

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

ALEXANDRA FELDMANN

EFEITO DA DESINFECÇÃO QUÍMICA COM A MISTURA DE VINAGRE E
PERÓXIDO DE HIDROGÊNIO SOBRE A RUGOSIDADE SUPERFICIAL, A
MICRODUREZA KNOOP, A ENERGIA LIVRE DE SUPERFÍCIE E A
MOLHABILIDADE DA LIGA DE CROMO-COBALTO

Porto Alegre

2019

ALEXANDRA FELDMANN

EFEITO DA DESINFECÇÃO QUÍMICA COM A MISTURA DE VINAGRE E
PERÓXIDO DE HIDROGÊNIO SOBRE A RUGOSIDADE SUPERFICIAL, A
MICRODUREZA KNOOP, A ENERGIA LIVRE DE SUPERFÍCIE E A
MOLHABILIDADE DA LIGA DE CROMO-COBALTO

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao curso de Graduação em Odontologia, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do título de cirurgião-dentista.

Orientadora: Profa. Dra. Cristiane Machado Mengatto

Porto Alegre

2019

ALEXANDRA FELDMANN

EFEITO DA DESINFECÇÃO QUÍMICA COM A MISTURA DE VINAGRE E
PERÓXIDO DE HIDROGÊNIO SOBRE A RUGOSIDADE SUPERFICIAL, A
MICRODUREZA KNOOP, A ENERGIA LIVRE DE SUPERFÍCIE E A
MOLHABILIDADE DA LIGA DE CROMO-COBALTO

Trabalho de conclusão de curso apresentado
ao curso de Graduação em Odontologia, da
Faculdade de Odontologia da Universidade
Federal do Rio Grande do Sul, como requisito
parcial para obtenção do título de cirurgiã-
dentista.

Orientadora: Profa. Dra. Cristiane Machado
Mengatto

Porto Alegre, 13 de Dezembro de 2019.

Profa. Dra. Cristiane Machado Mengatto
Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Profa. Dra. Myriam Pereira Kapczinski
Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Prof. Dr. Oswaldo Baptista de Souza Junior
Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul

AGRADECIMENTOS

Dedico este trabalho aos meus pais, Salete Feldmann e Robinson Feldmann. Vocês são exemplos de caráter, trabalho, dedicação e amor. Obrigada por sempre estarem ao meu lado, apoiando e incentivando.

Ao meu irmão, Matheus Feldmann, meu maior amigo, por estar em todos os momentos da minha vida, e pelo companheirismo e amor.

À Profa. Dra. Cristiane Machado Mengatto, querida orientadora e mentora. Exemplo de trabalho, dedicação e inteligência. Obrigada por acreditar no meu potencial e sempre me incentivar a voos mais altos.

À Universidade Federal do Rio Grande do Sul e a todo o corpo docente da Faculdade de Odontologia, pelo reconhecido ensino e por nos formar além de cirurgiões-dentistas, grandes profissionais humanos.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas (FOP/ UNICAMP), em especial à professora Cinthia Pereira Machado Tabchoury, por consentir a utilização do microdurômetro no Laboratório de Bioquímica Oral e ao Prof. Dr. Wander José da Silva, do Laboratório de Prótese Parcial Removível, por me receber na faculdade para a execução deste projeto. Agradeço ainda aos alunos da pós-graduação Larissa Alexandrino e Vinicius Rodrigues dos Santos.

Aos professores que compõem a minha banca, Profa. Dra Myriam Pereira Kapczinski e Prof. Dr. Oswaldo Baptista de Souza Junior.

Às minhas colegas e amigas de graduação, Cinthia, Fernanda, Leticia, Natália e Vanessa, por tornarem a caminhada mais leve e divertida.

“Conheça todas as teorias, domine todas as técnicas, mas ao tocar uma alma humana, seja apenas outra alma humana.”

Carl Jung

RESUMO

A mistura do vinagre com o peróxido de hidrogênio em uma solução única mostrou-se efetiva em eliminar *C.albicans* e *S.aureus* da resina acrílica, de maneira comparável à ação do hipoclorito de sódio ou do ácido peracético. No entanto, não existem estudos que avaliaram as alterações nas propriedades das ligas metálicas quando submetidas à desinfecção com essa mistura. O objetivo deste trabalho foi avaliar a rugosidade superficial, a microdureza Knoop, a energia livre de superfície e a molhabilidade da liga de cromo-cobalto quando exposta à mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio. Para isso, foram confeccionados 50 corpos de prova em liga de cromo-cobalto. Os corpos de prova foram submetidos de maneira randomizada à imersão nos seguintes agentes químicos, por 900 minutos, simulando 90 usos de 10 minutos diários de imersão (n=10): G1: água destilada (controle); G2: hipoclorito de sódio a 0,5%; G3: peróxido de hidrogênio a 3% e água a 1:1 em volume; G4: vinagre e água a 1:1 em volume; G5: vinagre com peróxido de hidrogênio a 1:1 em volume. As propriedades foram mensuradas, com cegamento simples, antes e após a imersão. Os dados foram analisados estatisticamente por meio de ANOVA de dois fatores para medidas repetidas, com o nível de significância de 5%. A mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio não alterou a rugosidade superficial, nem a microdureza Knoop. No entanto, a solução de hipoclorito de sódio a 0,5% aumentou a rugosidade e diminuiu a microdureza. A energia livre de superfície e a molhabilidade aumentaram após as imersões, independentemente dos tipos de solução analisados. Concluiu-se que a imersão na mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio não afetou as propriedades de superfície da liga de cobalto-cromo.

Palavras-chave: Desinfecção. Prótese. Peróxido de hidrogênio. Ácido acético. Cromo-cobalto.

