

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO  
Departamento de Materiais Dentários e Prótese

LUCAS ZILIOLI

**Avaliação da degradação de ligas metálicas submetidas a escovação com dentifrício  
fluoretado**

**Ribeirão Preto SP  
2023**

LUCAS ZILIOLI

**Avaliação da degradação de ligas metálicas submetidas a escovação com dentifrício fluoretado**

Trabalho de Conclusão de Curso  
apresentado à Faculdade de Odontologia de  
Ribeirão Preto, como requisito parcial à  
obtenção do título de Cirurgião Dentista.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Galo

**Ribeirão Preto SP**

**2023**

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.

Nome: ZILIOI, Lucas

Título: Avaliação da degradação de ligas metálicas submetidas a escovação com dentifrício fluoretado

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, como requisito parcial à obtenção do título de Cirurgião Dentista.

Aprovado em: \_/ \_/ \_

Banca Examinadora

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus pais, pelo amor e carinho ao longo da vida e pelo suporte e incentivo ao longo desses 5 anos de graduação.

A todo o corpo docente e funcionários da FORP, por todos os conhecimentos passados e serviços prestados que contribuíram para minha formação profissional.

A todas as amizades presentes nessa etapa, pelo apoio nos momentos difíceis e pelas lembranças dos momentos felizes.

## RESUMO

O uso de ligas odontológicas como Co-Cr e Ni-Cr é recorrente na prática clínica por conta de sua alta resistência e durabilidade. Embora materiais mais novos, como cerâmica e compósitos, tenham se tornado cada vez mais populares nos últimos anos, as ligas odontológicas continuam a ser usadas em muitas aplicações devido ao seu histórico comprovado de sucesso e à capacidade de fornecer restaurações funcionais e duradouras. O objetivo desse estudo in vitro foi avaliar a corrosão da liga de Co-Cr, por meio de testes eletroquímicos, após escovação simulada de 10 anos de uso. As amostras em discos (13 mm x 04 mm) da liga de Co-Cr que foram fundidas, polidas e divididas (n=5) de acordo a escovação em água destilada e água destilada + dentifrício fluoretado (1500ppm, pH6,3). A escovação dos discos foi realizada com escovas macias (244h; 60ciclos/min). A topografia superficial dos discos foi avaliada. Após os tratamentos, discos dos dois grupos foram analisados por MEV. Os testes de potencial de circuito aberto (OCP) e de polarização anódica foram realizados no final da escovação. Os dados experimentais foram analisados por meio do teste ANOVA ( $p \leq 0,05$ ). Os valores de densidade de corrente mostraram diferenças estatisticamente significativa entre os grupos, sendo maior para o grupo submetido a escovação com dentifrício fluoretado, enquanto o OCP variou levemente assim que as amostras foram colocadas em contato com o eletrólito. As micrografias de MEV mostraram que o processo de corrosão predominantemente ocorreu quando da utilização da pasta fluoretada, apresentando processo de degradação mais severa. Conclui-se que de fato há um aumento da degradação química das ligas de Co-Cr quando submetidas a escovação com dentifrício fluoretado.

**Palavras-chave:** Liga de Co-Cr. Corrosão. Escovação. Dentifrício Fluoretado.

### ABSTRACT

The use of dental alloys such as Co-Cr and Ni-Cr is recurrent in clinical practice due to their high strength and durability. Although newer materials such as ceramics and composites have become increasingly popular in recent years, dental alloys continue to be used in many applications because of their proven track record of success and ability to provide long-lasting, functional restorations. The objective of this in vitro study was to evaluate the corrosion behavior of the Co-Cr alloy, through electrochemical tests, after simulated brushing for 10 years of use. Samples in disks (13 mm x 04 mm) of the Co-Cr alloy that were melted, polished and divided (n=5) according to brushing in distilled water and distilled water + fluoridated dentifrice (1500ppm, pH6.3). The discs were brushed with soft brushes (244 hours; 60 cycles/min). The superficial topography of the disks was evaluated. After treatments, disks from both groups were analyzed by SEM. Open-circuit potential (OCP) and anodic polarization tests were performed at the end of brushing. Experimental data were analyzed using the ANOVA test ( $p \leq 0.05$ ). The current density values showed statistically significant differences between the groups, being greater for the group submitted to brushing with fluoride toothpaste, while the OCP varied slightly as soon as the samples were placed in contact with the electrolyte. The SEM micrographs showed that the corrosion process predominantly occurred when the fluoride paste was used, presenting a more severe degradation process. It is concluded that, in fact, there is an increase in the chemical degradation of Co-Cr alloys when subjected to brushing with fluoride dentifrice.

**Keywords:** Co-Cr Alloy. Corrosion. Brushing. Fluoride Toothpaste.

## SUMÁRIO

1. Introdução .....	9
2. Objetivos.....	11
2.1 Objetivo geral .....	11
2.2 Objetivos específicos .....	11
3. Materiais e Métodos .....	12
3.1 Amostras .....	12
3.2 Escovação.....	12
3.3 Corrosão – testes eletroquímicos .....	14
3.4 Rugosidade superficial .....	14
3.5 Análise da topografia superficial.....	15
3.6 Análise estatística .....	15
4. Resultados .....	16
5. Discussão.....	21
6. Conclusão.....	24
Referências Bibliográficas .....	25



## 1. Introdução

As próteses dentárias atualmente ainda representam uma maneira eficaz de restaurar a função e a aparência de dentes danificados ou ausentes, uma vez que são relativamente acessíveis e podem ser personalizadas para atender às necessidades individuais do paciente <sup>8,23</sup>.

Embora os implantes dentários tenham se tornado cada vez mais populares como uma alternativa de caráter mais permanente e de aparência mais natural às dentaduras e próteses fixas / removíveis, eles nem sempre são adequados para todos os pacientes. Como exemplo, alguns pacientes podem não ter osso suficiente para suportar um implante ou podem ter condições médicas que tornam a cirurgia muito arriscada.

Além disso, as próteses dentárias ainda podem fornecer uma solução funcional e esteticamente agradável para pacientes que não podem ou não querem se submeter à cirurgia de implante. Avanços em materiais e tecnologia também tornaram as próteses dentárias mais confortáveis e duráveis do que nunca, permitindo que proporcionem benefícios duradouros aos pacientes <sup>8,23</sup>.

