corrosão substancial, demonstrando a importância da limpeza ou escovação da superfície do metal visando maior longevidade e diminuição do seu desgaste. Utilizamos no presente estudo liga de titânio comercial pura com o intuito de complementar estudos prévios utilizando essa liga em ensaios mecânicos [7-9,13,14].

O titânio quando exposto ao meio ambiente promove a formação de uma densa e estável camada de óxido de titânio sobre a sua superfície, desempenhando um papel importante na resistência à corrosão do material. Quando este mesmo metal é exposto a um ambiente ácido, à fluoretos e à saliva, a camada de proteção criada na superfície tende a ser removida e o processo de corrosão se inicia. O processo de corrosão também é influenciado em virtude do contato da superfície do metal com outros metais, com alimentos e com o trauma da escovação [11,13,15,17,18]. Entretanto, poucos estudos foram conduzidos estudando o comportamento de corrosão ou oxidação da superfície do titânio após ciclos repetidos de escovação simulando o dia a dia. Neste estudo pudemos observar que, diferentemente do esperado, a mecânica da escovação previamente a testes eletroquímicos revelou melhor resultados em relação a oxidação e caracterização da superfície dos metais analisados. Tais resultados motivam a realização de futuras pesquisas na busca de explicações mais concretas para o comportamento observado.

## 5. Conclusões

Conclui-se que a escovação interfere positivamente na resistência à corrosão do Ti CP, tornando a camada de óxido superficial mais regular e resistente à corrosão, indicando que a escovação pode ser benéfica nos casos em que o metal se encontra exposto na cavidade bucal em situações pós-reabilitação com implantes dentários. Com esses resultados iniciais, podemos afirmar que a remoção do biofilme ou da placa bacteriana através da escovação manual reduz a oxidação e desgaste da liga de titânio, promovendo uma maior longevidade das reabilitações orais. Acreditamos ainda que mais estudos sejam necessários, utilizando metodologia similar, para confirmação dos nossos resultados.

Uma sugestão é a utilização desta mesma metodologia testando a titânio que foi submetido a diferentes tratamentos de superfície com o intuito de acelerar o processo de osso integração.

**Financiamento:** Nenhum.

**Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa:** Nenhuma.

**Agradecimentos:** Nenhum.

**Conflitos de Interesse:** Os autores declaram não haver conflito de interesse.

**Materiais Suplementares:** Nenhum.

## Referências

1. Adell R, Lekholm U, Rockler, B.; Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981;10:387-416.
2. Géis-Gerstofer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. J Dent 1994;22:247-251.
3. Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE.In: Biomaterials Science: An introduction to materials in medicine; 2sd ed. Pressed by Academic Press, 2004.
4. Anusavice KJ. In: Materiais Dentários de Phillips. 10ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998. p.709.
5. Wiegand A, Kuhn M, Sener B, Roos M, Attin T. Abrasion of eroded dentin caused by toothpaste slurries of different abrasivity and toothbrushes of different filament diameter. J Dent. 2009;37(6):480-4.
6. Nikolopoulou F. Saliva and dental implants. Impl Dent 2006;15: 372–376.
7. Vieira AC, Ribeiro AR, Rocha LA, Celis JP. Influence of ph and corrosion inhibitors on the tribocorrosion of titanium in artificial saliva. Wear 2006;261: 994–1001.
8. Correa CB, Pires JR, Fernandes-Filho RB, Sartori R, Vaz LG. Fatigue and fluoride corrosion on streptococcus mutans adherence to titanium-based implant/component surfaces. J Prosthod 2009;18:382–387.
9. Barão VAR, Mathew MT, Assunção WG, Yuan JC-C, Wimmer MA, Sukotjo C. Stability of cp-Ti and Ti-6Al-4V alloy for dental implants as a function of saliva pH an electrochemical study. Clin Oral Impl Res 2012;23:1055–1062.
10. Duc HD, Tissot P. Detection of soluble species produced during anodic Polarization of dental amalgam by rotating ring-disc electrode. J Dent Res 1979;58(6):1578-80.
11. Gregory-Head BL, Curtis DA, Kim L, Cello J. Evaluation of dental erosion in patients with gastroesophageal reflux disease. J Prost Dent 2000;83: 675–680.
12. Murrell S, Marshall TA, Moynihan PJ, Qian F, Wefel JS. Comparison of in vitro erosion potentials between beverages available in the United Kingdom and the United States. J Dent 2010;38: 284–289.
13. Nakagawa M, Matsuya S, Udoh K. Effects of fluoride and dissolved oxygen concentrations on the corrosion behavior of pure titanium, and titanium alloys. Dent Mater J 2002;21:83–92.
14. Mathew MT, Barão VA, Yuan JC, Assunção WG, Sukotjo C, Wimmer MA. What is the role of lipopolysaccharide on the tribocorrosive behavior of titanium? J Mech Behav Biomed Mater 2012;;8:71-85. doi: 10.1016/j.jmbbm.2011.11.004. Epub 2011 Nov 20.
15. Bayramoglu G, Alemdaroglu T, Kedici S, Aksüt A. The effect of pH on the corrosion of dental metal alloys. J Oral Rehab 2000;27:563-575.
16. Bapna MS, Mueller HJ. Corrosion of dental burs in sterilizing and disinfecting Solutions. J Prosthet Dent 1988;59(4):503-11.
17. Benatti OF, Miranda WG Jr, Muench A. In vitro and in vivo corrosion evaluation of nickel-chromium- and copper-aluminum-based alloys. J Prosthet Dent 2000;84(3):360-3.
18. Barão VA, Yoon CJ, Mathew MT, Yuan JC, Wu CD, Sukotjo C. Attachment of Porphyromonas Gingivalis to Corroded Commercially Pure Titanium and Titanium-Aluminum-Vanadium Alloy. J Periodontol. 2014;85(9):1275-82.