ABSTRACT

Vinegar-hydrogen peroxide mixture in a single solution was effective in eliminating *C.albicans* and *S.aureus* from acrylic resin, comparable to the action of sodium hypochlorite or peracetic acid. However, the literature lacks studies that evaluated the changes in the properties of the alloys that have been disinfected with this mixture. The aim of this research was to evaluate surface roughness, Knoop microhardness, surface free energy and wettability of the chromium-cobalt alloy when exposed to the vinegar-hydrogen peroxide mixture. For this, 50 specimens of chromium-cobalt alloy were fabricated. The specimens were randomly immersed in the following chemical agents, for 900 minutes, simulating 3 months of a daily 10-minute immersion (n=10): G1: distilled water (control); G2: 0.5% sodium hypochlorite; G3: 1:1 in volume of 3% hydrogen peroxide and water; G4: 1:1 in volume of vinegar and water; G5: 1:1 in volume of vinegar-hydrogen peroxide mixture. The following properties were measured, with single blinding, before and after immersion. Data were statistically analyzed using two-way ANOVA for repeated measures, with 5% significance level. The vinegar-hydrogen peroxide mixture did not change roughness or Knoop microhardness. However, 0.5% sodium hypochlorite significantly increased the surface roughness and decreased the Knoop hardness of the chromium-cobalt alloy. Both surface free energy and wettability increased after immersions, regardless of the types of solution. It was concluded that the immersion in vinegar-hydrogen peroxide mixture did not affect the surface properties of the chromium-cobalt alloy.

Keywords: Disinfection. Prosthesis. Hydrogen peroxide. Acetic acid. Chromium-cobalt.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	8
2 MATERIAL E MÉTODOS	10
2.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	10
2.2 CÁLCULO AMOSTRAL.....	11
2.3 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.....	11
2.4 PREPARO DAS SOLUÇÕES E IMERSÃO DOS CORPOS DE PROVA	12
2.5 RUGOSIDADE SUPERFICIAL.....	12
2.7 ENERGIA LIVRE DE SUPERFÍCIE E MOLHABILIDADE	13
2.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA	14
3 RESULTADOS	15
3.1 RUGOSIDADE SUPERFICIAL.....	15
3.2 MICRODUREZA KNOOP	15
3.3 ENERGIA LIVRE DE SUPERFÍCIE E MOLHABILIDADE	16
4 DISCUSSÃO	19
5 CONCLUSÃO	22
REFERÊNCIAS	23

1 INTRODUÇÃO

A prótese parcial removível (PPR) é geralmente fabricada em resina acrílica e liga de cromo-cobalto. A PPR pode atuar como um reservatório de microrganismos, muitos deles, patógenos associados à doença periodontal, à cárie, à estomatite protética e às infecções respiratórias e sistêmicas.¹ Vários métodos mecânicos e químicos foram testados para reduzir a formação de biofilme em materiais protéticos.² A escovação manual do palato e da prótese é o método mais simples que pode ser utilizado para esse fim.^{3,4} No entanto, o uso manual de uma escova dental pode representar um grande desafio para pacientes idosos, em especial àqueles com capacidade motora comprometida e habilidade manual reduzida.^{5,6} Nesses casos, o uso de soluções químicas para a desinfecção de próteses removíveis como complementação à remoção mecânica do biofilme, pode contribuir para a prevenção de doenças orais.^{6,7} A imersão por 10 minutos em soluções de hipoclorito de sódio a 0,5% ou 1%, de glutaraldeído a 2%, de gluconato de clorexidina a 2% ou de ácido peracético a 0,2% provou ser eficaz na eliminação de microrganismos da prótese.⁸⁻¹² Embora sejam soluções bactericidas eficazes, também são citotóxicas e podem alterar as propriedades das resinas acrílicas e ligas metálicas.^{11,12} Em particular, o hipoclorito de sódio, que é a solução mais barata, possui um sabor residual desagradável; é irritante para a mucosa bucal e possui forte atividade de branqueamento em resinas acrílicas e corrosão em superfícies metálicas.¹³⁻²¹ O peróxido de hidrogênio comercializado como agente para limpeza de próteses também pode ter um efeito corrosivo nas superfícies metálicas.²²⁻²⁷ Assim, as superfícies metálicas sofrem os efeitos negativos do hipoclorito de sódio, como a corrosão, a liberação de íons, o aumento da rugosidade e da porosidade superficiais. Até o momento, faltam estudos com evidências científicas que apoiem a adequada desinfecção química das infraestruturas metálicas.

Como alternativa às soluções mencionadas acima, a combinação de diferentes protocolos de desinfecção pode ser uma boa estratégia para eliminar microrganismos aderidos às próteses. Até onde se sabe, poucos estudos investigaram a interação entre protocolos de desinfecção de próteses ²⁸⁻³¹, e a literatura carece de pesquisas acerca da combinação de diferentes soluções químicas. O vinagre e o peróxido de hidrogênio foram testados individualmente para a desinfecção de próteses^{8,9,20,31-35}, mas a mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio nunca tinha sido testada na

Odontologia, apenas no setor de produtos alimentícios. Na indústria de alimentos, a mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio é mais eficaz na redução da contagem microbiana em pedaços de carne do que a solução de ácido acético a 1% e de peróxido de hidrogênio a 3% independentes.³³ Recentemente, demonstrou-se que a mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio eliminou *C.albicans* e *S.aureus* em discos de resina acrílica, de maneira similar às ações do hipoclorito de sódio a 0,5% e do ácido peracético 0,2%.² No entanto, não se sabe se essa mistura afeta as propriedades da superfície da liga de cromo-cobalto.