Dessa forma o uso de ligas odontológicas como Co-Cr e Ni-Cr é recorrente na prática clínica por conta de sua alta resistência e durabilidade o que as torna adequadas para uso nessas próteses citadas <sup>4,5,15,17,23</sup>. As ligas odontológicas também podem ser personalizadas para atender às necessidades específicas de cada paciente por serem relativamente fáceis de trabalhar e podem ser moldadas em formas e tamanhos complexos. Isso as torna uma opção versátil para criar restaurações dentárias que se encaixam bem e funcionam adequadamente.

Embora materiais mais novos, como cerâmica e compósitos, tenham se tornado cada vez mais populares nos últimos anos, as ligas odontológicas continuam a ser usadas em muitas aplicações devido ao seu histórico comprovado de sucesso e à capacidade de fornecer restaurações funcionais e duradouras. Nesse aspecto a liga de Co-Cr ainda é uma das mais utilizada em reabilitações protéticas <sup>4,5,15,17,23</sup>.

Tendo em vista o uso dessas ligas até os dias atuais, a corrosão deve ser um fator de atenção <sup>3,4,5</sup>. A corrosão pode ocorrer em ligas odontológicas quando expostas ao meio bucal, que pode ser ácido e conter uma variedade de produtos químicos e microrganismos <sup>3,4,5</sup>. A corrosão das ligas dentárias pode levar a uma série de efeitos negativos, incluindo degradação do material, descoloração, diminuição da vida útil geral das restaurações dentárias, bem como podendo resultar em efeitos biológicos, funcionais e estéticos <sup>4</sup>.

As características dos materiais odontológicos metálicos são avaliadas com base em suas propriedades biológicas, estruturais, físicas e tecnológicas <sup>5</sup>. Dentre esses fatores, a resistência à

corrosão é considerada um dos mais importantes, pois afeta a resistência, durabilidade e aparência do material na reabilitação oral <sup>4,5</sup>.

A resistência à corrosão é crucial para evitar a degradação e descoloração das ligas dentárias quando expostas ao ambiente bucal <sup>4</sup>. Também é importante garantir a longevidade e a estabilidade das restaurações dentárias, o que, por sua vez, afeta a saúde bucal do paciente e o resultado estético geral <sup>4</sup>.

Portanto, ao selecionar materiais dentários metálicos, é importante considerar sua capacidade de resistir à corrosão, bem como suas outras propriedades, para garantir que o material escolhido proporcione uma restauração durável e esteticamente agradável <sup>4,5</sup>.

Quando as ligas metálicas dentárias sofrem corrosão, os íons metálicos são liberados e podem entrar em contato com células e tecidos adjacentes <sup>3,4,5</sup>. Esses íons também podem ser distribuídos por todo o corpo através dos vasos sanguíneos e atingir órgãos distantes <sup>3,5,11</sup>. Se esses íons não forem biocompatíveis, podem gerar toxicidade e alto risco de sensibilidade, principalmente quando ingeridos em grandes quantidades <sup>3,4,5</sup>.

Um fator importante que pode contribuir para a corrosão em próteses dentárias é o desgaste mecânico causado pela escovação <sup>1,5,7</sup>. Pastas de dente abrasivas podem aumentar ainda mais o desgaste da prótese e potencialmente acelerar o processo de corrosão <sup>14,19,18</sup>. Além disso, o flúor também pode atuar como um estimulador de corrosão e aumentar a taxa de liberação de íons <sup>3,16</sup>.

A escovação com creme dental com flúor faz parte da rotina de higiene bucal da maioria das pessoas, mas também pode ter um impacto no comportamento de corrosão das ligas de Co-Cr na boca <sup>3,16</sup>. Neste artigo, exploraremos o tema da corrosão especificamente em ligas de Co-Cr usadas em odontologia e próteses orais, com foco específico nos efeitos da escovação com creme dental com flúor.

## **2. Objetivos**

### **2.1 Objetivo geral**

Avaliar a degradação da liga de Co-Cr, por meio de testes eletroquímicos, após escovação simulada de 10 anos de uso

### **2.2 Objetivos específicos**

Avaliar os efeitos da escovação e do uso de dentifrícios fluoretados na corrosão da liga de Co-Cr.

### 3. Materiais e Métodos

#### 3.1 Amostras

As amostras que foram utilizadas para este trabalho são compostas de liga de cobalto-cromo (Co-Cr), usinados e polidos, porém sem tratamento superficial, obtidos por meio de corte de barras de estoque em torno mecânico convencional, em forma de discos.

Em seguida, foi realizado o polimento metalográfico, como preconizado por Cai et al (1999), em equipamento para polimento (Lixadeira e Politriz, Modelo PFL, FORTEL Ind. e Com LTDA, São Paulo, SP – Brasil) iniciando-se com lixa d'água de granulação 180, passando para 240, 360, 400, 600, 800, 1200, 2000, por 40 segundo cada na presença de água, com velocidade média de 600 rpm e força controlada de 0,5 kgf. Para finalizar o polimento, as amostras foram submetidas à sequência de suspensão de diamante de 3 $\mu$ m, 1 $\mu$ m e 0,25 $\mu$ m, de sílica coloidal 0,06 $\mu$ m e de alumina 0,05 $\mu$ m, finalizando o polimento com roda de pano, utilizando solução OSP + H<sub>2</sub>O a 30%. (Figura 1)



Figura 1 – Amostra com o polimento e acabamento superficial finalizado

Após o polimento, as amostras foram lavadas em água destilada e submetidas à limpeza com álcool isopropílico em aparelho de ultrassom durante 3 ciclos com 30 minutos cada, secos em seguida com jatos de ar quente e papel absorvente por 2 minutos. Então, as amostras foram divididas aleatoriamente em grupos de acordo com os respectivos tratamentos.

#### 3.2 Escovação

Para a escovação a ser estimulada foi utilizada a máquina de escovação Pepsodent (MAVTEC – Com Peças, Acess e Serv. Ltda, ME, Ribeirão Preto, SP, Brasil). Para cada ensaio foi utilizado escovas dentais com cerdas macias (Oral B®, #35, Gillette do Brasil, São Paulo, SP, Brasil) para cada amostra. As escovas dentais tiveram a parte correspondente ao cabo removido

com o auxílio de um motor em baixa rotação, peça reta e fresas Maxicut (Edenta AG, Au, Suíça) para que houvesse encaixe da cabeça das escovas nas sapatas da máquina de escovação e, assim, poder fixá-las com auxílio de parafusos posicionados lateralmente a na parte superior das sapatas.

