**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO
DEPARTAMENTO DE MATERIAIS DENTÁRIOS E PRÓTESE**

FRANK LUCARINI BUENO

**AVALIAÇÃO DOS EFEITOS ADVERSOS DE SOLUÇÕES DESINFETANTES NAS
PROPRIEDADES FÍSICAS E MECÂNICAS DE MATERIAIS PARA CONFEÇÃO
DE PRÓTESES TOTAIS**

RIBEIRÃO PRETO

2016

FRANK LUCARINI BUENO

AVALIAÇÃO DOS EFEITOS ADVERSOS DE SOLUÇÕES DESINFETANTES NAS
PROPRIEDADES FÍSICAS E MECÂNICAS DE MATERIAIS PARA CONFEÇÃO DE
PRÓTESES TOTAIS

VERSÃO CORRIGIDA

(Versão original encontra-se na unidade que aloja o Programa de Pós-graduação)

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, para obtenção
do título de Mestre, junto ao Programa de Pós-graduação
em Odontologia (Reabilitação Oral) do Departamento de
Materiais Dentários e Prótese.

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Profa. Dra. Cláudia Helena Lovato da Silva.

Ribeirão Preto

2016

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP - Ribeirão Preto

Bueno, Frank Lucarini

Avaliação dos efeitos adversos de soluções desinfetantes nas propriedades físicas e mecânicas de materiais para confecção de próteses totais. Ribeirão Preto, 2016.

124p. : il. ; 30cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Silva-Lovato, Cláudia Helena

1. Prótese total.
2. Resina acrílica.
3. Dente artificial.
4. Propriedades.
5. Solução Desinfetante.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Frank Lucarini Bueno

Avaliação dos efeitos adversos de soluções desinfetantes nas propriedades físicas e mecânicas de materiais para confecção de próteses totais

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre, junto ao Departamento de Materiais Dentários e Prótese.

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Data da defesa:

Banca Examinadora

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

Aos meus pais Sebastião e Zilma, por acreditarem e nutrirem meus sonhos. E por toda liberdade e apoio institucional as minhas escolhas. Reitero meu amor por vocês.

Aos meus irmãos Maik, João Paulo e Eduardo, por todo amor, carinho, compreensão, e por sempre estarem ao meu lado. Vocês são meu porto seguro.

Aos meus Avós, que mesmo nas esferas espirituais, fazem com que eu sinta todo o amor e orgulho que sentem por mim.

Aos meus familiares por acreditarem no meu potencial e pelo incentivo. Em especial ao meu primo Rodrigo Lucarini por sempre estar ao meu lado.

Aos meus amigos por todo carinho, amor e por se fazerem presentes, apesar da distância física.

A todos aqueles que são pobres, excluídos e marginalizados, os quais não tiveram as mesmas oportunidades que eu, mas que nem por isso deixam-se abater pelas adversidades cotidianas, e seguem lutando todos os dias por uma vida melhor. Vocês são os meus heróis.

Agradecimento Especial

A Prof^a Dr^a **Cláudia Helena Lovato da Silva**, por:

Me acolher tão bem desde nossa primeira conversa;

Toda disponibilidade em me ajudar e me ensinar;

Me acalmar nos momentos de desespero;

Me orientar pelos caminhos da pesquisa;

Todo estímulo acadêmico e oportunidades de crescimento.

Pela doçura do convívio diário;

Pelo exemplo de ser humano;

Pela inspiração em ser professor;

Muito obrigado!

*A*gradecimentos

A Deus, pelo dom da vida e por todas as oportunidades concedidas;

Aos amigos espirituais, em especial ao meu anjo da guarda, pela proteção diária e orientação no caminho do bem;

A todos os meus professores pela contribuição na minha formação;

A Profa. Dra. Amanda Latércia Tranches Dias por me inserir no mundo da pesquisa científica;

A Profa. Dra. Valéria Maria Gomes Totti por todo ensinamento, incentivo e confiança, além das boas risadas;

Aos Professores da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Alfenas pela excelência na formação acadêmica de cirurgião-dentista;

A Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, na pessoa da diretora Profa. Dra. Léa Assed Bezerra da Silva, pela oportunidade oferecida a minha formação profissional;

A Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da FORP/USP, na pessoa da Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes, por proporcionar um programa de qualidade, e pela dedicação e incansável busca pela excelência do programa;

Aos Professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese por toda a contribuição em minha formação acadêmica e pela convivência diária;

Aos Professores e colegas do curso de Especialização em Prótese Dentária por todo aprendizado e convivência;

A Profa. Dra. Valéria Oliveira Pagnano de Souza pelas oportunidades, amizade e paciência;

A Profa. Dra. Helena de Freitas Oliveira Paranhos pelos ensinamentos, carinho, convivência harmoniosa e reflexões;

A Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis pelo auxílio prestado no desenvolvimento dos ensaios, bem como, pela amizade, atenção e ensinamentos.

A Viviane de Cássia Oliveira por toda ajuda concedida durante o desenvolvimento desse trabalho. Sua dedicação e compromisso foram fundamentais para conclusão do mesmo.

A Ana Paula Macedo e Rafaella Tonani Torrieri, pelo carinho e por me receberem de braços abertos em seus laboratórios, e não medirem esforços para me auxiliarem durante os ensaios.

Aos técnicos de laboratório Adriana Cláudia L. F. Queiroz, Edson Volta e Juliana J. F. Romano pelo auxílio durante os ensaios e por toda experiência.

A Capes pelo auxílio financeiro concedido;

A empresa VIPI Produtos Odontológicos pela doação dos dentes artificiais;

Aos funcionários do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela convivência e auxílios prestados;

Aos amigos do curso de pós-graduação em Reabilitação Oral pela amizade, carinho e ensinamentos. Todo esse período não teria graça sem vocês;

Ao grupo de pesquisa do Laboratório em Reabilitação Oral: Maurício Badaró, Viviane de Cássia, Letícia Evelin, Edward Sasaki, Camila Borba, Laís Makrakis, Raíssa Macaroff, pelo auxílio no desenvolvimento do projeto, convivência, troca de experiências e amizade;

Aos amigos Thalisson Saymo, Isadora Vilarinho e Bruno Crozeta por se tornarem minha família em Ribeirão Preto. Obrigado pela convivência, aprendizado, paciência e amor compartilhado comigo;

Aos amigos Carlos Roberto, Anderson Ferreira, Lucas Kniess, Vander Monteiro, Soraya Saab, Matheus Hentony e Estevão Menezes pelos momentos de alegria e descontração.

Resumo

BUENO, FL. Avaliação dos efeitos adversos de soluções desinfetantes nas propriedades físicas e mecânicas de materiais para confecção de próteses totais. Ribeirão Preto, 2016. 125p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

O estudo avaliou os efeitos adversos de soluções desinfetantes sobre a dureza, alteração de cor, sorção e solubilidade, resistência à flexão, rugosidade e resistência ao impacto de uma resina acrílica e dentes artificiais. Microscopia confocal a laser foi utilizada para análise de superfície. Inicialmente foi realizado a concentração inibitória mínima (CIM), utilizando o método de micro diluições, onde determinou-se a concentração de 0,15% para a solução de Triclosan e 0,25% para a Cloramina T. As variáveis foram mensuradas antes e após a imersão dos espécimes nas soluções. Os corpos de prova em resina acrílica termicamente ativada e os dentes artificiais foram distribuídos em grupos (n=10): GC = água destilada; GHS = Hipoclorito de sódio a 0,25%; GT = Solução de Triclosan a 0,15%; GCt = Solução de Cloramina T a 0,25%; GRc2 = solução de *Ricinus communis* a 2%; GRc10 = solução de *R. communis* a 10%; GS = Sabonete Antisséptico. Os corpos de prova foram imersos em 100 mL de cada solução, simulando imersões diárias de 20 minutos por 5 anos. Os dados foram submetidos aos Testes ANOVA e Duncan ou ANOVA e Tukey ($p=0,05$). Para resina acrílica, todos os grupos diminuíram a dureza, tendo GC causado a maior diminuição ($p=0,001$). Nos demais grupos a diminuição da dureza foi semelhante. O grupo GRc2 apresentou a maior alteração de cor, enquanto o GCt causou a menor. Os demais grupos apresentaram valores intermediários ($p=0,043$). Em relação à sorção, o grupo GRc2 seguido do GC apresentaram maior valor de sorção e os grupos GT e GS, os menores. Para a solubilidade, os grupos GC, GHS, GCt, GT e GS apresentaram os maiores valores, e o grupo GRc2 seguido do GRc10 apresentou o menor valor ($p=0,001$). O menor valor de resistência a flexão foi verificado no GRc2, enquanto os grupos GC e GCt apresentaram os maiores valores ($p=0,000$). Os demais grupos apresentaram valores intermediários. Todas as soluções causaram diminuição da rugosidade exceto os grupos Rc10 e GC ($p=0,001$). Os grupos GS, GT e GCt apresentaram os maiores valores de resistência ao impacto, e o GRc10 apresentou o menor valor ($p=0,000$). Já para os dentes, houve aumento da dureza em todos os grupos, tendo os grupos GHS e GC causado maior alteração ($p=0,000$). Os grupos GS e GRc2 apresentaram a maior alteração de cor, enquanto os grupos GC, GCt e GT apresentaram as menores ($p=0,000$). Os grupos GC, GRc2 e GRc10 apresentaram os maiores valores de sorção e os grupos GT e GS os menores. Para a solubilidade, os grupos GRc10 e GRc2 apresentaram os maiores valores e os grupos GT e GS, os menores. A variação da rugosidade dos dentes indicou que todas as soluções causaram diminuição da rugosidade exceto o grupo GT. A maior variação de rugosidade foi causada pela solução de Rc10 ($p=0,001$). No período avaliado, todas as propriedades sofreram alterações em função das soluções de desinfecção avaliadas após simulação de imersões diárias de 20 minutos por 5 anos, porém todas as variáveis estudadas apresentaram valores clinicamente aceitáveis, exceto a alteração de cor.

PALAVRAS-CHAVE: Prótese Total; Resina acrílica; Dentes artificiais; Soluções desinfetantes; Propriedades

Abstract

BUENO, FL. **Evaluation of the adverse effects of disinfectant solutions on the physical and mechanical properties of materials for making complete dentures.** Ribeirão Preto, 2016. 125p. Masters dissertation (Oral Rehabilitation). Ribeirão Preto School of Dentistry, University of São Paulo.

This study evaluated the adverse effects of disinfectant solutions on hardness, color change, sorption and solubility, flexural strength, roughness and impact strength of an acrylic resin and artificial teeth. Confocal laser microscopy was used for surface analysis. The minimum inhibitory concentration (MIC) using the microdilution method determined the concentration of 0.15% for the Triclosan solution and 0.25% for the Chloramine T. Variables were measured before and after immersion of the specimens in the solutions. The thermally activated acrylic resin specimens and the artificial teeth were distributed in groups ($n = 10$): GC = distilled water; GHS = 0.25% Sodium hypochlorite; GT = 0.15% Triclosan solution; GCt = 0.25% Chloramine T solution; GRc2 = 2% *Ricinus communis* solution; GRc10 = 10% *R. communis* solution; GS = Antiseptic Soap. The specimens were immersed in 100 mL of each solution, simulating daily immersions of 20 minutes for 5 years. The data obtained were submitted to ANOVA and Duncan tests or ANOVA and Tukey tests ($p = 0.05$). For acrylic resin, all groups decreased hardness and GC showed the greatest decrease ($p = 0.001$). In the other groups the decrease in hardness was similar. The GRc2 group presented the greatest color change, while the GCt, the lowest. The other groups presented intermediate values ($p = 0.043$). In relation to the sorption, the GRc2 group followed by the GC presented higher sorption value and the GT and GS groups, the smaller. For solubility, GC, GHS, GCt, GT and GS presented the highest values, and the GRc2 group followed by GRc10 had the lowest value ($p = 0.001$). The GRc2 showed a lower value of flexural strength, while GC and GCt had the highest values ($p = 0.000$). The other groups presented intermediate values. All solutions caused a decrease in roughness except the groups Rc10 and GC ($p = 0.001$). The groups GS, GT and GCt had the highest values of impact resistance, and the GRc10 had the lowest value ($p = 0.000$). For the teeth, there were an increase on hardness in all groups, and the GHS and CG groups showed a greater change ($p = 0.000$). The GS and GRc2 groups had the highest color change, while the GC, GCt and GT groups showed the lowest ($p = 0.000$). The GC, GRc2 and GRc10 groups had the highest sorption values and the GT and GS groups had the lowest values. For the solubility, the GRc10 and GRc2 groups had the highest values and the GT and GS groups, the lowest. The variation of the roughness of the teeth indicated that all solutions caused a decrease in roughness except for the GT group. The highest roughness variation was caused by the Rc10 solution ($p = 0.001$). In the evaluated period, all the properties were altered as a function of the disinfection solutions evaluated after simulation of daily immersions of 20 minutes for 5 years, however all variables studied presented clinically acceptable values, except for color change.