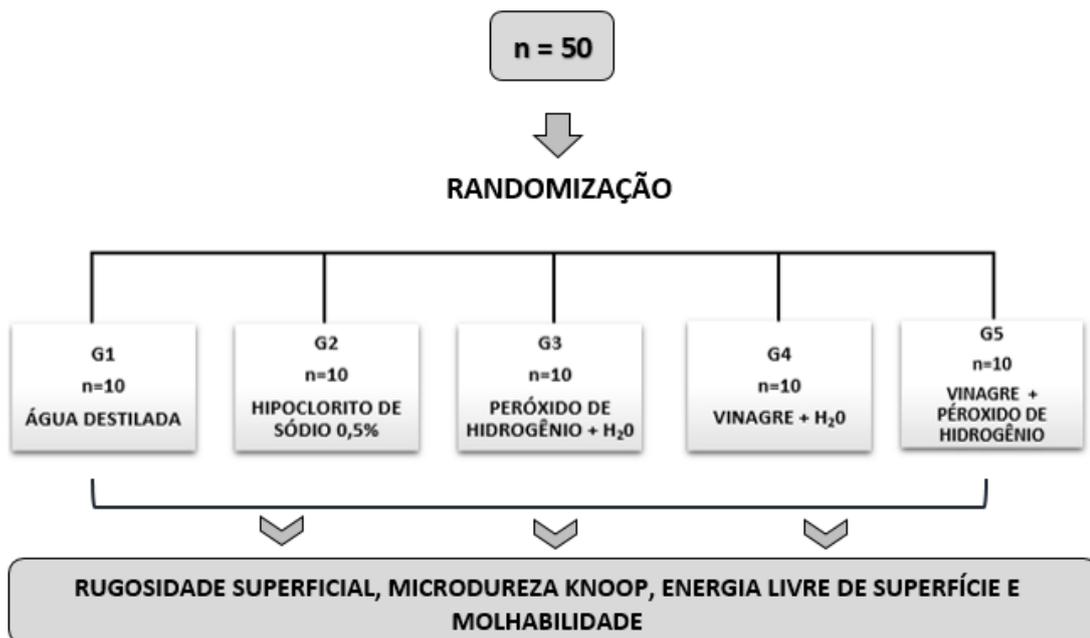
O objetivo deste trabalho foi avaliar a rugosidade superficial, a microdureza Knoop, a energia livre de superfície e a molhabilidade da liga de cromo-cobalto quando exposta à mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio. A hipótese nula foi que as propriedades de superfície investigadas não são afetadas pela imersão na mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio. Assim, esperava-se que o efeito da mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio fosse semelhante ao efeito da água e diferente do efeito do hipoclorito de sódio a 0,5%.

2 MATERIAL E MÉTODOS

2.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Este estudo experimental *in vitro* foi realizado de forma randomizada, controlada e com cegamento simples. Foram confeccionados 50 corpos de prova em liga de cromo-cobalto comumente utilizada para a fabricação de próteses dentais. As seguintes soluções foram testadas, segundo os grupos: G1: água destilada (controle); G2: hipoclorito de sódio a 0,5%; G3: peróxido de hidrogênio e água a 1:1 em volume; G4: vinagre e água a 1:1 em volume; G5: vinagre com peróxido de hidrogênio 1:1 em volume. Os corpos de prova foram randomicamente distribuídos em cada grupo (n=10), segundo a solução de imersão (Figura 1).

Figura 1. Fluxograma da distribuição dos grupos.



Fonte: a autora.

Os indicadores utilizados foram: a rugosidade superficial, a microdureza Knoop, a energia livre de superfície, e a molhabilidade, que foram mensurados por um examinador cego para os tipos de solução utilizados. Os corpos de prova foram imersos nas soluções por 900 minutos, simulando 90 usos de 10 minutos diários de imersão. As mensurações foram realizadas antes (t_0) e após a imersão (t_1). As

variáveis independentes do estudo foram os tipos de solução (com cinco níveis, de G1 a G5), e o tempo (com dois níveis, t_0 e t_1). As variáveis dependentes foram as mensurações das diferentes propriedades da liga metálica: rugosidade superficial, microdureza Knoop, energia livre de superfície e molhabilidade.

2.2 CÁLCULO AMOSTRAL

O cálculo amostral foi realizado com auxílio do software WINPEPI 1.45 (PEPI for Windows), utilizando-se estudos prévios para cada propriedade investigada, e decidiu-se utilizar 10 corpos de prova por grupo, que supre o mínimo necessário para se ter 90% de poder e 5% de significância estatística.

2.3 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Um total de 50 padrões de cera foram confeccionados com cera número 7 (Lysanda, Produtos Odontológicos Ltda., São Paulo, Brasil) utilizando uma matriz de metal com uma abertura de 10 x 3 mm. Os padrões serviram de molde para a fabricação de 50 corpos de prova de liga de cromo-cobalto (DeguDent GmbH, DENTSPLY Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil), pela técnica da cera perdida, sendo a fundição da liga efetuada por meio da máquina de indução (modelo Ally Digital, Manfredi, Itália) e de acordo com as orientações descritas pelo fabricante.

O acabamento foi realizado pelo mesmo operador com discos de carborundum (Disco Ninja Gold, 38mm x 0,6mm, Talmax, Curitiba, PR, Brasil) e uma sequência de lixas d'água de granulação #280, #400, #600. Posteriormente, procedeu-se ao polimento conforme descrito pelo fabricante da liga metálica, que foi realizado manualmente, com uma sequência de três pontas de borracha abrasiva (Abrasivos Piranha, Indústria de Pontas Abrasivas Schelble Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil e Cromox, São Paulo, SP, Brasil), seguidos de disco de feltro associados a massa para polimento de metal (Sistema Walca, Technew, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). O tempo de uso de cada ponta de polimento foi contabilizado e padronizado, sendo de 20 minutos por corpo de prova.

Decorrido o polimento, os corpos de prova receberam um banho de ultrassom (Thornton T 740; Thornton-INPEC Eletrônica Ltda., Vinhedo, SP, Brasil) em água destilada por 20 minutos para a limpeza da superfície antes de se proceder às leituras

do t_0 . A partir da limpeza, todos os demais procedimentos foram feitos com o auxílio de uma pinça clínica e luvas de procedimentos, evitando o contato dos corpos de prova com as mãos do operador.