A máquina de escovação que foi utilizada é constituída de duas partes, uma fixa, composta pelos recipientes de acrílico, onde as amostras foram posicionadas e outra móvel, em que as cabeças das escovas foram fixadas e que foi a responsável pelo processo mecânico da escovação por meio de movimentos no plano horizontal. O peso que a máquina exerce nas amostras, com a cabeça da escova instalada, é de 200 gramas e o curso percorrido pelo conjunto correspondeu a 3,8 cm.

De acordo com o grupo estudado, o recipiente foi preenchido, de modo que a amostra estivesse submersa. As soluções utilizadas foram a água destilada, e água destilada + dentifrício fluoretado.

As soluções foram preparadas da seguinte maneira:

1. Água destilada foi utilizada como grupo controle, em temperatura ambiente.
2. Água destilada + dentifrício fluoretado manipulado – Composição: Carbonato de cálcio – 52,5%, Glicerina – 25%, Natrosol gel – 18%, Lauril sulfato de sódio – 2%, Fluoreto de sódio - 1500 ppm F<sup>-</sup>, Água destilada – qsp, na proporção de 2 parte de ml para água destilada para 1 parte em mg do dentifrício (WORSCHESH et al., 2003; WORSCHESH et al., 2006).

Para que houvesse uma adequada fixação e manutenção do posicionamento das amostras durante o processo de escovação, as amostras foram fixadas em placas de plexiglass (Acrilpress Artefatos de Acrílicos Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil), com um círculo no centro que permitiu que as amostras fossem fixadas.

Inicialmente, as amostras que foram submetidas ao processo de escovação foram, primeiramente, avaliadas por testes eletroquímicos, por meio do teste de OCP; bem como foram avaliadas suas rugosidades superficiais.

As 05 amostras de cada grupo foram ensaiadas simultaneamente, com velocidade de 60 ciclos por minutos e foi utilizado um período de imersão de 244 horas para a escovação. Dessa forma, as amostras foram submetidas a 878.400 ciclos de escovação. As escovas e as soluções foram trocadas após 22.080 ciclos, o que corresponde a três meses de uso da escova. Ao mesmo tempo que as amostras foram removidas da máquina de escovação, foram novamente limpas com álcool isopropílico em máquina de ultrassom por 20 minutos e em água destilada por 5 minutos, sendo assim avaliada suas rugosidades superficiais.

Além disso foi realizado a cada 22.080 ciclos os valores de OCP. Por fim, ao terminar a última leitura de OCP, o teste de Polarização Anódica foi realizado para verificar o comportamento do material frente a degradação química ocorrida pela escovação.

### **3.3 Corrosão – testes eletroquímicos**

Os testes eletroquímicos foram realizados utilizando uma célula de três eletrodos consistindo do material metálico odontológico como eletrodo de trabalho ( $0,475 \text{ cm}^2$ ), o calomelado como eletrodo de referência (SCE - B20B110; Radiometer Analytical, Copenhagen, Denmark) e a platina como o eletrodo auxiliar (wire B35M110; Radiometer Analytical, Copenhagen, Denmark). As medidas eletroquímicas foram realizadas por meio de um potenciostato (PGP201 Radiometer Analytical, Copenhagen, Denmark) controlado por computador, Voltamaster-4 software (Voltamaster, Radiometer Analytical, Copenhagen, Denmark).

Antes dos testes de corrosão, as amostras foram limpas em álcool e enxaguadas em água destilada. Em seguida, foram imersas em água destilada e o potencial em circuito aberto ( $E_{\text{corr}}$ ) foi mensurado antes de cada teste de escovação e a cada 22.080 ciclos. Os valores obtidos no teste de polarização anódica fornecem informações da cinética das reações na superfície da amostra. O teste de polarização anódica foi realizado no mesmo potenciostato, e teve início nos valores de potencial entre -500 mV a +2000 mV com scan rate de  $2 \text{ mVs}^{-1}$ . O teste foi realizado no final do último ciclo de escovação em cada grupo.

A superfície das amostras, antes e depois do teste potenciodinâmico, foram examinadas ao microscópio eletrônico de varredura (MEV) (JSM-610F, JEOL, Tokyo, Japan) e pela espectroscopia de dispersão de energia (EDS) (Noran Voyager Instruments, Inc., Middletown, WI, USA).

### **3.4 Rugosidade superficial**

Após o polimento, a cada tempo correspondente a 6 horas ou 22.080 ciclos e ao final do processo de escovação, a rugosidade superficial foi avaliada com o auxílio de um perfilômetro (Surftest SJ-201P, Mitutoyo Corporation, Japan), devidamente calibrado com velocidade constante de  $0,05 \text{ mm/s}$  sob carga de  $0,7 \text{ mN}$ . foram realizadas 3 leituras por amostra, registradas em  $R_a$ . Ao final, a média aritmética dessas três medidas foi obtida como valor final da rugosidade, com distância entre as leituras de  $1 \text{ mm}$ .

### **3.5 Análise da topografia superficial**

Para verificar os efeitos provocados pelos diferentes tratamentos, as amostras tiveram sua topografia superficial avaliadas qualitativamente por meio da obtenção de imagens tridimensionais – 3D.

Dessa forma, três superfícies de cada amostras foi analisada em microscópio Confocal, antes e após a execução de todos os tratamentos proposto. Para a análise, os espécimes foram posicionados paralelamente à mesa do microscópio confocal a laser 3D (LEXT OLS4000, Olympus Corporation, Japão) para obtenção das imagens da superfície das ligas, por meio do software OLS4000. A análise da interface que foi realizada de forma cega pelo examinador.

As amostras também foram submetidas a análise das superfícies com o auxílio do Microscópio Eletrônico de Varredura – MEV, para verificar a degradação tribo química que a superfícies das amostras apresentaram.