KEY WORDS: Complete denture; Acrylic resin; artificial Teeth, Disinfectants solutions, Properties

Lista de Figuras

Figura 1 -	Muflas preparadas. A- Matrizes no molde de silicone; B - Molde em silicone sem as matrizes.....	59
Figura 2 -	Preparo dos corpos de prova. A - Manipulação da resina acrílica para base de dentadura; B - Inserção da resina nos moldes de silicone	59
Figura 3 -	Corpos de prova após remoção do excesso de resina.....	59
Figura 4 -	Confecção de corpo de prova para sorção e solubilidade. A - Matriz metálica; B- Conjunto: matriz, anel plástico e placa de vidro, sendo preenchido por gesso; C - Mufla pronta; D - Corpo de prova após acabamento.....	60
Figura 5 -	Confecção de corpo de prova retangular. A - Matriz metálica; B - Corpo de prova após acabamento e polimento.....	61
Figura 6 -	A- Incisivo central utilizado como corpo de prova; B - Dente posicionado na matriz de silicone.....	61
Figura 7 -	Face vestibular do dente posicionado em matriz de silicone para leitura de cor.....	64
Figura 8 -	A - Pesagem do corpo de prova; B - Dessecador.....	65
Figura 9 -	Microfotografias obtidas por Microscopia Confocal a Laser; Corpos de prova de resina acrílica, representando os grupos após a imersão nas soluções desinfetantes...	80
Figura 10 -	Microfotografias obtidas por Microscopia Confocal a Laser; Corpos de prova de dentes artificiais, representando os grupos após a imersão nas soluções desinfetantes.....	81

Lista de Tabelas

Tabela 1 -	Agentes antimicrobianos para formulação das soluções.....	56
Tabela 2 -	Delineamento Experimental	57
Tabela 3 -	Valores e médias (DP) da dureza Knoop dos corpos de prova de resina acrílica antes (Ti) e após (Tf) a imersão nas soluções desinfetantes.....	69
Tabela 4 -	Variação da dureza (Tf-Ti) da resina acrílica após o período de imersão e comparação das médias (DP)	69
Tabela 5 -	Valores e comparação das médias (DP) da alteração de cor (ΔE) dos corpos de prova de resina acrílica após a imersão nas soluções desinfetantes	70
Tabela 6 -	Médias (DP) de sorção e medianas (IC) de solubilidade (g/cm^2) dos corpos de prova após imersão nas soluções	71
Tabela 7 -	Valores (Mpa) e comparação das médias (DP) de resistência à flexão dos corpos de prova após imersão nas soluções	72
Tabela 8 -	Valores de rugosidade (Ra) dos corpos de prova antes (Ti) e após (Tf) a imersão nas soluções desinfetantes	73
Tabela 9 -	Mediana (IC) da variação da rugosidade dos corpos de prova após imersão nas soluções	73
Tabela 10 -	Valores, médias (DP) de resistência ao impacto dos corpos de prova	74
Tabela 11 -	Valores e médias (DP) da dureza Knoop dos dentes antes (Ti) e após (Tf) a imersão nas soluções desinfetantes.....	75
Tabela 12 -	Variação da dureza (Tf-Ti) dos dentes após o período de imersão e comparação das médias (DP)	75
Tabela 13 -	Valores e comparação das medianas (IC) da alteração de cor (ΔE) dos corpos de prova de resina acrílica após a imersão nas soluções desinfetantes	76
Tabela 14 -	Médias (DP) de sorção e solubilidade dos dentes após imersão nas soluções	77
Tabela 15 -	Valores de rugosidade (Ra) dos dentes antes (Ti) e após (Tf) a imersão nas soluções desinfetantes	78
Tabela 16 -	Media (DP) da variação da rugosidade superficial dos dentes após imersão nas soluções	78

Somário

1. INTRODUÇÃO	41
2. PROPOSIÇÃO	51
3. MATERIAL E MÉTODOS	55
3.1 Determinação da concentração inibitória mínima das soluções	55
3.2 Efeitos adversos sobre propriedades físicas e mecânicas da resina acrílica e dentes artificiais	57
3.2.1 Delineamento Experimental	57
3.2.2 Confeção dos corpos de prova de Resina acrílica	58
3.2.2.1. Para os ensaios de dureza e alteração de cor	58
3.2.2.2. Para os ensaios sorção e solubilidade	59
3.2.2.3. Ensaios de resistência a flexão e ao impacto, rugosidade, e Microscopia Confocal	60
3.2.3 Confeção dos corpos de prova de Dentes artificiais	61
3.2.3.1 Para os ensaios de dureza, alteração de cor, sorção e solubilidade, rugosidade e Microscopia Confocal	61
3.3 Formação dos grupos	62
3.4 Mensuração das variáveis	63
3.4.1 Ensaio de Dureza	63
3.4.2 Ensaio de Alteração de Cor	63
3.4.3 Ensaio de Sorção e Solubilidade	64
3.4.4 Ensaio de Resistência a Flexão	65
3.4.5 Ensaio de Rugosidade Superficial	65
3.4.6 Ensaio de Resistência ao Impacto	66
3.5 Microscopia Confocal a Laser	66
3.6 Análise dos Dados	66
4. RESULTADOS	69
4.1. Resina Acrílica	69
4.1.1 Dureza Knoop	69
4.1.2 Alteração de Cor	70
4.1.3 Sorção e Solubilidade	70

4.1.4 Resistência a Flexão	72
4.1.5 Rugosidade Superficial	72
4.1.6 Resistência ao Impacto	73
4.2. Dentes Artificiais	75
4.2.1 Dureza Knoop	75
4.2.2 Alteração de Cor	76
4.2.3 Sorção e Solubilidade	76
4.2.4 Rugosidade Superficial	77
4.3. Microscopia Confocal a Laser	79
5. DISCUSSÃO	85
6. CONCLUSÃO	103
REFERÊNCIAS	107

1. *Introdução*

1. INTRODUÇÃO

A prótese total consiste em tratamento reabilitador amplamente utilizado para reposição total dos dentes, devolvendo aos pacientes função, estética e conforto. De acordo com o glossário de termos protéticos (The Academy of Prosthodontics, 2005), prótese total pode ser entendida como a prótese dentária removível que substitui toda a dentição e estruturas associadas da maxila e da mandíbula, sendo composta por uma base acrílica sobre a qual são aderidos dentes artificiais.

Apesar dos avanços tecnológicos e científicos da área odontológica, a ocorrência do edentulismo ainda é significativa, especialmente entre os idosos (Gendreau; Loewy, 2011). Segundo a Pesquisa Nacional de Saúde Bucal (Projeto SBBrasil 2010), a necessidade de algum tipo de prótese ocorre em 68,8% dos adultos, sendo que 41,3% necessitam de prótese parcial e, em 1,3% dos casos, há necessidade de prótese total em pelo menos um maxilar. Já entre os idosos de 65 a 74 anos, 23,9% necessitam de prótese total em pelo menos um maxilar e 15,4% necessitam de prótese total dupla (BRASIL, 2011). Esses dados demonstram que o perfil epidemiológico de saúde bucal na população idosa ainda é crítico.

Esta realidade não é apenas encontrada no cenário Brasileiro. De acordo com Douglas et al. (2002), a queda aparente do edentulismo em 10%, por década, não implicaria em diminuição do edentulismo nos Estados Unidos devido ao aumento do crescimento da população de adultos com idade superior a 55 anos. Segundo os autores, a população desdentada nos Estados Unidos atingiria cerca de 37.900.000 em 2020, devido ao crescimento populacional e aumento da expectativa de vida para os idosos. Já Kassebaum et al. (2014) verificaram, em um estudo de meta-análise, que a incidência global do edentulismo total diminuiu de 4,4% para 4,1% entre 1990 e 2010. Felton (2016) afirma que este fato não elimina a necessidade de estudos direcionados às dentaduras completas, especialmente nos Estados Unidos, uma vez que a expectativa de vida é de 78,8 anos. Segundo o autor, a perda dos dentes está associada às comorbidades sistêmicas devido ao aumento de risco para deficiências nutricionais e obesidade, doença obstrutiva pulmonar crônica, câncer de cabeça e pescoço, declínio da função cognitiva, doença cardiovascular, pneumonia em pacientes hospitalizados em função de inadequada manutenção das próteses e mortalidade em função da não reposição dental. O uso de próteses adequadas pode ajudar a proteger os pacientes contra alguns tipos de doenças e é necessário educar os pacientes e cuidadores para o desfecho desastroso da perda dental e da pobre qualidade das próteses em longo prazo (Felton, 2016).

Desde meados dos anos 1940, as bases das próteses são fabricadas com resinas de polimetilmetacrilato, sólido incolor transparente (Craig; Powers, 2004). Para facilitar o seu uso

em aplicações odontológicas, o polímero pode receber pigmentos para alcançar virtualmente qualquer cor, saturação ou grau de translucidez. Sua cor, propriedades ópticas e propriedades dimensionais são estáveis em condições bucais normais, e as propriedades físicas são comprovadamente adequadas para aplicações odontológicas (Anusavice; Shen; Rawls, 2012). Já as resinas de polimetilmetacrilato usadas na fabricação de dentes protéticos são muito semelhantes aquelas usadas na construção da base de prótese. O grau de ligações cruzadas nas superfícies oclusais e incisais de dentes protéticos é muito maior do que o exibido por materiais polimerizados para base de dentadura. O aumento no grau de ligações cruzadas dos dentes protéticos, em conjunto com a adição de carga inorgânica, leva ao aumento da estabilidade, da resistência ao desgaste e suas propriedades clínicas melhoradas (Anusavice; Shen; Rawls, 2012).

Na cavidade bucal, tanto as bases das próteses quanto os dentes, tornam-se passíveis de deposição de biofilme, organização complexa composta de glicoproteínas salivares e imunoglobulinas (0,5 a 1,5 µm de espessura), detritos bucais (mucina e partículas de alimentos), bactérias gram positivas e gram negativas, fungos (na sua maioria *Candida* spp.) e células epiteliais descamadas (Shay, 2000; Mukherjee; Chandra, 2004). De acordo com Gendreau e Loewy (2011), há uma relação de risco direta entre uso da prótese, biofilme e o desenvolvimento da estomatite relacionada à prótese (ERP). Esses autores verificaram uma prevalência de ERP entre 15% e 70% dos usuários de prótese total. Kossione (2011) verificou que a prevalência da ERP em pacientes idosos na Grécia foi de 39,6%. Já Loster et al. (2012) encontraram uma prevalência de 58,54% na Polônia, e os autores chamam atenção para o fato de que muitos indivíduos que utilizam próteses não sabem que têm a doença, podendo agravar doenças sistêmicas como doença pulmonar obstrutiva crônica (Przybyłowska et al., 2015), disfunção endotelial (Maciag et al., 2014), endocardite bacteriana, pneumonia por aspiração e infecção gastro-intestinal (Coulthwaite; Verran, 2007).

A estomatite relacionada à prótese (ERP) é caracterizada, clinicamente, por diferentes graus de inflamação da mucosa palatal que suporta a prótese total superior, que vão desde petéquias à inflamação generalizada com hiperplasia papilar (Salerno et al., 2011). Tem como fator etiológico o uso de próteses mal adaptadas, uso contínuo e noturno das próteses removíveis e má higiene (Kossioni, 2011). Todos estes fatores intensificam a colonização da prótese e das superfícies da mucosa bucal e favorecem a atuação da *C. albicans* como um agente patogênico oportunista (Gendreau; Loewy, 2011). Por isso, embora a etiologia da ERP seja multifatorial, a capacidade de *Candida* spp. em aderir à resina da base protética e formar biofilmes estruturados, tem sido considerada um dos principais fatores responsáveis pelo

desenvolvimento da doença. Portanto, para que a prótese cumpra seu papel, são necessários cuidados de higienização e manutenção, condutas rotineiramente negligenciadas por parte dos usuários e dos profissionais (Peracini et al., 2010; Salerno et al., 2011; Saha et al., 2014; Ferruzzi et al., 2015; Osmari et al., 2016; Suresan et al., 2016).

A higienização das próteses pode ser realizada por métodos mecânicos e químicos. Entre os mecânicos encontra-se a escovação (com água, sabão, dentifrícios ou abrasivos) e o ultrassom. A escovação com escova dental e dentifrício ou sabão é o mais difundido e de prática comum entre os portadores de próteses totais (Ercalik-Yalcinkaya; Özcan, 2015; Ferruzzi et al., 2015; Osmari et al., 2016) e tem como objetivo remover mecanicamente o biofilme. Embora estudos indiquem a eficiência da escovação (Panzeri et al., 2009; Pellizaro et al., 2012; Paranhos et al., 2013; Segundo et al., 2014), infelizmente, a maioria das pessoas que usam próteses é idosa e muitas podem ter dificuldades em escová-las corretamente devido às dificuldades motoras e visuais. Muitos autores preconizam a associação da escovação ao método químico como forma de obter maior eficiência na remoção do biofilme e eliminação dos microrganismos (Nikawa et al., 1999; Gornitsky et al., 2002; Paranhos et al., 2007; Ferreira et al., 2009; Pellizaro et al., 2012; Sesma et al., 2013).

O método químico consiste na imersão da prótese em substâncias químicas com diferentes componentes e mecanismos de ação com objetivo de desorganizar o biofilme e causar a morte dos microrganismos. Vários são os estudos clínicos e laboratoriais que avaliam os efeitos dessas soluções sobre as propriedades físicas e mecânicas da resina acrílica de base, dentes artificiais, reembasadores para próteses totais e metais, bem como a capacidade de remoção de biofilme e atividade antimicrobiana (Davi et al., 2012; Pellizaro et al., 2012; Altieri et al., 2013; Paranhos et al., 2013; Rodrigues et al., 2013; Savabi et al., 2013; Vasconcellos et al., 2013; Al-Saadi, 2014; Amin et al., 2014; Freire et al., 2014; Kurtulmus-Yilmaz; Deniz, 2014; Oliveira et al., 2014; Paranhos et al., 2014; Salloum, 2014; Szczepanski et al., 2014; Tobouti et al., 2016; Yildirim-Bicer et al., 2014; Amin et al., 2015; Arruda et al., 2015; De Souza Porta et al., 2015; Gama et al., 2015; Haghi et al., 2015; Jeyapalan et al., 2015; Neppelenbroek et al., 2015; Panariello et al., 2015; Rodrigues Acosta et al., 2015; Salles et al., 2015; Sorgini et al., 2015; Badaró et al., 2016; Pero et al., 2016; Basavana et al., 2016; Matos et al., 2016). Porém, pode-se verificar a utilização de diferentes períodos de imersão diária e a avaliação dos efeitos destas soluções em um período curto de tempo, não representando a realidade clínica de uso das próteses. São poucos os trabalhos que utilizaram protocolos que avaliaram períodos com mais de cinco anos (Arruda et al., 2015). Por meio dos resultados

encontrados na literatura, fica clara a necessidade de métodos de desinfecção que sejam rapidamente eficazes, de baixo custo, não tóxicos e que possam ser facilmente implementados.