2.4 PREPARO DAS SOLUÇÕES E IMERSÃO DOS CORPOS DE PROVA

As soluções para imersão foram preparadas frescas a cada troca. Para o grupo G1, foi utilizada água destilada. Para o grupo G2, o hipoclorito de sódio a 0,5% (Líquido de Dakin, Asfer Indústria Química Ltda., São Caetano do Sul, SP, Brasil). Para os grupos G3 e G4, as soluções foram preparadas, respectivamente, com peróxido de hidrogênio a 3% (Rioquímica Indústria Farmacêutica, São José do Rio Preto, SP, Brasil) ou vinagre de vinho branco (Castelo Alimentos, Jundiaí, SP, Brasil), que contém aproximadamente 4% de ácido acético, conforme mencionado pelo fabricante. As duas soluções, G3 e G4, foram diluídas com água na proporção de 1:1 em volume, para simular a mesma concentração dessas substâncias encontrada no grupo G5. Para o grupo G5, foi preparada uma mistura na proporção de 1:1 em volume das duas soluções comerciais: vinagre e peróxido de hidrogênio. Cada corpo de prova foi alocado em um recipiente plástico individual com tampa e, foi submerso em 3 mL de cada solução, com trocas das soluções frescas a cada 3 horas. Os corpos de prova foram imersos por 900 minutos em cada uma das soluções, simulando 90 usos de 10 minutos diários de imersão. Posteriormente, os corpos de prova foram lavados com água destilada por um minuto e deixados imersos em água destilada por 3 horas até se proceder às leituras do t_1 .

2.5 RUGOSIDADE SUPERFICIAL

A leitura da rugosidade superficial (R_a μm) foi realizada com um rugosímetro (Surfcorder SE 1700; Kosaka Laboratory Ltd, Kosaka, Japão) com uma resolução de 0,01 μm , calibrado em um comprimento de leitura de 0,8 mm e 0,5 mm/s. O valor da rugosidade superficial (R_a μm) foi dado pela a média dos valores obtidos em três pontos de leitura pré-estabelecidos em uma das faces de cada corpo de prova.

2.6 MICRODUREZA KNOOP

Um microdurômetro (Future-Tech FM Corp., Tokyo, Japão) acoplado a um software (FM-ARS, Future-Tech FM Corp.), foi usado para determinar a microdureza Knoop. O valor de microdureza Knoop foi obtido a partir da maior medida diagonal de uma penetração angular (d), deixada pelo penetrador de diamante em forma de pirâmide em cinco pontos, em um dos lados de cada corpo de prova e o valor médio foi considerado como o valor representativo da microdureza dos corpos de prova. O valor da diagonal foi medido em μm , a partir de uma escala da ocular do microscópio. A carga aplicada (c), foi de 25 g por 5 segundos. A microdureza Knoop foi expressa em números absolutos e calculada de acordo com a seguinte equação $KHN = [(14228c)/(d^2)]$, onde: 14228 = constante; c = carga aplicada (em gramas); d = a maior medida diagonal de uma penetração angular (μm).

2.7 ENERGIA LIVRE DE SUPERFÍCIE E MOLHABILIDADE

A energia livre de superfície foi determinada através do método descrito por Owens-Wendt, em que as medições do ângulo de contato utilizam dois líquidos de referência, um de carácter polar e outro apolar.³⁶ A molhabilidade foi encontrada por meio da medição do ângulo de contato de uma gota depositada sobre a superfície do corpo de prova. Para tal, os corpos de prova foram removidos da água destilada e deixados secar em temperatura ambiente, por 10 minutos. Uma gota séssil de 15 μL de água destilada (tensão superficial de 72,8 $\text{mJ}\cdot\text{m}^{-2}$), e, posteriormente, uma gota séssil de 15 μL de 1-bromonaftaleno (Sigma-Aldrich Corporation, San Luis, Missouri, EUA) foram depositadas na superfície de cada corpo de prova com uma microseringa. A imagem de cada gota na superfície foi registrada por uma câmera fotográfica e os ângulos de contato foram medidos no ponto de intersecção do líquido com a superfície do corpo de prova, usando o software DROPimage Standard do goniômetro automatizado (Ramé-hart Instrument co., Netcong, Nova Jersey, EUA). As medições foram realizadas opticamente por 20 vezes com uma precisão de $\pm 1^\circ$. Os experimentos foram realizados pelo mesmo operador em temperatura controlada ($25 \pm 1^\circ\text{C}$). O componente dispersivo da energia livre de superfície foi determinado pelo cosseno do ângulo de contato de um líquido apolar (1-bromonaftaleno). O componente polar foi determinado pelo cosseno do ângulo da gota de água. A energia

livre de superfície (ELS) foi representada pela soma dos dois componentes: dispersivo e polar.

2.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram analisados por meio do software estatístico IBM SPSS 20 (SPSS Inc, Chicago, EUA). O teste de Mauchly indicou que a suposição de esfericidade foi atendida ($p > 0,05$). A Análise de Variâncias (ANOVA) de dois fatores para medidas repetidas foi usada para as comparações dos seguintes efeitos: efeito do tempo (antes e após a imersão na solução), efeito dos tipos de solução (água, hipoclorito de sódio, peróxido de hidrogênio, vinagre, e mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio) e efeito da interação do tempo e dos tipos de solução. Os resultados foram ajustados pela correção SYDAK, com significância de 5%.

3 RESULTADOS

3.1 RUGOSIDADE SUPERFICIAL

Para a rugosidade superficial, o efeito da interação entre os fatores tempo e tipo de solução foi significativo ($p=0,000$). Os efeitos dos fatores tempo ($p=0,000$) e tipos de solução ($p=0,000$) também foram significativos quando analisados independentemente (Tabela 1). As comparações múltiplas mostraram que, depois da imersão na solução de 0,5% de hipoclorito de sódio (G2), a média da rugosidade superficial aumentou significativamente de 0,598 para 2,542 ($p=0,004$). Para os demais grupos, não houve diferença estatística significativa entre t_0 e t_1 ($p>0,05$), sendo que a mistura de vinagre com peróxido de hidrogênio (G5) não diferiu do efeito da água em t_1 (G1) ($p=1,000$).

Tabela 1. Média e desvio padrão da rugosidade superficial (Ra, μm) para os diferentes tempos e tipos de solução de imersão.