### **3.6 Análise estatística**

Os dados experimentais foram analisados para verificar a normalidade dos dados e, posteriormente, foram selecionados os testes estatísticos. Se os dados apresentarem normalidade, será utilizado ANOVA e teste de Mann-Whitney para as amostras não normais. Todos os testes terão nível de confiança de 95% ( $\alpha = 0,05$ ). As informações obtidas a partir das análises realizadas com microscopia confocal antes e após os testes de imersão foram analisadas e comparadas quantitativamente e qualitativamente, sendo levado em consideração a superfície da liga estudada. A análise estatística será realizada com o auxílio do software SPSS para Windows, versão 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

#### 4. Resultados

Na tabela 1 observa-se as médias e desvio padrão dos valores encontrados em OCP das ligas de Co-Cr submetidas a escovação com água destilada (grupo controle) e dentifrício fluoretado (grupo pasta) nos diferentes tempos de escovação, sendo T0, T1, T2, T5 e T10 a simulação de 0, 1, 2, 5 e 10 anos de escovação, respectivamente. Observa-se que os valores encontrados no Potencial em Circuito Aberto ( $E_{corr}$ ) no tempo T0 foram semelhantes estatisticamente ( $p \leq 0,05$ ) nos dois grupos analisados. Entretanto nos tempos T1, T2, T5 e T10, os potenciais foram diferentes estatisticamente, sendo os valores de  $E_{corr}$  maiores para o grupo controle em comparação com o grupo que foi submetido à escovação com dentifrício fluoretado, indicando assim menor tendência à degradação química no grupo controle.

Tabela 1- Médias e desvio-padrão do Potencial em Circuito Aberto ( $E_{corr}$ ) (mV) da liga de Co-Cr nos diferentes tempos de escovação.

Grupos	Tempo de escovação					<i>p-value</i>
	T0	T1	T2	T5	T10	
Controle	-192,6±16,38 <sup>aA</sup>	-86,4±28,78 <sup>aB</sup>	-75,4±16,47 <sup>aB</sup>	68,6±16,02 <sup>aC</sup>	56,2±25,20 <sup>aC</sup>	0,001
Pasta	-241,8±26,32 <sup>aAB</sup>	-259,8±24,22 <sup>ba</sup>	-236,6±14,79 <sup>baB</sup>	-189,6±24,20 <sup>baBC</sup>	-151,6±16,93 <sup>baC</sup>	0,013
<i>p-value</i>	0,151	0,002	0,0001	0,0001	0,0001	

Letras minúsculas iguais indicam semelhanças entre linhas  
 Letras maiúsculas iguais indicam semelhanças entre colunas

Ademais, ao comparar os grupos com o passar dos tempos de escovação, verifica-se que em ambos os grupos os valores de  $E_{corr}$  apresentou valores estatisticamente diferentes ( $p \leq 0,05$ ), sendo o valor em T10 maior que em T0. Isso indica que houve uma diminuição na tendência a degradação química nos dois grupos analisados, todavia no grupo controle esse aumento do  $E_{corr}$  foi mais significante.

No grupo controle observa-se um aumento estatisticamente significativo no  $E_{corr}$  logo no T1 que se manteve semelhante em T2, tendo um novo aumento estatisticamente significativo em T5 que se manteve semelhante em T10; ( $T0 < T1 = T2 < T5 = T10$ ). No grupo pasta acontece um comportamento diferente, em T0, T1 e T2 os valores de  $E_{corr}$  mantém-se estatisticamente semelhantes, tendo um aumento estatisticamente significativo apenas em T5 que se manteve semelhante em T10; ( $T0 = T1 = T2 < T5 = T10$ ).

A Figura 2 e 3 apresenta a evolução média do potencial registrado em condições de OCP para o grupo controle e grupo pasta, respectivamente. Em geral, o potencial variou levemente



assim que as amostras foram colocadas em contato com a água destilada e estabilizaram após 2000 segundos. No grupo controle (Figura 2) há um aumento mais significativo do potencial com o passar dos tempos de escovação quando comparado ao grupo pasta (Figura 3), além disso observa-se no grupo pasta uma maior variação das curvas de potencial no tempo estudado.

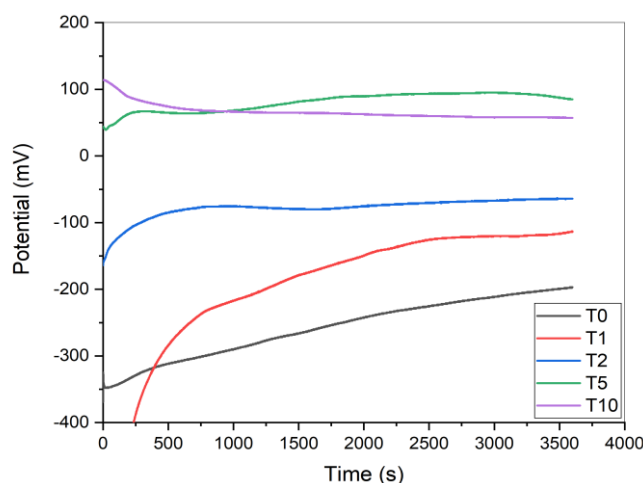


Figura 2 – Evolução dos valores médios do potencial em circuito aberto para o grupo controle

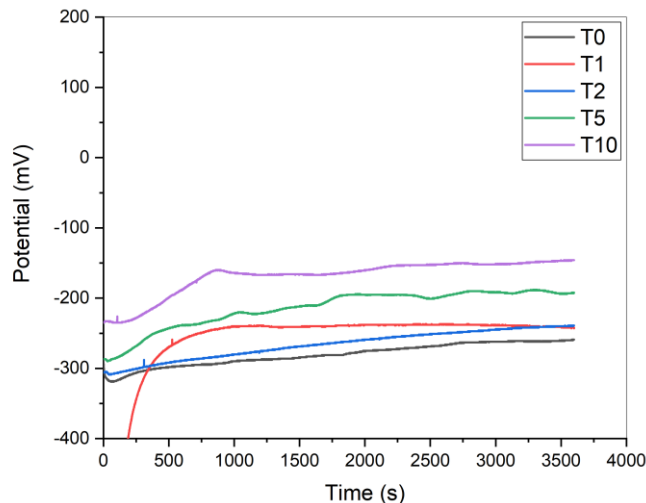


Figura 3 – Evolução dos valores médios do potencial em circuito aberto para o grupo pasta

As médias e desvio padrão dos parâmetros de corrosão obtidos pelos testes de polarização anódica são mostrados na tabela 2. Os valores de densidade de corrente de corrosão ( $i_{corr}$ ) mostraram diferenças estatisticamente significativa ( $p \leq 0,05$ ) entre os grupos, sendo que a  $i_{corr}$  foi maior para o grupo submetido a escovação com dentífrico fluoretado, apontando de fato uma menor resistência a corrosão nesse grupo.