As soluções comumente estudadas são o **hipoclorito de sódio** em diferentes concentrações (Pisani et al., 2010; Silva et al., 2011; Orsi et al., 2011; Pisani et al., 2012; Pellizaro et al., 2012; Altieri et al., 2013; Savabi et al., 2013; Vasconcellos et al., 2013; Amin et al., 2014; Yildirim-Bicer et al., 2014; Al-Saadi, 2014; Salloum, 2014; Gama et al., 2015; Amin et al., 2015; Haghi et al., 2015; Jeyapalan et al., 2015; Panariello et al., 2015; Pero et al., 2016; 2015; Rodrigues Acosta et al., 2015; Basavana et al., 2016; Matos et al., 2016; Arruda et al., 2016) e a 0,5% (Davi et al., 2012; Paranhos et al., 2013; Rodrigues et al., 2013; Freire et al., 2014; Kurtulmus-Yilmaz; Deniz, 2014; Paranhos et al., 2014; Arruda et al., 2015; de Souza Porta et al., 2015; Neppelenbroek et al., 2015; Salles et al., 2015; Sorgini et al., 2015; Badaró et al., 2016); **peróxidos alcalinos** (Davi et al., 2012; Pellizaro et al., 2012; Paranhos et al., 2013; Rodrigues et al., 2013; Al-Saadi, 2014; Freire et al., 2014; Kurtulmus-Yilmaz; Deniz, 2014; Paranhos et al., 2014; Haghi et al., 2015; Panariello et al., 2015); **gluconato de clorexidina** em diferentes concentrações (Pellizaro et al., 2012; Altieri et al., 2013; Al-Saadi, 2014; Paranhos et al., 2014; Oliveira et al., 2014; Gama et al., 2015; Rodrigues Acosta et al., 2015; Pero et al., 2016; Panariello et al., 2015; Oliveira et al., 2014; Jeyapalan et al., 2015; Matos et al., 2016); **glutaraldeído** (Savabi et al., 2013; Vasconcellos et al., 2013; Amin et al., 2014; Amin et al., 2015; Basavana et al., 2016); **vinagre** (Yildirim-Bicer et al., 2014; Neppelenbroek et al., 2015) e **ácido peracético** (Fernandes et al., 2013; Szczepanski et al., 2014; Panariello et al., 2015) e os resultados indicam que ainda não há uma solução que atenda todas as necessidades clínicas, ou seja, efetividade contra o biofilme e que não altere os materiais das próteses, concomitantes e pesquisas com esses produtos ainda são necessárias (Andrade et al., 2014; Moon et al., 2014).

O hipoclorito de sódio é um composto químico de fórmula NaClO , encontrado normalmente sob a forma líquida, de cor levemente amarela-esverdeada, odor forte, solúvel em água, não-inflamável, fotossensível, corrosivo a metais, de fácil oxidação e decomposição e libera gases tóxicos quando em contato com ácidos. É obtido a partir da reação do cloro com uma solução diluída de hidróxido de sódio (soda cáustica). Por ser um forte oxidante, deve ser ministrado com cuidado, uma vez que, os produtos da sua oxidação são corrosivos e podem ocasionar queimaduras na pele e nos olhos, principalmente quando em altas concentrações. O hipoclorito de sódio atua como um solvente orgânico e gorduroso degradando ácidos graxos, transformando-os em sais de ácidos graxos (sabão) e glicerol (álcool), que reduz a tensão superficial da solução remanescente - reação de saponificação. Neutraliza os aminoácidos por

degradação e hidrólise e interferem no metabolismo celular por inibir a atividade enzimática bacteriana. O hipoclorito de sódio é uma base forte ($\text{pH} > 11$).

Na odontologia, é amplamente utilizado para desinfecção de canais radiculares (Estrela et al., 2002) e em estudos de desinfecção de próteses, por apresentar ótima ação antimicrobiana (Paranhos et al., 2009; Andrade et al., 2011; Pellizaro et al., 2012; Altieri et al., 2013; Al-Saadi, 2014; Oliveria et al., 2014; Yildirim-Bicer et al., 2014; de Souza Porta et al., 2015; Gama et al., 2015; Rodrigues Acosta et al., 2015; Salles et al., 2015) e custo acessível para uso diário. É aceito pela American Dental Association - ADA, como agente para higienização e desinfecção de dispositivos protéticos (Fernandes et al., 2013) embora apresente desvantagens como alteração de propriedades físicas e mecânicas da resina acrílica e efeitos corrosivos sobre os materiais metálicos de próteses parciais removíveis, que estão relacionadas às concentrações empregadas e modo de utilização (Buergers et al., 2008; Davi et al., 2010; Felton et al., 2011; Pisani et al., 2012a; Amin et al. 2014; Freire et al., 2014; Paranhos et al., 2014; Amin et al., 2015; Goiato et al., 2015; Jeyapalan et al., 2015; Neppelenbroek et al., 2015; Panariello et al., 2015; Badaró et al., 2016; Basavana et al., 2016; Matos et al., 2016). Ainda não há um consenso em relação à concentração e tempo de imersão para o hipoclorito. Além disso, embora sejam escassos os estudos ou relatos de caso sobre seu efeito irritante (Hostynek et al., 1990; Sasseville et al., 1999; Dandakis et al., 2000; Crincoli et al., 2008; Quirce; Barranco, 2010), não é raro, na nossa prática clínica, encontrarmos pacientes com relatos de alergia ao hipoclorito de sódio. Portanto, estudos que avaliem concentrações que possam manter sua capacidade antimicrobiana com menores efeitos deletérios aos materiais constituintes das próteses ainda são necessários.

Arruda et al (2015) mostraram evidências de que o hipoclorito de sódio a 0,25% pode ser indicado como higienizador para próteses, uma vez que não causou alteração sobre a cor e resistência a flexão de resina acrílica, além de apresentar efeito sobre sua rugosidade clinicamente aceitável, após simulação de 5 anos com imersões de 20 minutos. Os autores sugerem ainda investigações futuras sobre outras propriedades relevantes como dureza, resistência ao impacto e resistência a compressão. Badaró et al., (2016) mostraram que na mesma concentração, o hipoclorito de sódio causou alterações na rugosidade da resina acrílica dentro de padrões clinicamente aceitáveis, porém com período curto de utilização (21 dias). Salles et al. (2015a; 2015b) verificaram que o hipoclorito de sódio a 0,25% reduziu a contagem de UFC de bactérias e leveduras, em estudo in vivo e in vitro.

Além das soluções citadas anteriormente, encontramos pesquisas com novas soluções cujo objetivo é eliminar e controlar o biofilme sem causar efeitos deletérios aos materiais das

próteses, dentre as quais se pode destacar os derivados das sementes de *Ricinus communis*, planta popularmente conhecida como mamona (Pisani et al., 2010, 2012a e 2012b; Pinelli et al., 2013; Salles, 2013; Badaró, 2013; Andrade et al., 2014; Segundo et al., 2014). O óleo de *Ricinus communis* é utilizado desde a Antiguidade e pesquisas nas áreas médicas e odontológicas têm relatado resultados promissores quando da sua utilização. Óleo de mamona é composto de 89,5% do Triglicéride do Ácido Ricinoleico e devido a versatilidade química da sua molécula é possível obter subprodutos com diferentes aplicações (www.cnpa.embrapa.br/produtos/mamona). Os materiais derivados do *R. communis* têm sido empregados para reconstrução e reparo de defeitos no tecido ósseo, elevação do assoalho de seio maxilar e preenchimento de alvéolo dental, visando a colocação de implantes dentais e outros dispositivos intraósseos (Meneghin et al., 2006). Em endodontia, o detergente derivado do óleo de *R. communis* apresentou ação antimicrobiana similar ao hipoclorito de sódio a 0,5% quando usado em canais radiculares com necrose. É compatível com tecido periapical, aumenta a permeabilidade dentinária e tem capacidade para remover a *smear layer* dos canais radiculares semelhante ao EDTA a 17% (Meneghin et al., 2006). Em estudos relacionados ao controle do biofilme em próteses totais removíveis, diferentes concentrações de *R. communis* têm sido avaliadas, dentre as quais podemos citar 2% (Pisani et al., 2010; Pisani et al., 2012a; Pisani et al., 2012b; Andrade et al., 2014; Segundo et al., 2014), 8% (Arruda et al., 2016) e 10% (Pinelli et al., 2010; Salles et al., 2015a; Salles et al., 2015b; Badaró et al., 2016). Andrade et al. (2014) concluíram que a solução de *R. communis* a 2% foi comparável ao peróxido alcalino em termos de eficiência na remoção do biofilme de próteses totais. Pinelli et al. (2013) concluíram que o *R. communis* melhorou as condições clínicas de ERP de pacientes institucionalizados, de maneira semelhante ao miconazol tópico. Segundo et al. (2014) demonstraram que a imersão das próteses na solução de *R. communis* foi efetiva na redução da contagem de microrganismos, incluindo *Candida* spp.

Outra solução encontrada na literatura, direcionada para o controle de microrganismos, é a Cloramina T. Com forma molecular $C_7H_7ClNNaO_2S \cdot 3H_2O$, apresenta-se como um pó cristalino, branco ou ligeiramente amarelado, facilmente solúvel em água e em etanol a 96%. A Cloramina-T é um composto orgânico liberador do cloro com as propriedades gerais do cloro. É estável com pH básico embora seja muito mais ativa em meio ácido. Atua mais lentamente do que as soluções de hipoclorito (Sweetman, 2003). Seu princípio ativo tem sido estudado em solução desinfetante para ambientes hospitalares (Arnitz et al., 2009; Tadeusiak, 1998), antissépticos bucais (Pitten; Kramer, 1999) e em formulações de dentifrícios para prótese total (Andrade et al., 2012; Pisani et al., 2010; Panzeri et al., 2009). A Cloramina T age por meio de

reações oxidativas (Basavaiah et al., 2007) e de hidrólise protéica, destruindo o material celular dos microrganismos. Apresenta efetividade tanto em ambiente aeróbio como anaeróbio, mesmo em baixas concentrações (Akzo Nobel Boletim Tecnical, 1995).

Ainda, o Triclosan (éter 2,4,4'-triclouro-2'-hidroxi-difenil) com fórmula química $C_{12}H_7Cl_3O_2$, disponível no mercado desde 1972, é um agente bactericida efetivo contra uma ampla gama de bactérias gram-positivas e gram-negativas, bem como fungos e bolores. O mecanismo de ação deste antimicrobiano consiste em bloquear a biossíntese lipídica dos microrganismos, inviabilizando o seu crescimento e a sua proliferação. Do ponto de vista físico-químico, o Triclosan é um composto não-volátil de elevada estabilidade química, levemente solúvel em água e altamente solúvel em substâncias de caráter graxo (Montagner et al., 2014). É um agente antimicrobiano encontrado como ingrediente ativo em produtos de cuidados pessoais como sabonetes antibacterianos, desodorantes, produtos cosméticos, antissépticos e antitranspirantes, bem como em formulações para higiene bucal, incluindo pastas de dentes e enxaguatórios bucais (Komiyama et al., 2010; López-Jornet et al., 2011; Prasanth, 2011; Higgins et al., 2012; De Rossi et al., 2014; Anushree et al., 2015; Uygun-Can et al., 2016). Sreenivasan et al., (2004), Yigit et al. (2008) e André et al. (2011), relataram efetividade de enxaguatórios bucais contra o biofilme formado sobre resinas acrílicas. Ros-Llor e Lopez-Jornet (2014) analisaram os efeitos citotóxicos de enxaguatório bucal com Triclosan e não observaram efeitos genotóxicos.

Verificando a literatura podemos encontrar a utilização do Triclosan como agente antimicrobiano em sabonetes antissépticos. Uma solução desinfetante a partir do sabonete de Triclosan seria uma forma fácil e acessível do paciente higienizar sua prótese.

Conforme tem sido demonstrado, além da ação antimicrobiana, outra consideração importante é que as soluções higienizadoras não alterem as propriedades mecânicas e físicas da resina acrílica e dentes artificiais. Por isso, quando um método de higiene é avaliado faz-se necessário analisar não somente a eficácia do produto higienizador no controle do biofilme, mas também sua ação sobre os materiais constituintes da prótese (Garcia et al., 2004; Johnson; Douglas, 2004; Neppelenbroek et al. 2005; Montagner et al., 2014; Klironomos et al., 2015; Consani et al., 2016; Amin et al., 2015; Kurtulmus-Yilmaz; Deniz, 2014; Moon et al., 2014; Arruda et al., 2015; Badaró et al., 2016) a longo prazo, uma vez que não existem trabalhos que avaliaram os materiais para limpeza considerando o tempo de vida útil da prótese. Segundo Zarb, Bolender e Carlsson (2000) o período aproximado de durabilidade das próteses totais é de 5 anos.

A Especificação Nº12 da ANSI/ADA (ISO 1567) discute a abrangência, os requisitos e os procedimentos para avaliar os plásticos para bases de prótese, incluindo os polímeros acrílicos (Craig; Powers, 2004), bem como estabelece valores padrão de suas propriedades para aceitabilidade clínica do material. Embora o *Ricinus communis*, Triclosan e a Cloramina T tenham sido avaliados em diferentes estudos, poucas são as investigações utilizando soluções direcionadas ao biofilme da prótese total ou aos seus efeitos sobre a resina acrílica e dentes artificiais. Portanto, mediante a real necessidade do estabelecimento de protocolos eficazes contra o biofilme de próteses totais, que sejam seguros para a saúde do paciente e para os materiais constituintes das próteses, estudos laboratoriais com período experimental, período de imersão e concentração padronizados devem ser realizados com o objetivo de verificar os efeitos do uso de soluções como o hipoclorito de sódio em menor concentração (0,25%), do *Ricinus communis*, Cloramina T e Triclosan sobre as propriedades da resina acrílica e dentes artificiais.

2. Proposição

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo geral deste estudo foi avaliar os efeitos de soluções desinfetantes para higiene de próteses totais sobre as propriedades físico-mecânicas de resina acrílica termopolimerizável e dentes artificiais de resina acrílica.