GRUPOS	T₀	T₁
G1	0,611 (0,077)	0,640(0,238)
G2	0,598 (0,137)	2,542 (1,103)*
G3	0,617 (0,126)	0,734 (0,164)
G4	0,630 (0,125)	0,721 (0,170)
G5	0,651 (0,097)	0,676 (0,221)

G1: água destilada (controle); G2: hipoclorito de sódio a 0,5%; G3: peróxido de hidrogênio e água 1:1 em volume; G4: vinagre e água a 1:1 em volume; G5: vinagre com peróxido de hidrogênio 1:1 em volume; t_0 : antes da imersão; t_1 : após a imersão.

* Diferença estatística significativa para o efeito de interação, usando ANOVA de dois fatores para medidas repetidas, com correções de SIDAK, para $p\leq 0,05$.

3.2 MICRODUREZA KNOOP

Para a microdureza Knoop, o efeito da interação entre os fatores independentes: tempo e tipos de solução, foi significativo ($p=0,036$). Os efeitos dos fatores tempo ($p=0,394$) e tipos de solução ($p=0,319$) não foram significativos quando

analisados independentemente (Tabela 2). As comparações múltiplas mostraram que, com a imersão na solução de 0,5% de hipoclorito de sódio (G2), a média da microdureza Knoop diminuiu significativamente de 700,730 para 529,170 ($p=0,048$). Para os demais grupos (G1, G3, G4 e G5), não houve diferença estatística significativa entre t_0 e t_1 ($p>0,05$), sendo que a mistura de vinagre com peróxido de hidrogênio (G5) não diferiu do efeito da água (G1) ($p=0,960$).

Tabela 2. Média e desvio padrão para a Microdureza Knoop (KHN) nos diferentes tempos e tipos de solução de imersão.

Grupos	t_0	t_1
G1	709,130 (113,932)	651,073 (144,921)
G2	700,730 (113,944)	529,170 (162,056)*
G3	651, 231 (96,140)	647,568 (133,699)
G4	670,662 (113,847)	685,622 (71,701)
G5	645,604 (110,985)	737,615 (202,678)

G1: água destilada (controle); G2: hipoclorito de sódio a 0,5%; G3: peróxido de hidrogênio e água a 1:1 em volume; G4: vinagre e água a 1:1 em volume; G5: vinagre com peróxido de hidrogênio 1:1 em volume; t_0 : antes da imersão; t_1 : após a imersão.

* Diferença estatística significativa para o efeito de interação, usando ANOVA de dois fatores para medidas repetidas, com correções de SIDAK, para $p\leq 0,05$.

3.3 ENERGIA LIVRE DE SUPERFÍCIE E MOLHABILIDADE

Para a energia livre de superfície e para a molhabilidade, apenas o efeito do fator independente tempo foi significativo ($p=0,000$ e $p=0,000$, respectivamente). O efeito dos tipos de solução ($p=0,131$ e $p=0,803$, respectivamente) ou da interação entre tempo e tipos de solução ($p=0,278$ e $p=0,972$, respectivamente) não foram significativos (Tabela 3). Com a imersão dos corpos de prova nas soluções, houve um aumento da energia livre de superfície (média de 25,288 para 37,569) e aumento da molhabilidade, representada pela diminuição do ângulo de contato (média de 90,732 para 82,839), independentemente dos grupos analisados.

Tabela 3. Média e desvio padrão para a energia de livre de superfície (ergs/cm²) e ângulo de contato (°) nos diferentes tempos e tipos de solução de imersão.

Grupos	Energia Livre de Superfície		Ângulo de Contato	
	t ₀	t ₁ *	t ₀	t ₁ *
G1	25,959 (2,387)	37,039 (2,972)	90,297 (2,204)	81,764 (6,038)
G2	26,108 (1,906)	40,695 (4,437)	91,038 (2,952)	82,610 (9,091)
G3	24,037 (2,465)	38,269 (5,412)	90,851 (3,016)	82,495 (5,354)
G4	25,298 (2,176)	36,369 (3,755)	91,460 (2,483)	84,765 (4,135)
G5	25,037 (2,257)	35,474 (6,503)	90,015 (4,715)	82,560 (5,680)

G1: água destilada (controle); G2: hipoclorito de sódio a 0,5%; G3: peróxido de hidrogênio e água a 1:1 em volume; G4: vinagre e água a 1:1 em volume; G5: vinagre com peróxido de hidrogênio 1:1 em volume; t₀: antes da imersão; t₁: após a imersão.

* Diferença estatística significativa para o efeito de tempo, usando ANOVA de duas vias para valores repetidos com correções de SIDAK, em p≤0,05.

Considerando o componente dispersivo da energia livre de superfície, apenas o efeito do fator tempo foi significativo (p=0,000). O efeito dos tipos de solução (p=0,179) ou da interação entre tempo e tipos de solução (p=0,110) não foi significativo (Tabela 4). Com a imersão dos corpos de prova nas soluções, houve um aumento do componente dispersivo da energia livre de superfície (média de 20,578 para 33,354).

Para o componente polar da energia livre de superfície, nenhum dos efeitos tempo (p=0,822), tipos de solução (p=0,435) ou interação (p=0,844) foram significativos (Tabela 4). O componente polar médio foi de 4,253.

Tabela 4. Média e desvio padrão para o componente dispersivo e componente polar (ergs/cm²) nos diferentes tempos e tipos de solução de imersão.

Grupos	Componente dispersivo		Componente polar	
	t ₀	t ₁ *	t ₀	t ₁
G1	20,709 (1,827)	31,884 (5,461)	4,414 (0,571)	5,156 (3,715)
G2	21,216 (2,106)	36,902 (4,190)	4,057 (1,172)	3,793 (3,199)
G3	20,322 (2,465)	34,359 (5,406)	4,347 (0,723)	3,908 (1,545)
G4	20,858 (1,516)	32,896 (4,320)	3,993 (1,090)	3,474 (1,617)
G5	20,686 (2,258)	30,728 (6,512)	4,643 (1,706)	4,746 (1,504)

G1: água destilada (controle); G2: hipoclorito de sódio a 0,5%; G3: peróxido de hidrogênio e água a 1:1 em volume; G4: vinagre e água a 1:1 em volume; G5: vinagre com peróxido de hidrogênio 1:1 em volume; t₀: antes da imersão; t₁: após a imersão.