Tabela 2- Médias e desvio padrão da densidade de corrente de corrosão e potencial para  $E_{(i=0)}$ 

Grupos	$i_{corr}(\mu A/cm^2)$	$E_{(i=0)} (mV)$
Controle	$0,129 \pm 0,095^a$	$-136,68 \pm 22,35^a$
Pasta	$0,413 \pm 0,239^b$	$-236,12 \pm 45,31^b$
<i>p</i> -value	0,040	0,008

Os potenciais  $E_{(i=0)}$  indicam que houve diferença estatística ( $p \leq 0,05$ ) entre os grupos na passagem da zona catódica para zona anódica, sendo o grupo controle com valor mais positivo que o grupo submetido a escovação com dentífrico fluoretado. Os potenciais  $E_{(i=0)}$  são geralmente menores que o potencial de corrosão  $E_{corr}$  determinado sobre condição de circuito aberto, que significa que o processo deteriora a superfície da liga, logo pelos valores de  $E_{(i=0)}$  observa-se um processo de deterioração mais significativa no grupo pasta.

As médias e desvio padrão dos testes de rugosidade superficial são apresentados na tabela 3. Em T0, como esperado, os valores de rugosidade não apresentaram diferenças estatisticamente significantes ( $p \leq 0,05$ ). Em T1, T2, T5 os valores de rugosidade superficial foram diferentes estatisticamente, sendo que o grupo que passou pela escovação com dentífrico fluoretado apresentou rugosidade maior quando comparado ao grupo controle. Em T10 esses valores voltaram a ser semelhantes estatisticamente ( $p = 0,310$ ).

Tabela 3- Médias e desvio padrão de rugosidade superficial

Grupos	Tempo de escovação					<i>p</i> -value
	T0	T1	T2	T5	T10	
Controle	$0,029 \pm 0,02^{aA}$	$0,080 \pm 0,05^{aA}$	$0,083 \pm 0,03^{aA}$	$0,084 \pm 0,05^{aA}$	$0,089 \pm 0,04^{aA}$	0,077
Pasta	$0,025 \pm 0,05^{aA}$	$0,196 \pm 0,11^{bB}$	$0,212 \pm 0,11^{bB}$	$0,218 \pm 0,15^{bB}$	$0,176 \pm 0,14^{aB}$	0,049
<i>p</i> -value	0,615	0,046	0,032	0,047	0,310	

Letras minúsculas iguais indicam semelhanças entre linhas  
 Letras maiúsculas iguais indicam semelhanças entre colunas

Ao comparar os grupos com o passar dos tempos de escovação, verifica-se que no grupo controle não há diferença estatisticamente significativa da rugosidade superficial nos diferentes tempos de escovação ( $T_0=T_1=T_2=T_5=T_{10}$ ). Entretanto, no grupo pasta observa-se um aumento estatisticamente significativo na rugosidade no primeiro ano de escovação ( $T_1$ ) que se mantém estatisticamente semelhante nos demais tempos de escovação ( $T_0<T_1=T_2=T_5=T_{10}$ ).