Como objetivos específicos, foram estudados:

1. Efeitos das soluções desinfetantes de hipoclorito de sódio a 0,25%, Cloramina T a 0,5%, Triclosan a 0,15%, Sabonete Antisséptico a base de Triclosan, *Ricinus communis* a 2 e a 10% sobre dureza, alteração de cor, sorção e solubilidade, resistência a flexão, rugosidade superficial e resistência ao impacto de uma resina acrílica termopolimerizável para base de próteses removíveis;
2. Efeitos das soluções desinfetantes de hipoclorito de sódio a 0,25%, Cloramina T a 0,5%, Triclosan a 0,15%, Sabonete Antisséptico a base de Triclosan, *Ricinus communis* a 2 e a 10% sobre dureza, alteração de cor, sorção e solubilidade e rugosidade superficial de dentes artificiais em resina acrílica para próteses removíveis.

3. Material e Métodos

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Determinação da concentração inibitória mínima das soluções

Previamente às análises dos efeitos adversos, foi determinada a concentração inibitória mínima (CIM) das soluções. O objetivo deste procedimento foi definir as concentrações com potencial antimicrobiano, avaliando assim os efeitos adversos nas concentrações mais adequadas.

A CIM é a concentração mínima de um agente antimicrobiano para a qual não se observa crescimento de microrganismo. Os valores de CIM das soluções foram determinados com base no método de microdiluições em placas de cultura celular de 96 poços e em duplicata. As placas receberam 9,2 mL do meio de cultura específico para cada microrganismo avaliado e 0,8 mL das soluções. As soluções iniciais de Triclosan e Cloramina T foram obtidas a uma concentração de 5% (0,5g de soluto para 9,5 mL de água) e 0,5%, respectivamente, com concentrações decrescentes do agente antimicrobiano a cada poço. Cada um dos poços foi inoculado com o microrganismo a ser testado, e após o período de incubação, o crescimento foi avaliado através da turbidez da cultura.

Como meio de cultura foram utilizados o *Tryptic Soy*, *Muller Hinton* e *Sabouraud Dextrose*. Os microrganismos selecionados para o teste compõem o grupo com as principais espécies analisadas para verificação de atividade de agentes antimicrobianos, sendo eles *C. albicans*, *C. glabrata*, *S. mutans*, *S. aureus*, *E. coli* e *P. aeruginosa*.

Mais especificamente, a suspensão microbiana foi preparada em solução fisiológica a partir de culturas recentes de microrganismos (37°C por 24 horas em estufa microbiológica), homogeneizada e padronizada em espectrofotômetro, com leitura da absorbância entre 0,08 a 0,1 para as espécies bacterianas, e em câmara de Neubauer para as leveduras. Após a realização das suspensões, elas foram diluídas na proporção de 1:10 para as bactérias, obtendo-se um inóculo bacteriano de aproximadamente 10^7 UFC/mL. Para as leveduras a diluição foi de 1:1000, para obtenção de um inóculo de aproximadamente 10^5 UFC/mL. Quando a alíquota de 5 µL das suspensões foi inoculada no meio de cultura, a concentração final de cada tipo bacteriano foi de aproximadamente 10^5 UFC/mL e, para as leveduras de 10^3 UFC/mL.

Para cada microrganismo foram obtidos 10 grupos de concentrações das soluções variando entre a concentração inicial e a concentração final, e dois para os controles, sendo um positivo e um negativo, com o objetivo de comprovar a contaminação e a esterilidade do meio de cultura, respectivamente. No controle positivo foram colocados 50 µL de meio de cultura,

50 µL de solução salina e 5 µL de inóculo; nos controles negativos foram colocados 50 µL de meio de cultura e 50 µL das soluções testes.

Após o preparo das placas com o meio de cultura, em duplicata, para cada microrganismo, as mesmas foram incubadas a 37°C por 24 horas, em estufa microbiológica. Os resultados foram analisados com base na turvação do meio, identificado a olho nu. A presença de turvação em dois poços de cada concentração para cada microrganismo indicou crescimento microbiológico. Para confirmação dos resultados, as amostras dos poços selecionados foram semeadas em ágar. Por meio destes resultados, selecionamos a menor concentração com maior ação antimicrobiana para a realização das análises posteriores, sendo o Triclosan a 0,15% e a Cloramina T a 0,5%. A solução de *Ricinus communis* a 2% e 10%, e hipoclorito de sódio a 0,25% foram selecionadas com base em resultados obtidos em estudos anteriores (Pisani et al, 2010; Pisani et al, 2012; Salles et al, 2015; Badaró et al, 2016). O sabonete antisséptico possui como princípio ativo o Triclosan a 1,5%, e foi selecionado por ser um produto comercial.

Durante a preparação das soluções, todos os cuidados com a assepsia foram observados, seguindo as técnicas de desinfecção e antissepsia preconizadas para manipulações farmacêuticas (Brasil - Anvisa - RDC nº33, 2000). A tabela 1 apresenta a procedência dos produtos utilizados.

Tabela 1- Agentes antimicrobianos para formulação das soluções.

Agente	Fabricante	Preparação
Cloramina-T	Perland Pharmacos Ltda, Cornélio Procópio, PR, Brasil.	100 mL da solução comercial a 0,5%
<i>Ricinus communis</i>	IQSC, Universidade de São Paulo, São Carlos, SP, Brasil.	2%: 2 mL da solução de Éster do ácido ricinoléico + 98 mL de água destilada 10%: 10 mL da solução de Éster do ácido ricinoléico + 90 mL de água destilada
Sabonete antisséptico a base de Triclosan	Alquimis, São Leopoldo, RS, Brasil.	25 mL de sabonete + 75 mL de água destilada, resultando numa concentração final de 0,375% de triclosan
Triclosan	Mix das essências, Belo Horizonte, MG, Brasil.	100 mL de solução de hidróxido de sódio 0,056 M + 0,15 g Triclosan + água q.s.p, resultando numa concentração final de 0,15%

3.2 Efeitos adversos sobre propriedades físicas e mecânicas da resina acrílica e dentes artificiais

3.2.1 Delineamento Experimental

A análise foi conduzida utilizando materiais para confecção de próteses totais, ou seja, Resina Acrílica Termopolimerizável (Clássico, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, SP, Brasil) e Dentes Artificiais (Trilux, Vipi, Pirassununga, SP, Brasil). Para cada material foram consideradas variáveis específicas (Tabela 2).

Tabela 2- Delineamento experimental

	Variáveis quantitativas	Variáveis qualitativas
Resina Acrílica	1. Dureza	Características superficiais
	2. Alteração de Cor	
	3. Sorção e Solubilidade	
	4. Resistência a Flexão	
	5. Rugosidade	
	6. Resistência ao impacto	
Dentes	1. Dureza	Características superficiais
	2. Alteração de Cor	
	3. Sorção e Solubilidade	
	4. Rugosidade	

Para todos os materiais foi considerado um fator de variação, ou seja, soluções desinfetantes em seis níveis e água destilada (controle).

Soluções	- Triclosan a 0,15%
	- Cloramina T a 0,5%
	- Hipoclorito de sódio a 0,25%
	- <i>R. communis</i> a 10% e a 2%
	- Sabonete Antisséptico a base de Triclosan
	- Água (Controle)

O estudo simulou 5 anos de imersões diárias de 20 minutos. Cada grupo foi constituído por 10 corpos de prova.

3.2.2 Confeção dos corpos de prova de Resina acrílica

3.2.2.1 Para os ensaios de dureza e alteração de cor

Foram confeccionados corpos de prova com formato discóide de resina acrílica termopolimerizável a partir de uma matriz metálica de aço inoxidável com 14 mm de diâmetro e 4 mm de espessura. As matrizes foram incluídas em muflas metálicas convencionais número 7 (Jon, Jon Indústria Brasileira, São Paulo, Brasil) com silicone de alta viscosidade (Zetalabor, Zermack, S.p.A., Labordental Ltda, São Paulo, SP, Brasil) e gesso pedra tipo III (Gesso Rio, Orlando Antônio Bussioli ME, Rio Claro, SP, Brasil). Em cada mufla foram colocadas dez matrizes (Figura 1). Após a presa do gesso, as muflas foram separadas e as matrizes metálicas removidas dos moldes de silicone. A resina foi manipulada conforme instruções do fabricante (proporção de 3:1; polímero/monômero) e acondicionada nos moldes (Figura 2) por meio do uso de uma espátula número 24. Após o fechamento da mufla foi realizada a prensagem da resina com carga inicial de 500 kgf e final de 1.000 kgf, a qual foi mantida por 60 minutos (Prensa Hidráulica Protecni, Protecni Equip. Med., Araraquara, SP, Brasil). A polimerização ocorreu em polimerizadora eletrônica (Termocicler 100, Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus da USP de Ribeirão Preto). A mufla foi colocada em água com temperatura ambiente, a qual atingiu 65°C em 30 minutos, permanecendo por 1 hora. Em seguida a temperatura foi elevada a 100°C, em meia hora, e mantida por 01 hora.

Após a polimerização, as muflas foram mantidas em temperatura ambiente até seu resfriamento para demuflagem dos corpos de prova, os quais foram imersos em água destilada a 50°C por 24 horas em estufa (Odontobrás Ind. e Com. Equip. Med. Odont. Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil) para eliminação do monômero residual (Barbosa et al., 2007).

Os excessos de resina foram removidos com fresa de corte fino (Malleifer AS, Ballaiguer, Suíça). As dimensões finais e o polimento foram obtidos em uma politriz horizontal (Arotec, Arapol E, Cotia, SP, Brasil) com lixas de diferentes granulações (120, 240, 400, 600; Norton Indústria Brasileira, São Paulo, Brasil) em um dos lados para eliminar qualquer irregularidade visível. As dimensões dos corpos de prova foram confirmadas com paquímetro digital (CD – 6” CSX - B - Mitutoyo Sul Americana Ltda., Suzano/SP, Brasil) e eles foram identificados, em sua lateral, com broca (PM 701 - Labordental Ltda., São Paulo - SP, Brasil). (Figura 3)

Figura 1 – Preparo das muflas. A- inclusão das matrizes metálicas no molde de silicone; B – Obtenção dos molde em silicone.

Figura 2 - Preparo dos corpos de prova. A – Manipulação da resina acrílica para base de dentadura; B - Inserção da resina nos moldes de silicone.

Figura 3 – Corpos de prova após remoção do excesso de resina.

3.2.2.2 Para os ensaios sorção e solubilidade (ANSI/ADA especificação nº 12, 1975)

Foram confeccionados espécimes com formato discoide de resina acrílica termopolimerizável com 50 ± 1 mm de diâmetro e $0,5 \pm 0,05$ mm de espessura a partir de uma matriz metálica de aço inoxidável com 50 ± 1 mm de diâmetro e 0,7 mm de espessura (Figura 4A). A matriz metálica foi posicionada sobre uma placa de vidro, dentro de um anel plástico (60 mm diâmetro e 10 mm de altura), o qual foi preenchido com gesso pedra especial (Durone IV, Dentsply, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) (Figura 4B). Sobre o conjunto foi colocada outra placa

de vidro, até o tempo de presa do gesso. O conjunto matriz/molde de gesso especial foi incluído em mufla metálica convencional número 7 com gesso pedra tipo III (Figura 4C). Após a presa do gesso, a mufla foi aberta e a matriz removida, gerando o molde em gesso. A manipulação da resina, polimerização e acabamento foram obtidos conforme descrito no item 3.2.2.1. (Figura 4D)

Figura 4 – Confeção de corpo de prova para sorção e solubilidade. A – Matriz metálica; B – Conjunto: matriz, anel plástico e placa de vidro, sendo preenchido por gesso; C – Mufla pronta; D – Corpo de prova após acabamento.

3.2.2.3. Para os testes de resistência a flexão (ISO 20795-1:2008), rugosidade superficial (ISO 20795-1:2008), resistência ao impacto (ISO 20795-1:2008) e Microscopia Confocal a Laser

Foram confeccionados corpos de prova retangulares (65,0 x 10,0 x 3,3 mm, Figura 5B) com uso de uma matriz metálica de proporções um pouco maiores (66,0 x 12,0 x 5,0 mm, Figura 5A) para manutenção das medidas ideais requeridas para os ensaios após o procedimento de acabamento e polimento. A mesma metodologia de inclusão, prensagem, polimerização e acabamento descrita anteriormente (Item 3.2.2.1) foi empregada.

Figura 5 – A – Matriz metálica; B – Corpo de prova após acabamento e polimento.

3.2.3 Confeção dos corpos de prova de dentes artificiais

3.2.3.1. Para os ensaios de dureza, alteração de cor, sorção e solubilidade, rugosidade e Microscopia Confocal a Laser

Como corpos de prova foram utilizados incisivos centrais superiores com dimensões de 14,75mm de largura e 9,9mm de altura (Modelo E5 Cor 66, Trilux, VIPI, Pirassununga, SP, Brasil) (Figura 6A). Cada corpo de prova foi identificado, em sua lateral, com uma marcação realizada com broca (PM 701- Labordental Ltda, São Paulo, SP, Brasil). Nenhuma alteração de contorno ou superfície foi realizada, sendo confeccionado um dispositivo de silicone Zetalabor (Zhermack S.P.A, Badia Polesine, Rovigo, Italy) para estabilização dos dentes durante a mensuração das variáveis. (Figura 6B)

Figura 6 - A- Incisivo central utilizado como corpo de prova; B – Dente posicionado na matriz de silicone.