* Diferença estatística significativa para o efeito de tempo, usando ANOVA de duas vias para valores repetidos com correções de SIDAK, em p≤0,05.

4 DISCUSSÃO

O presente estudo aceitou a hipótese nula de que a imersão na mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio por 900 minutos, simulando 90 usos de 10 minutos diários, não afetou as propriedades de superfície da liga de cromo-cobalto, tendo seu efeito similar ao da água. Enquanto a mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio (G5) não alterou a rugosidade superficial, nem a microdureza Knoop; a solução de hipoclorito de sódio a 0,5% (G2) teve efeitos negativos sobre a liga, aumentando a rugosidade e diminuindo a microdureza. Assim, o presente estudo confirmou que a mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio apresenta vantagens superiores às do hipoclorito de sódio para a desinfecção química de infraestruturas feitas em liga de cromo-cobalto, já que elimina eficazmente os microrganismos da resina acrílica de maneira similar ao hipoclorito, conforme demonstrado por Soto *et al.*², ao mesmo tempo em que não causa efeitos deletérios nas propriedades de superfície da liga metálica.

Este é o primeiro estudo, até o momento, que testou o efeito do protocolo de desinfecção química com uma mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio sobre as propriedades da liga de cromo-cobalto. Portanto, não é possível comparar os resultados dessa mistura com a literatura. A literatura mostra apenas os efeitos das duas substâncias quando utilizadas isoladamente. Nesse contexto, as soluções isoladas de peróxido de hidrogênio e de vinagre mostraram-se pouco eficientes na redução microbiana de próteses dentais^{2,17,18,31,34,35}, e, além disso, podem alterar algumas propriedades das ligas metálicas.^{13,15,16,22,23,26,30} O presente trabalho encontrou resultados diferentes desses estudos anteriores já que o vinagre e o peróxido de hidrogênio utilizados isoladamente nos grupos G3 e G4 não alteraram as propriedades da liga de cromo-cobalto. Acredita-se que tal fato ocorreu por ter se utilizado uma baixa concentração dessas substâncias para a imersão da liga no presente trabalho, pois os grupos G3 e G4 tiveram, respectivamente, o peróxido de hidrogênio ou o vinagre diluído na proporção 1:1 em volume de água destilada para se tornarem similares à concentração dessas substâncias no grupo teste (G5). Assim, é possível que a menor concentração dessas substâncias não tenha sido suficiente para causar alteração nas propriedades de superfície do metal. Há de ressaltar que, embora essas substâncias isoladas em baixa concentração não tenham sido deletérias ao metal, também não são eficazes na eliminação de microrganismos da

resina acrílica, conforme demonstrado por Soto *et al.*² Portanto, não são substâncias ideais para a desinfecção de próteses dentais quando utilizadas isoladamente.

No presente trabalho, a análise visual dos corpos de prova que foram imersos no hipoclorito de sódio a 0,5% permitiu identificar a ocorrência de manchamento da superfície, compatível com possível processo de corrosão. Adicionalmente, encontrou-se aumento significativo da rugosidade superficial e redução da microdureza Knoop para o grupo do hipoclorito de sódio (G2). A literatura demonstra que quanto maior a rugosidade, maior a tendência em adesão de microrganismos em resina acrílica.³⁷ A maioria dos artigos na literatura investigaram o efeito de concentrações acima de 5,25 % de hipoclorito de sódio sobre as ligas metálicas.^{26,38} Keyf e Güngör avaliaram as mudanças superficiais da liga de cromo-cobalto causada pelo uso de pastilhas efervescentes à base de peróxido de hidrogênio ou de hipoclorito de sódio e concluíram que ambas as substâncias apresentaram efeitos de descoloração e manchamento.²⁶ Felipucci *et al.* testou seis soluções desinfetantes, e entre elas o hipoclorito de sódio 0,5% (NaOCl) sobre a superfície de duas marcas comerciais de liga de cromo-cobalto e observou que, embora a rugosidade não tenha sido influenciada pelas diferentes soluções, a composição na superfície analisada por sonda de energia dispersiva sofreu alterações compatíveis com corrosão, quando se utilizou o hipoclorito de sódio a 0,5%.²⁷ Poucos artigos descreveram os efeitos de concentrações baixas de hipoclorito que mantêm a eficácia na eliminação de microrganismos das próteses, como as concentrações de 0,5%.^{11, 27} Os resultados do presente estudo corroboram os dados da literatura que reportam que o hipoclorito de sódio não é a solução ideal para a desinfecção química de próteses que contenham infraestruturas metálicas, pois provoca efeitos deletérios nas propriedades dos metais, mesmo em baixas concentrações como a utilizada no presente estudo.¹⁷⁻²⁰ Assim, a busca por uma solução alternativa ao hipoclorito de sódio se faz necessária ao se pensar em desinfecção química de próteses parciais removíveis que possuem infraestrutura confeccionada em liga de cromo-cobalto. Nesse sentido, a mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio mostra-se promissora para a desinfecção química dessas próteses, sendo tão eficaz na eliminação de *C.albicans* e *S.aureus* quanto o hipoclorito de sódio², mas sem possuir as desvantagens do hipoclorito sobre as propriedades das ligas metálicas, conforme demonstrado no presente estudo.