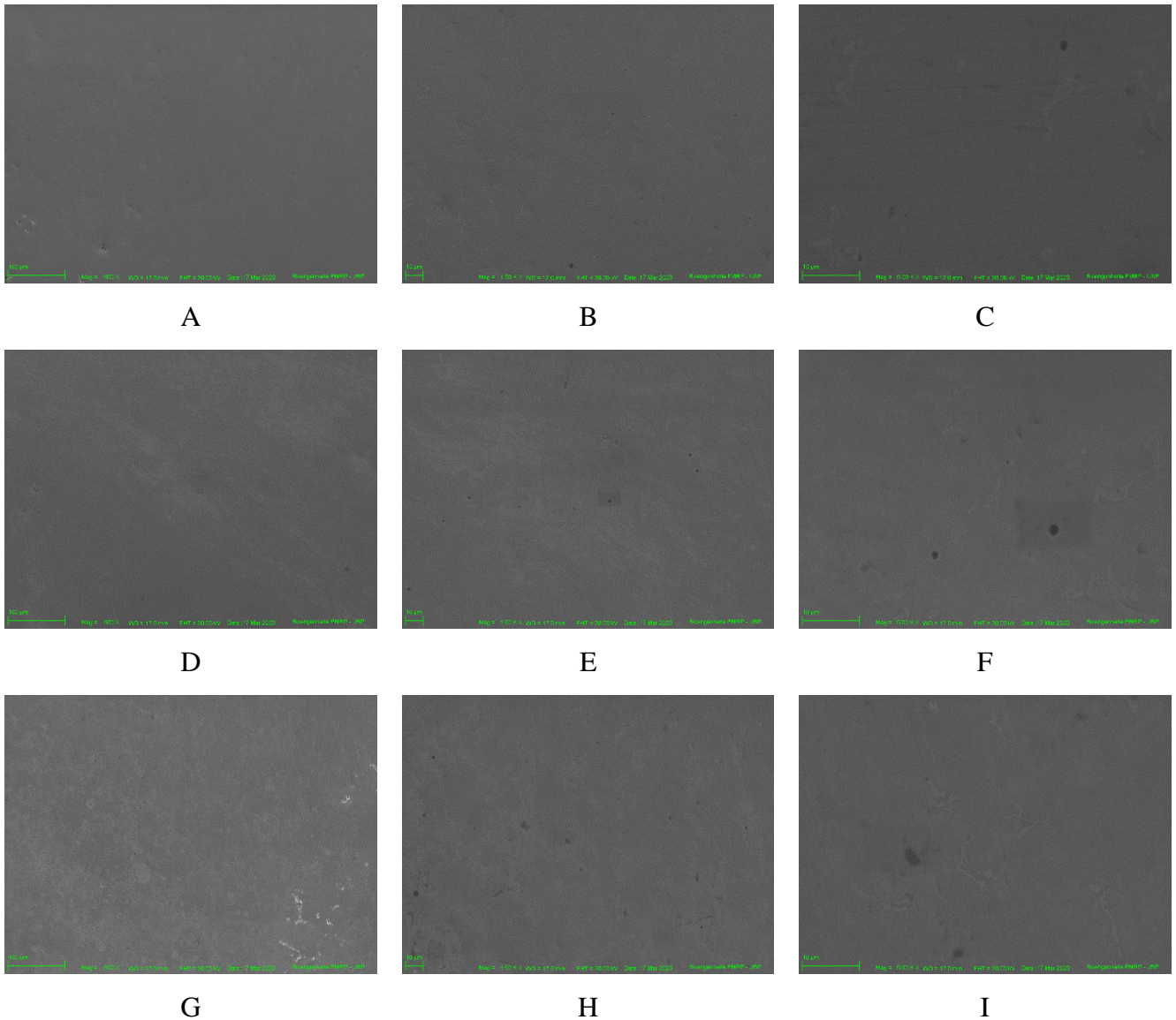


Figura 4. Microestrutura da liga de Co-Cr testada, a coluna da esquerda apresenta superfície com o aumento de 500x, a coluna do meio com 1500x e a direita com aumento de 5000x. A primeira linha as amostras antes do ensaio de escovação, a coluna do meio o grupo escovado com água e a última linha o escovado com pasta fluoretada.

As micrografias de MEV (Figura 4) mostraram que o processo de corrosão predominantemente ocorreu quando da utilização da pasta fluoretada. Os pits foram obviamente o resultado da dissolução de um precipitado (ou, respectivamente, deslocamento devido a dissolução de limites das fases). Isto pode ser observado no MEV que a superfície apresentou corrosão mais severa, com a formação de uma morfologia típica e de um processo uniforme de corrosão com a dissolução dos produtos de corrosão e assim dissolução do filme de óxidos. Visualmente, a superfície estava escurecida, com a aparência de pontos de corrosão em área definida e mudanças na coloração na superfície da liga Co-Cr

## 5. Discussão

A resistência a corrosão das ligas de Co-Cr, bem como de outras ligas metálicas utilizadas nos tratamentos odontológicos, é dependente da formação e estabilidade da camada de óxidos sobre a superfície dessas ligas <sup>5,6,7,10,11</sup>. Quando ocorre um processo de abrasão na superfície de uma liga metálica parte dessa camada de óxidos é removida, resultando num aumento do potencial de degradação química da liga <sup>5,7</sup>. Concomitantemente à remoção dessa camada de óxidos, ocorre o processo de repassivação, que se trata do crescimento de um novo filme passivo na superfície do metal exposto <sup>10,11</sup>. Logo quando ocorre um processo de abrasão sobre uma liga metálica, é assumido que o filme é gradualmente removido até que um equilíbrio seja alcançado entre o filme removido e seu recrescimento, por intermédio da cinética de repassivação <sup>10,11</sup>.

Ao analisar as médias e desvio-padrão do potencial em circuito aberto vemos que em ambos os grupos houve um aumento gradual dos valores de  $E_{corr}$  indicando que houve a formação da camada de óxidos sobre a superfície da liga metálica. Entretanto desde o T1 é observado valores mais positivos de  $E_{corr}$  para o grupo controle, assinalando que a presença das partículas abrasivas do dentifrício no grupo pasta provocou uma maior abrasão e, conseqüentemente, dificultou o processo de repassivação da camada de óxidos na superfície da liga. Em contrapartida, no grupo controle em que a escovação foi realizada apenas com água destilada, a menor abrasão favoreceu a repassivação da camada de óxidos. Dessa forma o aumento da abrasão no grupo pasta culminou para um aumento no potencial de degradação química da liga.

Quando comparamos as médias e desvio padrão da densidade de corrente de corrosão após o T10 do grupo pasta e do grupo controle, confirmamos a hipótese de que a maior abrasão causada pela escovação com dentifrício fluoretado de fato diminui a resistência a corrosão da liga, uma vez que a  $i_{corr}$  foi maior para o grupo pasta. Da mesma forma, as médias e desvio padrão dos potenciais para E ( $i=0$ ) sendo mais negativos para o grupo pasta confirmam que houve um processo de degradação mais significativo nesse grupo.

Essa maior abrasão promovida pela escovação com dentifrício fluoretado também pode ser comprovada pela análise das médias e desvio padrão da rugosidade superficial das ligas: enquanto no grupo controle não houve diferença estatística na rugosidade superficial durante os tempos de escovação, no grupo pasta uma maior rugosidade já é observada no primeiro tempo de escovação (T1).

Nogués, L et al.,<sup>1</sup> estudaram o comportamento de ligas metálicas utilizadas em odontologia quando submetidas a escovação elétrica com cremes dentais de várias abrasividades, nesse estudo os autores observaram que as ligas metálicas são susceptíveis a abrasão pela escovação e a

intensidade dessa abrasão é dependente do tipo de liga e proporcional ao RDA (Relative Dentin Abrasivity) do creme dental utilizado, onde pastas com maior RDA promoveram maior abrasão.

Nogués, L et al.<sup>18</sup>, na parte II do trabalho ainda avaliaram a corrosão e a liberação de íons dessas ligas sob as mesmas condições do estudo passado, os autores observaram que em todas as ligas testadas a densidade de corrente aumenta e o potencial de corrosão diminui significativamente quando a abrasividade da pasta de dente é maior, reforçando dessa forma a hipótese que correlaciona o aumento do potencial de degradação química de uma liga com o aumento da abrasão.

De Melo et al.<sup>7</sup>, estudaram os efeitos da abrasão no processo de corrosão de ligas de Co-Cr e concluíram que o comportamento de corrosão das ligas de Co-Cr é sensível mesmo a um processo de abrasão leve; os autores observaram que mesmo sob uma abrasão leve há uma queda de potencial que indica o aumento da suscetibilidade da liga à corrosão<sup>10</sup>. Sendo assim, qualquer fator que possa aumentar os níveis de abrasão durante a escovação de ligas metálicas idealmente deveria ser evitado, a fim de diminuir a suscetibilidade da liga a degradação química.

Outro fator que corrobora para o aumento da degradação química nas amostras submetidas a escovação com dentífrico fluoretado é justamente a presença de flúor na composição desses dentífricos<sup>3,16</sup>. O flúor é um halogênio altamente reativo que pode formar ligações químicas fortes com muitos metais, incluindo cobalto e cromo presentes nas ligas de Co-Cr, quando o flúor entra em contato com a liga de Co-Cr, ele pode reagir com a superfície do metal e formar compostos flúor-metálicos<sup>6,16,29</sup>.