3.3 Formação dos grupos

Dez corpos de prova de resina acrílica e dez dentes artificiais foram distribuídos, aleatoriamente, para compor os seguintes grupos:

GC = Controle: água destilada;

GHS = Hipoclorito de sódio a 0,25%;

GCt= Cloramina T a 0,5%;

GT = Triclosan a 0,15%;

GS = Sabonete Antisséptico a base de Triclosan a 1,5%;

GRc10 = *R. communis* a 10%

GRc2 = *R. communis* a 2%

Os corpos de prova foram imersos em 100 mL de cada solução desinfetante ou água e o conjunto foi mantido fechado à 37°C em estufa. A simulação de 5 anos com imersões diárias de 20 minutos foi realizada por 25 dias contínuos com base no seguinte cálculo:

$$1 \text{ hora} = 3 \text{ imersões de 20 minutos}$$

$$24\text{hs} = x \text{ imersões de 20 minutos}$$

$$x = 72 \text{ imersões de 20 minutos;}$$

Portanto,

$$24 \text{ horas (1 dia)} = 72 \text{ imersões de 20 minutos}$$

$$\text{Se 5 anos} = 1825 \text{ dias}$$

$$\text{Se 1 dia} = 72 \text{ dias de imersões de 20 minutos}$$

$$y \text{ dias} = 1825 \text{ dias de imersões de 20 minutos}$$

$$y = 25 \text{ dias}$$

As soluções de imersão foram trocadas a cada 3 dias, em função da alteração de pH, acompanhada e verificada previamente, a fim de garantir a eficiência das mesas. Para tanto, utilizou-se pHgâmetro digital, sendo o pH das soluções verificado diariamente até alteração significativa do pH, o qual foi considerado indicativo de perda da estabilidade química das soluções (Siqueira et al., 2002).

3.4 Mensuração das variáveis

3.4.1. Ensaio de Dureza

Foi realizado ensaio de microdureza Knoop com o auxílio do “Microhardness Tester Shimadzu” (modelo HMV-2, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japão) com carga de 25g por 5 segundos. Os corpos de prova foram divididos em 4 quadrantes, sendo que cada um foi submetido a duas leituras. A mensuração final da dureza de cada corpo de prova foi dada pelo resultado da média dos 8 valores encontrados. Os corpos de prova dos dentes artificiais posicionados no dispositivo de silicone Zetalabor (Zhermack S.P.A, Badia Polesine, Rovigo, Italy) foram submetidos a quatro mensurações e a média foi calculada. A dureza foi avaliada imediatamente após a obtenção dos espécimes (Ti) e após a imersão nas soluções (Tf) para obtenção da variação da dureza ($\Delta D = Tf - Ti$) no período simulado.

3.4.2. Ensaio de alteração de cor

Os corpos de prova em resina acrílica foram submetidos à leitura de cor utilizando-se um espectrofotômetro portátil modelo Color Guide 45/0 (BYK-Gardner GmbH – 07/2002, Geretsried, Alemanha), o qual utiliza o sistema de cores *Standard Commission Internationale de L'Eclairage* (CIE Lab), recomendado pela American Dental Association. Este sistema representa um espaço tridimensional de cor tendo componentes de clareza (L), vermelho-verde (a), e amarelo-azul (b). A estabilidade de cor foi determinada pela diferença (ΔE) entre as coordenadas obtidas das amostras antes e após os procedimentos de imersão. Para a leitura de cor dos dentes artificiais utilizou-se espectrofotômetro digital Easy Shade (Vita, Zahnfabrik, Alemanha), o qual adota os mesmos parâmetros do modelo descrito anteriormente. Para a leitura de cor, os dentes artificiais foram posicionados no dispositivo em silicone mantendo sua face vestibular voltada para a abertura do aparelho (Figura 7).

O ΔE foi calculado a partir da fórmula: $\Delta E^* = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2}$, onde: ΔE^* = alteração de cor; ΔL^* = diferença na luminosidade (L^*); Δa^* = diferença no eixo a^* ; Δb^* = diferença no eixo b^* .

A alteração de cor também foi avaliada pelo sistema National Bureau Standards (NBS), o qual relaciona os valores de alteração de cor (ΔE) obtidos com o uso do espectrofotômetro para uma situação clínica. Os dados foram convertidos para o sistema NSB por meio da seguinte equação:

$\text{NBS units} = \Delta E \times 0,92$

O quadro 1 mostra a classificação de alteração de cor de acordo com o valor de Unidades obtido.

Quadro 1. Classificação de alteração de cor de acordo com sistema NBS.

Classificação de diferença de cor	Unidades NBS
Imperceptível	0,0 – 0,5
Leve	0,5 – 1,5
Notável	1,5 – 3,0
Apreciável	3,0 – 6,0
Grande	6,0 – 12,0
Muito grande	> 12,0

Figura 7 – Face vestibular do dente posicionado em matriz de silicone para leitura de cor.

3.4.3. Ensaio de sorção e solubilidade

O ensaio seguiu a norma indicada pela American National Standards Institute/ American Dental Association (ANSI/ADA) Especificação nº 12 (1975). Os corpos de prova de resina acrílica e os dentes artificiais foram pesados imediatamente após sua obtenção, em balança de precisão (Metler Toledo GmbH, Laboratory & Weighing Technologies, Greifensee, Switzerland), colocados em um dessecador (Pyrex, EUA) contendo sílica gel azul desidratada a temperatura ambiente e pesados diariamente, até a obtenção da estabilidade das massas ($\pm 0,001$ g), obtendo-se assim, a massa inicial (M1).

Em seguida, os corpos de prova foram imersos nas soluções higienizadoras por 25 dias e pesados novamente para obtenção da massa final (M2).

O ensaio de solubilidade consiste em analisar a perda da massa dos corpos de prova após o período de imersão e acondicionamento a um valor de massa constante. Sendo assim, após a obtenção de M2, os corpos de prova foram recolocados no dessecador contendo sílica gel azul

desidratada, e pesados diariamente até a estabilidade na leitura da massa ($\pm 0,001$ g) (M3). A massa foi considerada estável após a obtenção do mesmo valor em três pesagens diárias consecutivas. Ao final, a perda de massa foi dada em g/cm^2 , e os valores de sorção e de solubilidade foram calculados seguindo as fórmulas:

$$\text{Sorção} = \frac{M2 - M1}{V} \quad (\text{g/cm}^2)$$

$$\text{Solubilidade} = \frac{M1 - M3}{V} \quad (\text{g/cm}^2)$$

Figura 8 – A – Pesagem do corpo de prova; B – Dessecador

3.4.4. Ensaio de resistência a flexão

O ensaio seguiu a norma ISO 20795-1:2008. Os corpos de prova de resina acrílica foram submetidos ao ensaio de flexão em 3 pontos, o qual consiste em dois apoios localizados a 50 mm um do outro e carga de flexão aplicada no centro do corpo de prova, em Máquina de Ensaio mecânicos (modelo MEM 2000; EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil), com velocidade de deformação igual a 5 mm/min, sendo esses valores constantes. Para este ensaio, foram confeccionados 10 corpos de prova extras, os quais foram submetidos ao ensaio de resistência à flexão imediatamente após sua obtenção, para comparação das alterações ocorridas após imersão (Grupo sem imersão – Gsi). Os demais espécimes foram ensaiados após a imersão nas soluções de desinfetantes e água.

3.4.5 Ensaio de rugosidade superficial

O ensaio seguiu a norma ABNT/NBR/ISO 4287:2002. Os corpos de prova retangulares de resina acrílica receberam 3 marcações na superfície lateral, sendo 1 no centro e 2 laterais, a

uma distância de 5 mm do centro. Cada área foi submetida a uma leitura de rugosidade obtendo-se 3 valores, a partir dos quais, foi mensurada a média da rugosidade. Os corpos de prova de dentes artificiais foram posicionados no dispositivo de silicone para sua estabilização durante as três mensurações da rugosidade. As mensurações foram obtidas por meio de um rugosímetro (Surftest SJ – 201P, Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japão) com um cut off de 0,8 mm de forma que a ponta da agulha percorresse uma área de 4,8 mm durante cada leitura. As leituras foram realizadas antes (Ti) e após o procedimento de imersão nas soluções desinfetantes (Tf), e a variação da rugosidade superficial, no período, foi calculada ($\Delta R = Tf - Ti$).

3.4.6 Ensaio de resistência ao impacto

O ensaio seguiu a norma ASTM D256 e utilizou a máquina (AIC – EMIC, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) utilizando o sistema Izod com pêndulo de 2J. Para este ensaio, 10 corpos de prova extras foram obtidos para comparação dos resultados (Grupo Controle Seco - Gsi).

3.5 Microscopia Confocal a Laser

A análise qualitativa foi efetuada por Microscopia Confocal a Laser, nos corpos de prova antes e após o período de imersão. O Microscópio utilizado (Olympus LEXT OLS4000®, Japão) permite a análise morfológica da superfície dos espécimes através de imagens 3D obtidas das áreas mais representativas de cada região e seus respectivos grupos.

Os espécimes foram posicionados paralelamente à mesa do microscópio com auxílio de paralelômetro. Após selecionar a área mais representativa da superfície do espécime, foi realizada a obtenção da imagem com objetiva de 5x obtendo o zoom óptico de 107 vezes de aumento.

3.6 Análise dos dados

Após a realização de todos os ensaios, os dados foram submetidos à análise de aderência a curva normal (Teste de Shapiro Wilk) e homocedasticidade (Teste de Levene) que indicaram adequada a utilização estatística paramétrica. Portanto, para todas as variáveis, empregou-se teste ANOVA (One-Way) e pós-teste de Tukey, exceto para alteração de cor da resina, para qual foi empregado teste ANOVA (One-way) e pós-teste de Duncan. As análises foram conduzidas com auxílio do software estatístico SPSS 12.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Todos os testes foram realizados usando um nível de confiança de 95% ($\alpha = 0,05$).

4. Resultados

4. RESULTADOS

4.1 RESINA ACRÍLICA

4.1.1 Dureza Knoop

Na tabela 3 encontram-se os valores e as médias (DP) de dureza Knoop dos corpos de prova de resina acrílica.

Tabela 3 – Valores e médias (DP) da dureza Knoop (KNH ou kg/mm²) dos corpos de prova de resina acrílica antes (Ti) e após (Tf) a imersão nas soluções desinfetantes.

GC		GHS		GCt		GT		GS		GRc2		GRc10	
Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf
17,7	13,8	17,4	13,7	18,0	14,9	19,3	14,5	18,6	15,2	18,8	15,8	17,0	16,6
18,7	14,9	17,5	14,7	18,7	15,0	13,5	11,8	16,2	14,8	17,8	14,7	16,3	14,9
19,7	15,8	19,0	15,8	17,3	15,3	17,2	15,2	15,6	14,1	16,8	14,2	17,2	16,4
16,5	11,8	21,3	13,7	16,3	14,3	17,9	15,2	16,8	15,5	18,6	15,9	16,8	14,5
19,2	15,2	18,8	15,6	14,4	12,8	17,5	15,7	17,6	16,3	16,1	16,9	16,4	16,6
18,1	15,6	17,9	17,3	17,2	14,4	17,4	15,4	16,2	14,8	15,3	16,0	16,8	15,4
18,8	15,1	16,4	15,9	16,6	14,7	17,9	14,7	18,5	15,4	17,3	18,2	18,6	15,2
18,0	14,5	16,6	15,0	16,8	14,9	14,7	14,4	17,9	16,0	19,0	15,2	15,7	15,7
19,	16,1	17,1	15,0	16,3	14,1	16,4	13,1	17,1	15,8	18,5	15,9	16,3	14,7
17,7	13,8	16,9	16,6	17,6	15,4	16,9	14,9	17,3	15,6	17,9	16,4	15,8	15,7
μ	18,3	14,6	17,8	15,3	16,9	14,5	16,8	14,4	17,1	15,3	17,6	15,9	16,6
DP	0,88	1,20	1,40	1,10	1,11	0,71	1,58	1,13	0,95	0,62	1,17	1,07	0,79

A tabela 4 apresenta a variação da dureza (ΔD) da resina acrílica no período de imersão bem como a comparação das médias (DP). Em todos os grupos houve diminuição da dureza. A análise estatística indicou que o grupo controle apresentou a maior variação e que entre os demais grupos a variação da dureza foi semelhante.

Tabela 4 - Variação da dureza (Tf-Ti) da resina acrílica após o período de imersão e comparação das médias (DP).

	GC	GHS	GCt	GT	GS	GRc2	GRc10	P
	-3,9	-3,7	-3,1	-4,8	-3,4	-3	-0,4	
	-3,8	-2,8	-3,7	-1,7	-1,4	-3,1	-1,4	
	-3,9	-3,2	-2	-2	-1,5	-2,6	-0,8	
	-4,7	-7,6	-2	-2,7	-1,3	-2,7	-2,3	
	-4	-3,2	-1,6	-1,8	-1,3	0,8	0,2	
	-2,5	-0,6	-2,8	-2	-1,4	0,7	-1,4	
	-3,7	-0,5	-1,9	-3,2	-3,1	0,9	-3,4	
	-3,5	-1,6	-1,9	-0,3	-1,9	-3,8	0	
	-3,4	-2,1	-2,2	-3,3	-1,3	-2,6	-1,6	
	-2,5	-0,3	-2,2	-2	-1,7	-1,5	-0,1	
μ	-3,59 ^a	-2,56 ^b	-2,34 ^b	-2,38 ^b	-1,83 ^b	-1,69 ^b	-1,12 ^b	0,001*
DP	0,64	2,05	0,62	1,14	0,74	1,72	1,08	

* ANOVA (One-way) e pós-teste de Tukey. Letras iguais indicam semelhanças estatísticas

4.1.2 Alteração de cor

A tabela 5 apresenta os valores e a comparação das médias (DP) de alteração de cor da resina acrílica pelos sistemas CIE Lab (ΔE) e NBS.

Tabela 5 - Valores e comparação das médias (DP) da alteração de cor (ΔE) dos corpos de prova de resina acrílica após a imersão nas soluções desinfetantes.

	GC	GHS	GCt	GT	GS	GRc2	GRc10	p
ΔE	1,11	2,57	1,12	2,5	1,56	3,7	1,83	0,043*
	4,08	5,67	1,28	1,06	3,4	3,57	2,56	
	3,45	3,71	2,7	1,75	1,79	3,69	3,14	
	5,71	1,25	1,87	1,39	2,25	2,59	6,26	
	2,17	1,58	4,1	3,83	4,86	4,6	3,84	
	7,08	2,3	1,32	2,77	3,14	4,21	4,11	
	2,49	2,08	2,02	2,73	7,75	5,26	3,06	
	3,99	4,07	4,16	3,62	3,93	3,02	1,87	
	1,4	1,14	1,11	0,8	3,16	4,99	2,47	
	4,09	1,32	1,55	2,98	0,76	4,59	3,99	
μ	3,56 ^{ab}	2,57 ^b	2,12 ^b	2,34 ^b	3,26 ^{ab}	4,02 ^a	3,31 ^{ab}	0,043*
DP	1,77	1,41	1,10	0,99	1,89	0,81	1,25	
NBS	3,27	2,36	1,95	2,15	3	3,69	3,04	
	Apreciável		Notável		Apreciável			

* ANOVA (One-way) e pós-teste de Duncan. Letras iguais indicam semelhanças estatísticas.