Dentre as características que podem favorecer a adesão de *C. albicans* à superfície de próteses, estão as propriedades de superfície, como a rugosidade

superficial, a energia livre de superfície (ELS), e a molhabilidade.^{39,40} No presente estudo, a ELS e a molhabilidade não sofreram efeitos dos tipos de solução, pois a energia livre de superfície e a molhabilidade aumentaram após as imersões, independentemente dos tipos de solução analisados. A ELS representa a interação entre as forças de coesão e de adesão, de modo que, estudos anteriores apontaram uma indução de adesão de microrganismos em substratos com níveis elevados de energia livre de superfície.^{39,40} De igual maneira, a ELS é um parâmetro particularmente importante e que está intimamente relacionado com a molhabilidade. A molhabilidade, representada pelo ângulo de contato, é definida pelo ângulo que se forma na superfície de um líquido ao entrar em contato com a superfície de um sólido. Para os metais, um ângulo de contato maior significa uma superfície mais hidrofóbica, ou seja, o líquido apresentará dificuldade de molhamento da superfície.³⁶ No presente estudo, o fato de a ELS e a molhabilidade terem sofrido alteração após a imersão nas soluções pode estar relacionado ao próprio contato do corpo de prova com as substâncias de base aquosa utilizadas para a imersão por adsorção⁴¹, já que não houve diferença significativa entre os tipos de solução utilizados.

O presente estudo apresentou a limitação de ter avaliado um tipo e uma marca comercial de liga metálica e um período de três meses de imersão diária. Desse modo, são necessários estudos futuros que simulem um maior período de tempo de imersão na mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio; que avaliem outros tipos e marcas comerciais de liga metálica; e que também avaliem o efeito dessa mistura sobre outros materiais protéticos, como a resina acrílica e reembasadores.

A presente pesquisa contribui para a sociedade, testando uma nova opção desinfetante para melhorar o controle da estomatite protética e a limpeza da prótese em pacientes que usam próteses removíveis totais e parciais, em especial, para os idosos institucionalizados ou com dificuldades motoras de manter uma higienização adequada de suas próteses. O impacto dos resultados deste estudo é amplo, pois há de se considerar que mais de 63% dos idosos no Brasil são usuários de próteses dentais⁴² e, portanto, possuem reservatórios vivos de microrganismos potencialmente patogênicos à saúde bucal e geral.¹ Os resultados deste estudo e outros dos autores² fornecem subsídios científicos para o uso da mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio como solução desinfetante eficaz na eliminação dos microrganismos e que também representa menor alteração nas propriedades das ligas metálicas.

5 CONCLUSÃO

A mistura de vinagre e peróxido de hidrogênio não afetou as propriedades de superfície da liga de cobalto-cromo.

REFERÊNCIAS

1. MENGATTO, C. M. *et al.* Partial denture metal framework may harbor potentially pathogenic bacteria. **J Adv Prosthodont.**, v. 7, n. 6, p. 468-474, Dec. 2015.
2. SOTO, A. F. *et al.* Antimicrobial effect and cytotoxic activity of vinegar-hydrogen peroxide mixture: A possible alternative for denture disinfection. **J Prosthet Dent**, v. 121, n. 6, p. 966.e1-966.e6, June 2019.
3. KABAWAT, M. *et al.* Phase 1 clinical trial on the effect of palatal brushing on denture stomatitis. **Int J Prosthodont.**, v. 27, n. 4, p. 311-319, July/Aug. 2014.
4. BRONDANI, M. A.; SAMIM, F.; FENG, H. A conventional microwave oven for denture cleaning: a critical review. **Gerodontol.**, v. 29, n. 2, p. e6-15, June 2012.
5. KANLI, A.; DEMIREL, F.; SEZGIN, Y. Oral candidosis, denture cleanliness and hygiene habits in an elderly population. **Aging Clin Exp Res.**, v. 17, n. 6, p. 502-507, Dec. 2005.
6. EMAMI, E. *et al.* Linking evidence to treatment for denture stomatitis: a meta-analysis of randomized controlled trials. **J Dent.**, v. 42, n. 2, p. 99-106, Feb. 2014.
7. BABA, Y. *et al.* Effectiveness of a combination denture-cleaning method versus a mechanical method: comparison of denture cleanliness, patient satisfaction, and oral health-related quality of life. **J Prosthodont Res.**, v. 62, n. 3, p. 353-358, July 2018.
8. SKUPIEN, J. A. *et al.* Prevention and treatment of Candida colonization on denture liners: a systematic review. **J Prosthet Dent.**, v. 110, n. 6, p. 356-362, Nov. 2013.
9. ORSI, I. A. *et al.* Glutaraldehyde release from heat-polymerized acrylic resins after disinfection and chemical and mechanical polishing. **Braz Dent J.**, v. 22, e. 6, p. 490-496, 2011.
10. ORSI, I.; ANDRADE, V. G. Effect of chemical disinfectants on the transverse strength of heat-polymerized acrylic resins submitted to mechanical and chemical polishing. **J Prosthet Dent.**, v. 94, n. 4, p. 383-388, Feb. 2005.
11. BARNABÉ, W. *et al.* Efficacy of sodium hypochlorite and coconut soap used as disinfecting agents in the reduction of denture stomatitis, *Streptococcus mutans* and *Candida albicans*. **J Oral Rehabil.**, v. 31, n. 5, p. 453-459, May 2004.
12. CHASSOT, A. L.; POISL, M. I.; SAMUEL, S. M. In vivo and in vitro evaluation of the efficacy of a peracetic acid-based disinfectant for decontamination of acrylic resins. **Braz Dent J.**, v. 17, n. 2, p. 117-121, 2006.
13. TAMAM, E.; AYDIN, A. K. Surface characterization of passive film and elemental release analysis of a Ni-Cr alloy during bleaching, part I: effects of different bleaching agents. **Clin Oral Investig.**, v. 15, n. 3, p. 375-382, June 2011.

14. HENRIQUES, B.; SOARES, D.; SILVA, F. S. Microstructure, hardness, corrosion resistance and porcelain shear bond strength comparison between cast and hot pressed CoCrMo alloy for metal-ceramic dental restorations. **J Mech Behav Biomed Mater.**, v. 12, p. 83-92, Aug. 2012.

15. VASCONCELOS, G. L. L. *et al.* Effect of alkaline peroxides on the surface of cobalt chrome alloy: an in vitro study. **J Prosthodont.**, v. 28, n. 1, p. e337-e341, Jan. 2019.