A formação de compostos flúor-metálicos pode aumentar a taxa de corrosão da liga Co-Cr por vários mecanismos. Primeiro, os compostos flúor-metálicos podem modificar a composição da camada passiva de óxido que normalmente se forma na superfície da liga Co-Cr, tornando-a menos espessa e mais suscetível à corrosão<sup>29</sup>, como observado nas imagens de MEV (Figura 4). Em segundo lugar, os compostos flúor-metálicos podem promover corrosão localizada criando células galvânicas entre a liga de Co-Cr e os compostos de fluoreto metálico<sup>3,26</sup>. Finalmente, os compostos flúor-metálicos podem aumentar a acidez do ambiente circundante, levando a uma corrosão acelerada<sup>3,16</sup>.

O flúor também pode reagir com a umidade do ar para formar ácido fluorídrico, que é uma substância altamente corrosiva que pode dissolver muitos materiais<sup>3,16</sup>. O ácido fluorídrico também pode penetrar através de revestimentos ou filmes protetores e atacar o material subjacente, levando à corrosão<sup>6</sup>.

Yang et al.<sup>30</sup>, avaliaram em seu estudo os efeitos da concentração de flúor no comportamento corrosivo da liga de Co-Cr, os autores constataram que o valor do potencial de corrosão (Ecorr) da liga de Co-Cr diminuiu com o aumento da concentração de flúor em saliva artificial, ou seja, o

aumento da concentração de flúor aumentou a tendência a degradação química da liga. Isso reforça a hipótese da influência do flúor no aumento da corrosão nas amostras submetidas a escovação com dentifrício fluoretado.

Entretanto a higienização para diminuir a quantidade de biofilme dos aparelhos protéticos também deve ser levada em consideração, uma vez que o biofilme é maior causa de estomatites na prática clínica <sup>2,9,22</sup>, assim como também podem aumentar a corrosão nas ligas metálicas <sup>3,4,5,21,23</sup>. Microrganismos presentes no biofilme produzem metabólitos ácidos como subproduto de seu metabolismo, esses metabólitos ácidos podem criar áreas localizadas de baixo pH que podem promover a corrosão <sup>11,21,23</sup>; os biofilmes também consomem oxigênio do ambiente circundante, levando à formação de áreas localizadas de baixa concentração de oxigênio favorecendo a formação de células de corrosão, que podem acelerar a corrosão das ligas de Co-Cr <sup>11,21,23</sup>.

Dessa forma, o tipo de dentifrício a ser utilizado deve ser levado em consideração. O uso de dentifrícios menos abrasivos é eficiente na eliminação do biofilme <sup>19</sup> e ainda promove uma menor suscetibilidade a degradação química dos componentes metálicos da prótese <sup>1,18</sup>, bem como uma menor rugosidade das superfícies de acrílico <sup>19</sup>. De acordo com Tarbet et al. <sup>19</sup>, cremes dentais pouco abrasivos promovem o polimento da superfície da prótese, tornando-a menos suscetível ao acúmulo de biofilme.

O flúor também presente nos dentifrícios se mostra de suma importância no seu papel tópico sobre os elementos dentais <sup>25</sup>. Entretanto, se tratando da escovação de próteses, a presença do flúor deve ser evitada a fim de diminuir a tendência a degradação química dos elementos metálicos dessas próteses.

## **6. Conclusão**

Com base nos resultados do presente estudo, conclui-se que de fato há um aumento da degradação química das ligas de Co-Cr quando submetidas a escovação com dentifrício fluoretado em comparação a escovação apenas com água destilada.



## Referências Bibliográficas

1. Nogués LI, Martinez-Gomis J, Molina C, Peraire M, Salsench J, Sevilla P, et al. Dental casting alloys behaviour during power toothbrushing with toothpastes with various abrasivities. Part I: wear behavior. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2008 Apr 4;19(9):30.
2. Hannah VE, O'Donnell L, Robertson D, Ramage G. Denture Stomatitis: Causes, Cures and Prevention. *Primary Dental Journal*. 2017 Dec;6(4):46–51.
3. Eliaz N. Corrosion of Metallic Biomaterials: A Review. *Materials*. 2019 Jan 28;12(3):407.
4. Megremis S, Carey CM. Corrosion and Tarnish of Dental Alloys. NIST [Internet]. 2006 Dec 1 [cited 2023 Apr 28];13B:891–921.
5. Vaicelyte A, Janssen C, Le Borgne M, Grosgeat B. Cobalt–Chromium Dental Alloys: Metal Exposures, Toxicological Risks, CMR Classification, and EU Regulatory Framework. *Crystals* [Internet]. 2020 Dec 1;10(12):1151.
6. Dai HL, Chen G, Yang L, Guo C, Chen X. Recent progress on the corrosion behavior of metallic materials in HF solution. *Corrosion Reviews*. 2021 Aug 1;39(4):313–37.
7. de Melo JF, Gjerdet NR, Erichsen ES. The effect of abrasion on corrosion of dental Co-Cr alloys. An in vitro study. *Acta Odontologica Scandinavica* [Internet]. 1985 May 1 [cited 2023 Apr 29];43(2):69–73.
8. ADA Council on Scientific Affairs. Direct and indirect restorative materials. *The Journal of the American Dental Association*. 2003 Apr;134(4):463–72.
9. Nair D, Letícia Resende Davi, Helena, Osvaldo Luiz Bezzon, Otávio R, Valéria Oliveira Pagnano. Effect of different cleansers on the surface of removable partial denture. *Brazilian Dental Journal*. 2011 Jan 1;22(5):392–7.
10. Gilbert JL, Mali SA. Medical Implant Corrosion: Electrochemistry at Metallic Biomaterial Surfaces. *Degradation of Implant Materials*. 2012;9781461439424(p. 1-28):1–28.
11. Contuzzi N, Casalino G, Boccaccio A, Ballini A, Charitos IA, Bottalico L, et al. Metals Biotribology and Oral Microbiota Biocorrosion Mechanisms. *Journal of Functional Biomaterials*. 2022 Dec 23;14(1):14.
12. Paranhos HFO, Silva-Lovato CH, Souza RF, Cruz PC, Freitas KM, Peracini A. Effects of mechanical and chemical methods on denture biofilm accumulation. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2007 Aug;34(8):606–12.
13. Paranhos H de FO, Salles AES, Macedo LD de, Silva-Lovato CH da, Pagnano VO,

Watanabe E. Complete denture biofilm after brushing with specific denture paste, neutral soap and artificial saliva. *Brazilian Dental Journal* [Internet]. 2013 [cited 2023 Mar 30];24(24 (1)):47–52.