A análise estatística indicou diferença significativa entre os grupos. O grupo GRc2 apresentou a maior alteração de cor e o GCt, a menor, sendo estatisticamente semelhante ao GHS e GT. Os demais grupos apresentaram valores intermediários. De acordo com a classificação pelo sistema NBS verifica-se que os grupos GC, GS, GRc2 e GRc10 apresentaram apreciável alteração de cor. Os grupos GHS, GCt e GT apresentaram alteração de cor notável.

4.1.3 Sorção e solubilidade

Houve diferença significativa entre os valores de sorção e de solubilidade nos diferentes grupos. O grupo GRc2 seguido do GC apresentou os maiores valores de sorção e os grupos GT e GS, os menores. Para a solubilidade, os grupos GC, GHS, GCt, GT e GS apresentaram os maiores valores e os grupos GRc2 seguido do GRc10 apresentaram os menores valores. O grupo GRc10 apresentou valor intermediário. A tabela 6 apresenta os valores e a comparação das médias (DP) de sorção e solubilidade.

Tabela 6 - Médias (DP) de sorção e da solubilidade (g/cm²) dos corpos de prova após imersão nas soluções.

	GC	GHS	GCt	GT	GS	GRc2	GRc10	P
Sorção	0,0251	0,0250	0,0241	0,0266	0,0221	0,0307	0,0273	
	0,0249	0,0246	0,0281	0,0226	0,0211	0,0284	0,0273	
	0,0229	0,0257	0,0235	0,0245	0,0226	0,0293	0,0276	
	0,0260	0,0229	0,0248	0,0241	0,0250	0,0321	0,0294	
	0,0240	0,0254	0,0242	0,0274	0,0238	0,0294	0,0297	
	0,0266	0,0237	0,0241	0,0197	0,0239	0,0294	0,0276	
	0,0255	0,0228	0,0204	0,0224	0,0244	0,0300	0,0253	
	0,0224	0,0252	0,0213	0,0236	0,0279	0,0261	0,0260	
	0,0228	0,0282	0,0267	0,0229	0,0248	0,0280	0,0292	
	0,0236	0,0261	0,0281	0,0218	0,0305	0,0267	0,0274	
μ	0,0244 ^c	0,0249 ^{bc}	0,0245 ^c	0,0236 ^c	0,0246 ^c	0,0290 ^a	0,0277 ^{ab}	0,001*
DP	0,0014	0,0015	0,0024	0,0022	0,0026	0,0017	0,0013	
Solubilidade	0,0000	-0,0001	0,0000	0,0001	0,0011	-0,0023	-0,0019	
	-0,0002	-0,0002	-0,0001	-0,0001	0,0002	-0,0029	-0,0022	
	0,0004	0,0000	-0,0004	-0,0004	0,0001	-0,0030	-0,0024	
	0,0001	0,0012	0,0001	0,0000	-0,0001	-0,0036	-0,0027	
	-0,0001	-0,0001	0,0002	0,0000	0,0001	-0,0032	-0,0023	
	-0,0001	0,0000	0,0012	0,0002	0,0008	-0,0031	-0,0023	
	-0,0003	0,0000	0,0003	0,0002	-0,0001	-0,0027	-0,0019	
	0,0001	-0,0001	0,0002	-0,0001	0,0000	-0,0020	-0,0020	
	0,0002	-0,0003	0,0001	0,0003	0,0001	-0,0022	-0,0022	
	0,0001	-0,0001	0,0000	0,0002	0,0000	-0,0019	-0,0021	
μ	0,0000 ^a	0,0000 ^a	0,0002 ^a	0,0000 ^a	0,0002 ^a	-0,0027 ^c	-0,0022 ^b	0,001*
DP	0,0002	0,0004	0,0004	0,0002	0,0004	0,0005	0,0002	

* ANOVA (one-way) e pós-teste de Tukey; Letras iguais indicam semelhanças estatísticas.

4.1.4 Resistência a Flexão

A análise dos dados e a comparação das médias (DP) (Tabela 7) de resistência à flexão dos corpos de prova após imersão nas soluções indicou que a solução de *R. communis* a 2% causou menor valor de resistência a flexão. Os maiores valores foram encontrados nos grupos GC e GCt. Os demais grupos apresentaram valores intermediários.

Tabela 7 - Valores (Mpa) e comparação das médias (DP) de resistência à flexão (MPa) dos corpos de prova após imersão nas soluções.

	GSI	GC	GHS	GCt	GT	GS	GRc2	GRc10	p
	79,55	111,79	82,34	83,6	80,93	83,76	68,21	67,21	
	119,68	110,91	84,21	109,75	105,38	111,07	68,88	78,98	
	91,82	88,41	95,68	69,17	98,22	85,99	60,08	81,05	
	77,35	98,85	67,37	93,72	71,66	77,69	49,55	76,26	
	107,89	96,22	71,45	117,43	95,3	91,97	67,41	72,74	
	105,73	114,35	76,67	107,66	96,61	111,36	75,11	96,92	
	103,06	87,22	84,84	97,93	97,49	84	65,68	80,42	
	125,94	96,8	90,52	104,54	87,63	84,72	80,76	98,47	
	82,88	87,63	90,58	91,99	91,05	87,57	80,92	55,65	
	73,81	97,93	87,49	95,51	101,47	79,97	62,98	91,32	
μ	96,77 ^{ab}	99,01 ^a	83,12 ^{ab}	97,13 ^a	92,57 ^{ab}	89,81 ^{ab}	67,96 ^c	79,90 ^{bc}	0,000*
DP	17,43	9,67	8,47	13,20	9,61	11,32	9,03	12,57	

* ANOVA (one-way) e pós-teste de Tukey; Letras iguais indicam semelhanças estatísticas.

4.1.5 Rugosidade Superficial

As tabelas 8 e 9 apresentam os valores iniciais e finais, bem como a variação da rugosidade (ΔR) dos corpos de prova antes (T_i) e após (T_f) a imersão nas soluções. Todos os grupos apresentaram diminuição da rugosidade exceto os grupos Rc10 e GC. A maior variação da rugosidade foi causada pela solução de *R. communis* a 10% e a menor variação foi causada pela água.

Tabela 8 - Valores de rugosidade (Ra) dos corpos de prova antes (Ti) e após (Tf) a imersão nas soluções desinfetantes.

	GC		GHS		GCt		GT		GS		GRc2		GRc10	
	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf
	0,11	0,12	0,11	0,09	0,07	0,07	0,14	0,14	0,11	0,1	0,09	0,09	0,1	0,08
	0,09	0,1	0,09	0,09	0,07	0,07	0,13	0,13	0,09	0,08	0,11	0,1	0,11	0,09
	0,09	0,11	0,13	0,13	0,09	0,09	0,11	0,11	0,07	0,09	0,09	0,09	0,11	0,1
	0,11	0,1	0,12	0,13	0,08	0,07	0,13	0,14	0,12	0,11	0,13	0,14	0,17	0,13
	0,1	0,12	0,12	0,12	0,07	0,07	0,14	0,13	0,08	0,08	0,09	0,09	0,11	0,09
	0,09	0,1	0,09	0,09	0,07	0,08	0,1	0,1	0,08	0,09	0,08	0,09	0,1	0,09
	0,11	0,12	0,14	0,08	0,08	0,07	0,09	0,09	0,1	0,09	0,08	0,09	0,11	0,09
	0,08	0,09	0,08	0,09	0,07	0,07	0,15	0,15	0,11	0,09	0,1	0,1	0,14	0,12
	0,1	0,08	0,08	0,08	0,08	0,07	0,11	0,11	0,09	0,09	0,08	0,1	0,07	0,08
	0,09	0,09	0,08	0,08	0,09	0,09	0,12	0,14	0,1	0,11	0,1	0,09	0,15	0,12
μ	0,10	0,10	0,10	0,10	0,08	0,08	0,12	0,12	0,10	0,09	0,10	0,10	0,12	0,10
DP	0,01	0,01	0,02	0,02	0,01	0,01	0,02	0,02	0,02	0,01	0,02	0,01	0,03	0,02

Tabela 9 – Médias (DP) da variação da rugosidade (Ra) ($\Delta R = T_f - T_i$) dos corpos de prova após imersão nas soluções.

	GC	GHS	GCt	GT	GS	GRc2	GRc10	P
	0,01	-0,02	0	0	-0,01	0	-0,02	
	0,01	0	0	0	-0,01	-0,01	-0,02	
	0,02	0	0	0	0,02	0	-0,01	
	-0,01	0,01	-0,01	0,01	-0,01	0,01	-0,04	
	0,02	0	0	-0,01	0	0	-0,02	
	0,01	0	0,01	0	0,01	0,01	-0,01	
	0,01	-0,06	-0,01	0	-0,01	0,01	-0,02	
	0,01	0,01	0	0	-0,02	0	-0,02	
	-0,02	0	-0,01	0	0	0,02	0,01	
	0	0	0	0,02	0,01	-0,01	-0,03	
μ	0,009 ^c	-0,01 ^{ab}	-0,001 ^{bc}	-0,001 ^{bc}	-0,001 ^{bc}	0,002 ^{bc}	-0,02 ^a	0,001
DP	0,012	0,018	0,005	0,007	0,009	0,007	0,011	*

* ANOVA (one-way) e pós-teste de Tukey; Letras iguais indicam semelhanças estatísticas.

4.1.6 Resistência ao Impacto

A tabela 10 apresenta os valores, médias (DP) da resistência ao impacto dos corpos de prova. A análise dos dados indicou diferença significativa entre os grupos. Os grupos GS, GT e GCt apresentaram maiores valores de resistência ao impacto. O GRc10 apresentou o menor valor, igualando-se apenas ao GRc2.

Tabela 10 - Valores, médias (DP) de resistência ao impacto (J/m) dos corpos de prova.

	Gsi	GC	GHS	GCt	GT	GS	GRc2	GRc10	p
	152	153	150	161	161	158	136	139	
	146	150	147	153	155	166	142	134	
	136	138	138	160	149	152	140	130	
	148	140	154	152	164	150	133	126	
	136	149	162	163	155	166	139	129	
	138	151	139	148	146	165	142	133	
	140	141	135	162	159	152	138	130	
	152	146	140	150	163	156	130	133	
	150	144	134	149	154	148	135	139	
	138	138	138	155	154	160	135	138	
μ	143,6 ^b	145,0 ^b	143,7 ^b	155,3 ^a	156,0 ^a	157,3 ^a	137,0 ^{bc}	133,1 ^c	0,000*
DP	6,31	5,31	8,73	5,44	5,53	6,45	3,71	4,25	

*One-way ANOVA e pós-teste de Tukey; Letras iguais indicam semelhanças estatísticas.

4.2 DENTES

4.2.1 Dureza Knoop

Na tabela 11 encontram-se os valores e as médias (DP) de dureza Knoop dos dentes.

Tabela 11 – Valores e médias (DP) da dureza Knoop (KNH ou kg/mm²) dos dentes antes (Ti) e após (Tf) a imersão nas soluções desinfetantes.

	GC		GHS		GCt		GT		GS		GRc2		GRc10	
	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf
	17,2	19,1	16	18,7	15,2	16,7	13,7	15	15,3	17,1	15,8	17,3	15,8	16,5
	15,7	19,1	15,3	19,2	14	16,9	15	14,3	15,7	16,4	17,2	16,4	16,4	16,3
	17	20,9	15,6	18,5	15	16,6	15,8	16,3	14,6	15,6	15,9	16,5	16,5	17,5
	15,8	18,3	16,2	17,7	15,5	16,5	15,6	15,4	15,6	16,7	14,7	16,2	16,6	16,8
	15,8	18,9	14,7	17,7	15,4	16,6	16,1	16,4	15,6	16,8	16,7	16,6	15,9	16,2
	15,7	18,9	15,6	18	16,1	16,8	17	17,1	13,9	15,2	15,5	16,4	14,9	16
	15,6	17,9	15,2	18,6	16,3	16,6	15,4	18	15,4	17,5	14,9	16,6	17,8	15,8
	15,8	17,7	13,8	17,4	15,1	16,2	13,7	16,4	15	17,3	16,4	16,7	15,4	16,5
	15,8	18	14,6	17,9	14	14,4	14,1	16,8	15,6	15	16,8	17,6	15,4	16,1
	15,7	18	14,9	16,3	15,7	15,8	16	17,1	15,7	14,8	14,1	16,4	15,8	17,8
μ	16,0	18,7	15,2	18,0	15,2	16,3	15,2	16,3	15,2	16,2	15,8	16,7	16,0	16,6
DP	0,55	0,90	0,68	0,77	0,73	0,70	1,05	1,05	0,55	0,95	0,96	0,42	0,77	0,62

Verifica-se que houve aumento da dureza em todos os grupos. A comparação das médias (DP) indicou diferença significativa entre as soluções. O hipoclorito de sódio 0,25% e a água causaram maior alteração na dureza. As demais soluções foram semelhantes entre si (Tabela 12).

Tabela 12 - Variação da dureza ($\Delta D = Tf - Ti$) dos dentes após o período de imersão e comparação das médias (DP).