16. CURYLOFO, P. A. *et al.* Effect of denture cleansers on cobalt-chromium alloy surface: a simulated period of 5 years' use. **J Prosthodont.**, Oct. 2018. DOI: 10.1111/jopr.12996. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/jopr.12996>. Acesso em: 06 dez. 2019.

17. ROSSATO, M. B. *et al.* Analysis of the effectiveness of different hygiene procedures used in dental prostheses. **Oral Health Prev Dent.**, v. 9, n. 3, p. 221-227, 2011.

18. DA SILVA, F. C. *et al.* Effectiveness of six different disinfectants on removing five microbial species and effects on the topographic characteristics of acrylic resin. **J Prosthodont.**, v. 17, n. 8, p. 627-633, Dec. 2008.

19. VIEIRA, A. P. *et al.* Long-term efficacy of denture cleansers in preventing *Candida* spp. biofilm recolonization on liner surface. **Braz Oral Res.**, v. 24, n. 3, p. 342-348, July/Sept. 2010.

20. FERREIRA, M. A. *et al.* Efficacy of denture cleansers on denture liners contaminated with *Candida* species. **Clin Oral Investig.**, v.13, n. 2, p. 237-242, June 2009.

21. MCGOWAN, M. J.; SHIMODA, L. M.; WOOLSEY, G. D. Effects of hypochlorite on denture base metals during immersion for short-term sterilization. **J Prosthet Dent.**, v. 60, n. 2, p. 212-218, Aug. 1988.

22. AMEER, M. A.; KHAMIS, E.; AL-MOTLAQ, M. Electrochemical behavior of non-precious dental alloys in bleaching agents. **Electrochimica Acta**, v. 50, n. 1, p. 141-148, Nov. 2014.

23. AL-SALEHI, S. K. *et al.* The effect of hydrogen peroxide concentration on metal ion release from dental casting alloys. **J Oral Rehabil.**, v. 35, p. 276-282, Apr. 2008.

24. NAKAMURA, K. *et al.* Corrosive effect of disinfection solution containing hydroxyl radicals generated by photolysis of H₂O₂ on dental metals. **Dent Mater J.**, v. 31, n. 6, p. 941-946, 2012.

25. MERDIECA, S. *et al.* Assessment of corrosion resistance of cast cobalt- and nickel-chromium dental alloys in acidic environments. **J Appl Biomater Funct Mater.**, v. 16, n. 1, p. 47-54, Jan. 2018.
26. 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. **J Biomater Appl.**, v. 18, n. 1, p. 5-14, July 2003.
27. FELIPUCCI, D. N. B. *et al.* Effect of different cleansers on the surface of removable partial denture. **Braz Dent J.**, v. 22, n. 5, p. 392-397, 2011.
28. SENNA, P. M. *et al.* Adding denture cleanser to microwave disinfection regimen to reduce the irradiation time and the exposure of dentures to high temperatures. **Gerodontol.**, v. 30, p. 26-31, 2013.
29. KANNO, T. *et al.* Novel denture-cleaning system based on hydroxyl radical disinfection. **Int J Prosthodont.**, v. 25, p. 376-380, 2012.
30. TOKI, T. *et al.* Synergistic interaction between wavelength of light and concentration of H₂O₂ in bactericidal activity of photolysis of H₂O₂. **J Biosci Bioeng.**, v. 119, p. 358-362, 2015.
31. PINTO, T. M. *et al.* Vinegar as an antimicrobial agent for control of *Candida* spp. in complete denture wearers. **J Appl Oral Sci.**, v. 16, p. 385-390, 2008.
32. VERRAN, J.; MARYAN, C. J. Retention of *Candida Albicans* on acrylic resin and silicon of different surface topography. **J Prosthet Dent.**, v. 77, p. 535-539, 1997.
33. BELL, K. Y.; CUTTER, C. N.; SUMNER, S.S. Reduction of foodborne micro-organisms on beef carcass tissue using acetic acid, sodium bicarbonate, and hydrogen peroxide spray washes. **Food Microbiol.**, v. 14, p. 439-448, 1997.
34. DE CASTRO, R. D. *et al.* Use of alcohol vinegar in the inhibition of *Candida* spp. and its effect on the physical properties of acrylic resins. **BMC Oral Health**, v. 5, n. 52, p. 15-52, Apr. 2015.
35. MOTA, A. C. *et al.* Antifungal activity of apple cider vinegar on *Candida* species involved in denture stomatitis. **J Prosthodont.**, v. 24, p. 296-302, June 2015.
36. FIRLIK, S.; MOLENDNA, J. Comparison of methods for the surface free energy determination of polymeric layers aligning liquid crystals. **Chemik**, v. 64, n. 4, p. 1-4, 2010

37. PEREIRA-CENCI, T. *et al.* In vitro *Candida* colonization on acrylic resins and denture liners: influence of surface free energy, roughness, saliva, and adhering bacteria. **Int J Prosthodont.**, v. 20, n. 3, p. 308-310. May/June 2007.
38. MCGOWAN, M. J.; SHIMODA, L. M.; WOOLSEY, G. D. Effects of hypochlorite on denture base metals during immersion for short-term sterilization. **J Prosthet Dent.**, v. 60, n. 2, p. 212-218, Aug. 1988.
39. MINAGI, S. *et al.* Hydrophobic interaction in *Candida albicans* and *Candida tropicalis* adherence to various denture base resin materials. **Infect Immun.**, v. 47, n. 1, p. 11-14, Jan. 1985.
40. SIPAHI, C.; ANIL, N.; BAYRAMLI, E. The effect of acquired salivary pellicle on the surface free energy and wettability of different denture base materials. **J Dent.**, v. 29, n. 3, p. 197-204. Mar. 2001.
41. HODGSON, A.; HAQ, S. Water adsorption and the wetting of metal surfaces Show affiliations. **Surface Science Reports**, v. 64, n. 9, p. 381-451. Sept. 2009.
42. BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Secretaria de Vigilância em Saúde. **SB Brasil 2010: Pesquisa Nacional de Saúde Bucal: resultados principais.** Brasília: Ministério da Saúde, 2012.