14. Pisani MX, Bruhn JP, Paranhos HFO, Silva-Lovato CH, De Souza RF, Panzeri H. Evaluation of the Abrasiveness of Dentifrices for Complete Dentures. *Journal of Prosthodontics*. 2010 Feb 25;19(5):369–73.

15. Akl MA, Stendahl CG. Removable Partial Denture Frameworks in the Age of Digital Dentistry: A Review of the Literature. *Prosthesis* [Internet]. 2022 Apr 20 [cited 2022 Apr 26];4(2):184–201.

16. Dinu M, Târcolea M, Cojocaru M, Gherghilescu A, Cotruş M. Influence of pH value and NaF addition on the corrosion behavior of Ni-Cr and Co-Cr dental alloys. *Bull, Series B* [Internet]. 2015 [cited 2023 Apr 29];77(2).

17. Roach M. Base Metal Alloys Used for Dental Restorations and Implants. *Dental Clinics of North America*. 2007 Jul;51(3):603–27.

18. Molina C, Nogués LI, Martinez-Gomis J, Peraire M, Salsench J, Sevilla P, et al. 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*. 2008 Apr 4;19(9):3015–9.

19. Tarbet WJ, Axelrod S, Minkoff S, Fratarcangelo PA. Denture cleansing: a comparison of two methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [Internet]. 1984 Mar 1 [cited 2023 Apr 29];51(3):322–5.

20. Alzahrani K, Alnafisah AM, Alzahrani KG, Alharbi KG. Knowledge, Attitudes and Practice of Dental Implants among Dental Interns in Saudi Arabia – A Cross-Sectional Study. *The Open Dentistry Journal*. 2020 Sep 22;14(1):440–9.

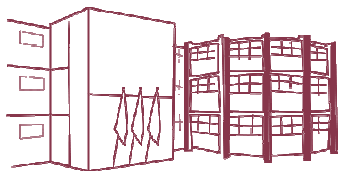
21. Zhang S, Qiu J, Ren Y, Yu W, Zhang F, Liu X. Reciprocal interaction between dental alloy biocorrosion and *Streptococcus mutans* virulent gene expression. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2016 Feb 20;27(4).

22. Budtz-Jørgensen E. Materials and methods for cleaning dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1979 Dec;42(6):619–23.

23. Department of Scientific Information, Evidence Synthesis & Translation Research, ADA Science & Research Institute, LLC. Materials for Indirect Restorations [Internet]. [www.ada.org](http://www.ada.org). 2021 [cited 2023 Apr 21].

24. Chang JC, Oshida Y, Gregory RL, Andres CJ, Barco TM, Brown DT. Electrochemical study on microbiology-related corrosion of metallic dental materials. *Bio-Medical Materials and Engineering*. 2003;13(3):281–95.

25. Cumerlato CB da F, Santos CS, Dos Rotta RN, Cademartori MG, Corrêa MB. Is professionally applied topical fluoride effective in treating incipient caries? A systematic review. *Brazilian Oral Research*. 2022;36(e083).
26. Mellado-Valero A, Muñoz A, Pina V, Sola-Ruiz M. Electrochemical Behaviour and Galvanic Effects of Titanium Implants Coupled to Metallic Suprastructures in Artificial Saliva. *Materials*. 2018 Jan 22;11(1):171.
27. Reclaru L, Meyer JM. Effects of fluorides on titanium and other dental alloys in dentistry. *Biomaterials*. 1998 Jan;19(1-3):85–92.
28. Saporeti MP, Mazzeiro ET, Sales WF. In vitro corrosion of metallic orthodontic brackets: influence of artificial saliva with and without fluorides. *Dental Press Journal of Orthodontics* [Internet]. 2012 Dec 1 [cited 2023 Apr 29];17(6):24e1–7.
29. Lu Y, Guo S, Yang Y, Liu Y, Zhou Y, Wu S, et al. Effect of Thermal Treatment and Fluoride Ions on the Electrochemical Corrosion Behavior of Selective Laser Melted CoCrW Alloy. *Journal of Alloys and Compounds*. 2018 Jan;730:552–62.
30. Yang X, Xiang N, Wei B. Effect of fluoride content on ion release from cast and selective laser melting-processed Co-Cr-Mo alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014 Nov;112(5):1212–6.
31. Qiuxia Y, Ying Y, Han X, Di W, Ke G. Effect of fluoride concentration on the corrosion behavior of cobalt-chromium alloy fabricated by two different technology processes. *West China Journal of Stomatology* [Internet]. 2016 Feb 1 [cited 2023 Apr 29];34(1):47–53.
32. Cheng Wei, Yu Hail, Lin Xuefen, Han Xiaopeng, Liu Liping, Ding Tingting, et al. The effect of fluoride on dental alloys in different concentrations of fluoride artificial saliva. *West China Journal of Stomatology* [Internet]. 2012 Feb 1 [cited 2023 Apr 29];30(1):18–21.



### Folha de Informação

Em consonância com a Resolução CoCEX-CoG nº 7.497/2018, informamos que a Comissão de Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP/USP) em sua 531ª Reunião Ordinária, realizada em 03 de junho de 2024, **aprovou**, fundamentando-se na sugestão da Subcomissão para Avaliação dos Trabalhos de Conclusão de Curso (TCCs) da Unidade, **a inclusão deste trabalho na Biblioteca Digital de Trabalhos Acadêmicos da USP (BDTA).**

Cumpre-nos destacar que a disponibilização deste trabalho na BDTA foi autorizada pelos autores (estudante e docente orientador), conforme menção constante no trabalho e documentação existente no Serviço de Graduação da FORP.

Ribeirão Preto, 03 de junho de 2024.

**Prof. Dr. Michel Reis Messoria**  
Presidente da Comissão de Graduação  
FORP/USP