	GC	GHS	GCt	GT	GS	GRc2	GRc10	P
	1,9	2,7	1,5	1,3	1,8	1,5	0,7	
	3,4	3,9	2,9	-0,7	0,73	-0,8	-0,1	
	3,9	2,9	1,6	0,51	1	0,6	1	
	2,5	1,5	1	-0,22	1,1	1,5	0,2	
	3,1	3	1,2	0,3	1,2	-0,1	0,3	
	3,2	2,4	0,7	0,1	1,3	0,9	1,1	
	2,3	3,4	0,3	2,6	2,1	1,7	-2	
	1,9	3,6	1,1	2,7	2,3	0,3	1,1	
	2,2	3,3	0,4	2,7	-0,57	0,8	0,7	
	2,3	1,4	0,09	1,1	-0,91	2,3	2	
μ	2,67 ^a	2,81 ^a	1,08 ^b	1,04 ^b	1,01 ^b	0,87 ^b	0,50 ^b	
DP	0,65	0,80	0,77	1,20	0,99	0,88	1,00	0,000

* ANOVA (One-way) e pós-teste de Tukey; Letras iguais indicam semelhanças estatísticas

4.2.2 Alteração de cor

A tabela 13 apresenta os valores e comparação das médias (DP) de alteração de cor dos dentes artificiais pelos sistemas CIE Lab (ΔE) e NBS. A análise de variância indicou diferença significativa entre as soluções. Os grupos GC, GCt e GT apresentaram as menores variações de cor, sendo estatisticamente iguais entre si. Os grupos GS e GRc2 apresentaram a maior alteração de cor. De acordo com a classificação do sistema NBS, todas as soluções causaram leve alteração de cor.

Tabela 13- Valores e comparação das médias (DP) da alteração de cor (ΔE) dos corpos de prova de resina acrílica após a imersão nas soluções desinfetantes.

	GC	GHS	GCt	GT	GS	GRc2	GRc10	p
ΔE	0,65	0,27	0,74	0,66	1,33	1,84	1,05	0,000*
	1,08	1,19	0,68	0,47	1,68	1,8	1,44	
	0,58	0,84	0,57	0,67	0,92	1,04	0,95	
	0,84	0,57	0,56	0,49	1,25	1,24	0,7	
	0,58	0,14	0,53	0,28	1,44	1,64	1,02	
	0,71	0,37	1,02	1,48	1,83	1,57	1,49	
	0,46	0,88	0,49	0,46	1,89	0,98	1,12	
	0,81	0,81	0,38	0,78	1,14	1,05	0,9	
	0,69	1,06	0,97	0,15	1,06	1,14	1,03	
	0,28	0,74	0,53	1	1,52	1,44	1,03	
μ	0,67 ^c	0,69 ^{bc}	0,65 ^c	0,64 ^c	1,41 ^a	1,37 ^a	1,07 ^{ab}	0,000*
DP	0,21	0,33	0,20	0,36	0,31	0,31	0,22	
NBS	0,61	0,63	0,59	0,58	1,3	1,26	0,98	
Leve								

* ANOVA (one-way) e pós-teste de Tukey; Letras iguais indicam semelhanças estatísticas.

4.2.3 Sorção e solubilidade

A tabela 14 apresenta os valores e as médias (DP) de sorção e solubilidade dos dentes após imersão nas soluções. Houve diferença significativa entre os valores de sorção e de solubilidade encontrados nos diferentes grupos. Os grupos GC, GRc2 e GRc10 apresentaram os maiores valores de sorção e os grupos GT e GS os menores. Os demais grupos apresentaram valores intermediários. Para a solubilidade, os grupos GRc10 e GRc2 apresentaram os maiores valores e os grupos GT e GS, os menores.

Tabela 14 - Médias (DP) de sorção e solubilidade (g/cm²) dos dentes após imersão nas soluções.

	GC	GHS	GCt	GT	GS	GRc2	GRc10	P
Sorção	0,0079	0,0071	0,0078	0,0070	0,0073	0,0074	0,0074	
	0,0080	0,0076	0,0077	0,0076	0,0073	0,0079	0,0074	
	0,0077	0,0077	0,0073	0,0107	0,0076	0,0076	0,0056	
	0,0078	0,0073	0,0073	0,0071	0,0071	0,0074	0,0074	
	0,0077	0,0077	0,0074	0,0069	0,0070	0,0074	0,0094	
	0,0074	0,0077	0,0072	0,0071	-0,0031	0,0073	0,0073	
	0,0076	0,0070	0,0074	0,0068	0,0071	0,0076	0,0073	
	0,0072	0,0070	0,0076	0,0070	0,0071	0,0073	0,0077	
	0,0073	0,0076	0,0072	0,0040	0,0073	0,0077	0,0072	
	0,0076	0,0074	0,0071	0,0072	0,0071	0,0077	0,0072	
μ	0,0076 ^a	0,0074 ^{ab}	0,0074 ^{ab}	0,0072 ^b	0,0062 ^b	0,0075 ^a	0,0074 ^a	
DP	0,0002	0,0002	0,0002	0,0015	0,0031	0,0001	0,0009	0,000*
Solubilidade	-0,0003	-0,0001	-0,0003	-0,0002	-0,0001	0,0000	0,0003	
	0,0003	0,0001	0,0000	-0,0003	-0,0002	-0,0001	0,0000	
	-0,0001	0,0000	-0,0001	-0,0001	-0,0004	0,0002	-0,0002	
	-0,0001	0,0002	-0,0001	-0,0003	-0,0003	0,0003	0,0000	
	-0,0005	-0,0001	0,0001	-0,0003	0,0000	0,0002	0,0002	
	-0,0001	-0,0001	-0,0001	-0,0004	-0,0102	0,0001	0,0003	
	0,0000	-0,0002	-0,0002	-0,0002	0,0000	-0,0001	0,0004	
	-0,0006	-0,0005	0,0000	-0,0001	-0,0001	0,0002	0,0002	
	-0,0005	-0,0003	0,0000	0,0000	0,0002	-0,0001	-0,0002	
	0,0000	-0,0001	-0,0002	-0,0001	0,0001	0,0001	0,0000	
μ	-0,0002 ^b	-0,0001 ^{ab}	-0,0001 ^{ab}	-0,0002 ^b	-0,0011 ^b	0,0001 ^a	0,0001 ^a	
DP	0,0003	0,0002	0,0001	0,0001	0,0030	0,0001	0,0002	0,001*

* ANOVA (one-way) e pós-teste de Tukey; Letras iguais indicam semelhanças estatísticas.

4.2.4 Rugosidade Superficial

A tabela 15 apresenta os valores de rugosidade, bem como as médias (DP). A variação da rugosidade (ΔR) dos dentes antes (Ti) e após (Tf) a imersão nas soluções (Tabela 16) indicou que todas as soluções causaram diminuição da rugosidade exceto a solução de Triclosan à 0,15%. A maior variação de rugosidade foi causada pela solução de *R. communis* à 10%. O sabonete causou a menor variação.

Tabela 15 - Valores de rugosidade (Ra) dos dentes antes (Ti) e após (Tf) a imersão nas soluções desinfetantes.

	GC		GHS		GCt		GT		GS		GRc2		GRc10	
	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf	Ti	Tf
	0,87	0,9	0,88	0,82	0,88	0,91	0,88	0,87	0,91	0,89	0,94	0,9	0,92	0,8
	0,92	0,88	0,9	0,96	0,92	0,98	0,92	0,92	0,94	0,94	0,92	1,05	0,94	0,91
	0,88	0,96	0,88	0,88	0,88	0,94	0,89	0,91	0,94	0,99	0,9	0,92	0,96	0,82
	0,93	0,91	0,93	0,86	0,92	0,89	0,91	0,95	0,95	1	0,88	0,93	0,89	0,79
	0,9	0,85	0,91	0,9	0,92	0,82	0,9	0,91	0,9	0,93	0,94	0,92	0,92	0,85
	0,97	0,87	0,92	0,85	0,94	0,87	0,91	0,96	0,9	0,84	0,91	0,85	0,95	0,84
	0,94	0,87	0,95	0,89	0,94	0,85	0,93	0,96	0,87	0,89	0,92	0,74	0,94	0,86
	0,96	0,88	0,93	0,94	0,92	0,84	0,96	0,97	0,89	0,92	0,9	0,84	0,9	0,81
	0,97	0,84	0,94	0,86	0,92	0,91	0,87	0,94	0,93	0,91	0,92	0,81	0,91	0,83
	0,94	0,89	0,92	0,98	0,89	0,92	0,97	0,95	0,96	0,84	0,95	0,82	0,92	0,8
μ	0,928	0,885	0,916	0,894	0,913	0,893	0,914	0,934	0,919	0,915	0,918	0,878	0,925	0,831
DP	0,034	0,032	0,022	0,049	0,021	0,046	0,031	0,029	0,028	0,051	0,020	0,081	0,021	0,034

Tabela 16 - Media (DP) da variação ($\Delta R = T_f - T_i$) da rugosidade superficial (Ra) dos dentes após imersão nas soluções.

	GC	GHS	GCt	GT	GS	GRc2	GRc10	P
	0,03	-0,06	0,03	-0,01	-0,02	-0,04	-0,12	
	-0,04	0,06	0,06	0	0	0,13	-0,03	
	0,08	0	0,06	0,02	0,05	0,02	-0,14	
	-0,02	-0,07	-0,03	0,04	0,05	0,05	-0,1	
	-0,05	-0,01	-0,1	0,01	0,03	-0,02	-0,07	
	-0,1	-0,07	-0,07	0,05	-0,06	-0,06	-0,11	
	-0,07	-0,06	-0,09	0,03	0,02	-0,18	-0,08	
	-0,08	0,01	-0,08	0,01	0,03	-0,06	-0,09	
	-0,13	-0,08	-0,01	0,07	-0,02	-0,11	-0,08	
	-0,05	0,06	0,03	-0,02	-0,12	-0,13	-0,12	
μ	-0,043 ^{ab}	-0,022 ^{ab}	-0,020 ^{ab}	0,020 ^{ab}	-0,004 ^b	-0,040 ^{ab}	-0,094 ^a	0,001*
DP	0,058	0,051	0,059	0,026	0,051	0,086	0,030	

*ANOVA (one-way) e pós-teste de Tukey; Letras iguais indicam semelhanças estatísticas.

4.3 Microscopia Confocal a Laser

As figuras abaixo exemplificam a superfície dos corpos de prova após imersão nas soluções desinfetantes. As imagens foram obtidas através de Microscópio Confocal de Varredura a Laser, com lente objetiva MPLFLNS e zoom óptico de 107 vezes de aumento. Todas as imagens apresentam o mesmo padrão de rugosidade superficial, não sendo possível indicar diferenças visuais.

Resina Acrílica

Grupo Controle

Grupo Hipoclorito de sódio

Grupo Cloramina T

Grupo Triclosan

Grupo Sabonete

Grupo *R. communis* 2% Grupo *R. communis* 10%

Figura 9: Fotomicrografias obtidas por Microscopia Confocal a Laser; Corpos de prova de resina acrílica, representando os grupos após a imersão nas soluções desinfetantes.

DENTES

Grupo Controle

Grupo Hipoclorito de sódio

Grupo Cloramina T

Grupo Triclosan

Grupo Sabonete

Grupo *R. communis* 2% Grupo *R. communis* 10%

Figura 10: Fotomicrografias obtidas por Microscopia Confocal a Laser; Corpos de prova de dentes artificiais, representando os grupos após a imersão nas soluções desinfetantes.

5. *Discussão*

5. DISCUSSÃO

Os efeitos de higienizadores de dentaduras nas propriedades da resina acrílica e dentes artificiais após longos períodos de imersão não têm sido amplamente estudados. O parâmetro mais crítico em estudos utilizando desinfetantes químicos é o tempo total de contato do material de teste com o desinfetante (Kotsiomiti; Tziaila; Hatjivasiliou, 2008). No presente estudo foi realizada a simulação de imersões diárias de 20 minutos, tempo necessário para penetração do higienizador nos poros da resina acrílica e destruição dos microrganismos (Furukawa, 1998). O período total de simulação foi de 5 anos por ser o período aproximado de durabilidade das próteses totais (Zarb; Bolender; Carlsson, 2000). Como forma de viabilizar o estudo, as imersões foram realizadas em 25 dias contínuos.

Entre as variáveis analisadas, buscou-se englobar aquelas que pudessem oferecer resultados que caracterizassem os efeitos das soluções desinfetantes sobre a resina acrílica e dentes artificiais de resina acrílica, respeitando os parâmetros ISO para mensuração das variáveis.

Dureza Knoop

A dureza é uma propriedade relevante da resina acrílica uma vez que está diretamente relacionada com a resiliência e à deterioração do material por processos térmicos, químicos ou mecânicos, ao longo do tempo (Senna et al., 2011). Sua mensuração está baseada na habilidade da superfície de um material em resistir a penetração por uma ponta de diamante ou esfera de aço sob carga específica. O ensaio de dureza Knoop utiliza uma ferramenta com ponta de diamante cortado na configuração geométrica piramidal romboédrica. A marca tem contorno rômbico e o comprimento da diagonal maior é mensurado. A carga é dividida pela área projetada para fornecer o número de dureza Knoop (usualmente abreviado como KH ou KHN) (Anusavice; Shen; Rawls, 2012).

Neste estudo, todas as soluções diminuíram a dureza da resina acrílica no período de imersão analisado. Em situações clínicas, a dureza representa a resiliência das próteses à abrasão ao longo do tempo. Um procedimento de desinfecção que diminui a dureza das próteses é inaceitável para uso clínico porque as tornam propensas ao desgaste (Klironomos; Katsimpali; Polyzois, 2015). Segundo Consani et al., (2016) quanto maior a dureza do material, menor deverá ser a rugosidade. Cabe salientar, porém que, o protocolo de higiene ideal não deveria causar qualquer alteração de dureza, visto que seu aumento ou diminuição são indicativos de alterações intrínsecas que podem levar à diminuição da vida útil da prótese.

A diminuição da dureza também foi verificada por outros autores que avaliaram a dureza da resina acrílica em diferentes soluções desinfetantes (Neppelenbroek et al., 2005; Devlin, Kaushik, 2005; Durkan et al., 2013; Amin et al., 2015; Moussa et al., 2016). De acordo com Assad et al. (1993) esta alteração pode ser relacionada com a absorção lenta de produtos químicos desinfetantes pela resina resultando em alguma alteração estrutural no polímero. O grupo controle causou maior variação de dureza entre o período inicial e após a imersão. Os demais grupos apresentaram variação da dureza estaticamente igual entre si. Este resultado reforça a hipótese de que a diminuição da dureza pode ocorrer pelo efeito plastificante que a água ou soluções aquosas exercem sobre as resinas acrílicas ao serem imersas. A polaridade da resina, relacionada com a presença do grupo carboxílico favorece absorção de água com consequente separação das cadeias poliméricas e subsequente redução da dureza e da resistência da resina acrílica (Woelfel et al. 1963; Yiu et al., 2004; Craig; Powers, 2004; Anusavice; Shen; Rawls, 2012). Entretanto, resultados inversos foram encontrados por Amin et al., (2015) em que a água não influenciou na dureza da resina por um período de 60 dias, inferior ao do presente estudo.

Com relação ao Hipoclorito de sódio e a Cloramina T, ambos apresentam efeito oxidante, podendo agir sobre a superfície dos materiais e causar alteração da dureza superficial. A diminuição da dureza encontrada com o grupo do *R. communis* a 2% contradiz os achados de Pisani et al. (2010), que encontraram aumento da dureza após imersão na solução. Entretanto, o período simulado pelos autores foi de 3 anos, menor que o aplicado no presente estudo, ou seja, 5 anos. A solução que menos alterou a dureza da resina foi o *R. communis* a 10%, embora não estatisticamente significativa se comparada às demais. No entanto, a variação foi duas vezes menor que a variação causada pela solução de Triclosan a 0,15%, Cloramina T a 0,5% e Hipoclorito de sódio a 0,25%.

Avaliando os valores finais de dureza, verifica-se que houve uma variação de 14,4 a 16,6 mg/mm², estando, portanto, ligeiramente abaixo do preconizado pela Especificação N°12 da ANSI/ADA (ISO 1567). Porém valores de dureza podem variar de acordo com a marca comercial da resina acrílica (Craig; Powers, 2004), tendo outros autores encontrados valores de dureza semelhantes aos encontrados neste estudo, quando utilizaram resina acrílica com mesma marca comercial (Samuel; Selistre, 2000; Goiato et al., 2014). Estes resultados indicam que para uma prótese com tempo de troca de 5 anos, todas as soluções seriam aceitáveis. No entanto, há que se ter cuidado com a orientação dos usuários, uma vez que a maioria utiliza suas próteses por períodos muito mais prolongados.

O efeito das soluções higienizadoras também foi analisado sobre a dureza de dentes artificiais. Para que a leitura fosse precisa, foi necessária a estabilização da superfície a ser analisada sob o identador. Porém, para não causarmos alterações indesejáveis em relação ao método de prensagem e polimento químico dos dentes, nenhuma alteração de contorno ou superfície foi realizada e a estabilização da superfície foi conseguida pelo posicionamento do dente sobre o dispositivo de silicone Zetalabor. As leituras foram realizadas no terço cervical dos dentes, por essa ser a maior área plana da superfície vestibular.

Todas as soluções causaram aumento da dureza. O termo dureza pode estar relacionado com a resistência ao risco, abrasão ou corte, por isso, quanto mais duro for o material, maior é a sua resistência à deformação permanente (Ayaz; Durkan; Bagis, 2013; Reis et al, 2013) e por isto, o aumento da dureza poderia ser considerado um bom resultado. No entanto, a alteração do material mediante a exposição a uma solução ou a qualquer condição ambiental não é desejável, uma vez que tal processo não é controlado (Bettencourt et al., 2010). Portanto, assim como esperado para a resina acrílica utilizada para base de prótese, o produto ideal deve ser aquele que promover a menor variação da dureza ao longo do período de imersão.

O hipoclorito de sódio 0,25% e a água causaram as maiores alterações (2,81 e 2,77, respectivamente) com diferença significativa em relação às demais soluções. Tal fato poderia ser explicado pela maior afinidade que a água possui com a resina, conseguindo penetrar mais facilmente no interior do polímero, bem como pela camada superficial, obtida por polimento químico, que poderia ser mais suscetível ao processo de lixiviação causado pela água, gerando maiores modificações da estrutura do polímero. Já o hipoclorito, apesar de estar numa concentração baixa, possui o efeito oxidativo, que teria intensificado a perda do monômero residual da superfície. Resultados semelhantes foram encontrados por Braun et al. (2003) e Goiato et al. (2006) que verificaram aumento da dureza de dentes artificiais após imersão em água. Porém, resultados diferentes foram encontrados por Pisani et al. (2012) que verificaram diminuição da dureza Knoop em dentes da marca Trilux após a imersão em soluções de hipoclorito 1%, mamona 2% e água, bem como por Pavarina et al. (2003) ao analisarem a influência de três soluções desinfetantes (gluconato de clorexidina a 4%, hipoclorito de sódio a 1% e perborato de sódio 3,78%) e do armazenamento em água sobre a dureza de duas marcas de dentes artificiais de resina acrílica, que também verificaram que armazenamento em água causou um decréscimo contínuo da dureza em relação ao tempo de armazenamento. Campanha et al (2005), também observaram uma diminuição dos valores de dureza de diferentes marcas comerciais de dentes de acrílico após a 90 dias de imersão em água destilada.

Os valores iniciais da dureza Knoop para os dentes artificiais apresentaram-se menores quando comparados aos valores finais, após a imersão. Isso pode ter ocorrido devido à deposição de monômero na superfície dos corpos-de-prova quando estes foram submetidos ao polimento químico, o que teria causado o amolecido da camada mais superficial dos dentes, tornando-os menos rígidos (Braun et al., 2003; Goiato et al., 2006). A imersão dos dentes nas soluções higienizadoras durante 25 dias teria feito com que essa superfície se tornasse mais rígida, o que pode ser atribuído a uma lixiviação dessa camada de monômero para o meio ou até mesmo a uma repolimerização da camada amolecida (Braun et al. 2003; Goiato et al. 2006). Esse fato também justifica a diferença entre nossos resultados com a literatura, uma vez que, na maioria dessas publicações (Pavarina et al., 2003; Campanha et al., 2005; Pisani et al., 2012) foi feito um desgaste na superfície dos dentes artificiais para mensuração da dureza, sendo realizada em camadas mais profundas, as quais não teriam sido atingidas pelo polimento químico. Como essas camadas não obtiveram efeito do polimento químico, após sua imersão nas soluções higienizadoras, ao invés de sofrerem lixiviação do monômero e, conseqüentemente, tornarem-se mais duras, elas sofreram o processo de plastificação, diminuindo sua dureza. Segundo Shah et al. (2014) quando imersos em soluções aquosas, os plastificantes e outros componentes solúveis presentes nas resinas acrílicas podem lixiviar, causando aumento dos valores de dureza.

A média da dureza final para os dentes variou de 18,68 a 16,24 mg/mm². Segundo a literatura, a dureza dos dentes de acrílico deve variar entre 18 e 20 mg/mm², porém estes valores podem ser consideravelmente diferentes entre diferentes marcas comerciais (Craig; Powers, 2004).

Alteração de Cor

Um dos problemas associados com a resina acrílica, seja para base de próteses ou para dentes artificiais, é a instabilidade de cor, uma vez que pode afetar a aceitação do paciente devido aos problemas estéticos (Koksai; Dikbas, 2008; Gupta; Gupta, 2011; Kurtulmus-Yilmaz; Deniz, 2014; Moon et al., 2014). A estabilidade de cor da resina acrílica é importante porque há uma diferença significativa entre os limiares de perceptibilidade e aceitabilidade para as bases de resina acrílica para próteses totais (Ren et al., 2015). Além disso, a alteração de cor é um sinal do envelhecimento e de alterações nas propriedades dos materiais (Jagger; Harrison; Jandt, 1999). Muitos fatores estão associados à mudança de cor como a deposição de pigmentos extrínsecos (Bohra et al., 2015), sorção de água, degradação de ingredientes, dissolução de

corantes intrínsecos, rugosidade da superfície (Imirzalioglu et al., 2010; Bohra et al., 2015) e uso de higienizadores (Hong et al., 2009; Paranhos et al., 2013; Arruda et al., 2015).

Neste estudo a alteração de cor foi avaliada utilizando o sistema colorimétrico CIELab, que utiliza três parâmetros de cor obtidos por um espectrofotômetro portátil. O uso do instrumento permite a avaliação objetiva por meio da quantificação numérica da variação da cor (Okubo et al., 1998).

De acordo com Piskin et al. (2014) um dos problemas mais desafiadores na odontologia é a mensuração precisa da cor dos dentes naturais ou artificiais, devido as suas superfícies curvilíneas, translucidez, e por se estruturarem em várias camadas, dificultando a determinação da cor. Associado a estes fatores, os autores relatam a dificuldade de realizar a leitura de cor de uma superfície convexa, utilizando a superfície plana do digitalizador óptico do espectrofotômetro, sem que os mesmos se movam durante processo de leitura. Por isso, para obter mensurações padronizadas é preciso que se utilize um dispositivo de fixação. Vale ressaltar que no presente estudo, nenhuma alteração de contorno ou superfície foi realizada nos dentes, sendo confeccionado um dispositivo de silicone para estabilização dos mesmos durante a mensuração da cor.

Tanto para a mensuração da cor da resina acrílica de base quanto para os dentes artificiais, o Sistema de Unidades NBS (National Bureau of Standards) também foi empregado visando comparar alteração de cor e relevância clínica. Ambos os sistemas (CIELab e NBS) são comumente associados para avaliação da alteração de cor (Paranhos et al., 2009; Peracini et al., 2010; Paranhos et al., 2013; Paranhos et al., 2014; Arruda et al., 2015).

As soluções desinfetantes causaram alteração de cor na resina acrílica avaliada. Estes resultados estão de acordo com outros estudos, embora a metodologia quanto ao tempo de imersão (curto ou longo) bem como período simulado, tipo e concentração das soluções seja variada (Davi et al., 2010; Paranhos et al., 2013).

A solução de *R. communis* a 2% causou a maior variação de cor (4,02) e este resultado concorda com Pisani et al. (2010) após simular um ano e meio de imersão nesta solução. A imersão em água, em *R. communis* a 10% e em sabonete resultaram em valores intermediários de alteração de cor. A deposição de uma fina película do éster do ácido ricinoléico sobre a superfície do corpo de prova após imersão nas soluções de *Ricinus communis* poderia ser uma das causas da alteração detectada. Além disso, absorção de água pode fazer com que o acrílico forme zonas com propriedades ópticas diferentes, produzindo alteração de cor (Devlin; Kaushik, 2005; Ünlu; Altay; Sahmali. 1996). O relaxamento das cadeias do polímero devido ao efeito plastificante causado pela água interfere na estabilidade de cor das resinas acrílicas,

levando à degradação dos agentes corantes ou pigmentos utilizados pelo fabricante (Ferracane, 2006; Peracini et al., 2010). Todas as soluções foram preparadas em meio aquoso, justificando em parte, as alterações de cor encontradas.

A Cloramina T a 0,5% (2,12), o Triclosan a 0,15% (2,34) e o hipoclorito de sódio a 0,25% (2,57) causaram as menores alterações. Com relação ao hipoclorito de sódio, Paranhos et al. (2009) não encontraram efeito significativo de diferentes concentrações do hipoclorito, sobre a cor de resinas acrílicas polimerizadas em micro-ondas para base de dentaduras, quando comparado à água após imersão por 180 dias, período relativamente curto pelo tempo de vida útil das próteses. Entretanto, Paranhos et al. (2013) encontraram diferenças significantes entre o hipoclorito e a água pelos sistemas CIELab, e notável pelo Sistema NBS quando a imersão foi realizada por 8h (Overnight) simulando um ano e meio de utilização de hipoclorito a 0,5%. No presente estudo o hipoclorito a 0,25% apresentou menor alteração se comparado à água em 5 anos de imersão por 20 minutos, confirmando a hipótese de que a menor concentração da solução poderia ocasionar menores alterações.

De acordo com Gross e Moser (1977) valores de ΔE nos intervalos de 0-2 e 2-3 representam diferenças de cores consideradas imperceptíveis e perceptíveis, respectivamente. Pelo sistema NBS verifica-se que a água e as soluções de *R. communis* a 2 e a 10% promoveram apreciável alteração de cor e as soluções de Hipoclorito de sódio a 0,25%, Cloramina T a 0,5% e Triclosan a 0,15% causaram alteração notável da cor. Portanto, apesar do resultado estatístico, todas as soluções geraram implicações clínicas importantes em relação à cor.

Com relação à alteração de cor dos dentes artificiais, as maiores alterações foram causadas pelo sabonete (1,41) e pelo *R. communis* a 2% (1,37) e as menores pela imersão em água, Cloramina T e Triclosan (0,67; 0,65 e 0,64 respectivamente). As soluções de hipoclorito e de *R. communis* a 10% causaram alterações intermediárias. Pelo sistema NBS, todas as soluções promoveram alteração de cor considerada leve. A literatura ainda é contraditória em relação a este tema. Pisani et al (2012), embora não tenham encontrado diferença significativa entre as soluções de *R. communis* 2%, hipoclorito de sódio a 1% e água após simulação de 20 minutos de imersão diária por três anos, verificaram alteração de cor clinicamente perceptível em três marcas de dentes. Kurtulmus-Yilmaz, Deniz (2014) verificaram que a solução de hipoclorito a 0,25% foi eficiente na remoção de manchas causadas por café, chá e vinho tinto em dentes artificiais de resina acrílica. Moon et al. (2014) verificaram que a simulação de 48 semanas de imersão em hipoclorito de sódio a 1% causou alteração de cor aceitável clinicamente em dentes artificiais de acrílico. Silva et al. (2011) verificaram que os ciclos de imersão repetidos em soluções de desinfecção (hipoclorito de sódio e clorexidina em diferentes

concentrações) alteram os valores de ΔE , no entanto os autores concluíram que estes valores não comprometeram a cor das resinas acrílicas dos dentes artificiais avaliados porque foram classificados como imperceptíveis ao olho humano.

A diferença entre os resultados pode estar relacionada ao período de imersão, concentração das soluções e equipamentos de mensuração. Ainda, as diferentes camadas que compõem os dentes artificiais são afetadas em diferentes graus de intensidade pela soluções podendo causar modificações na matriz intersticial do material (Robinson; McCabe; Storer, 1985). Além disso, a espessura e a suavidade da superfície podem influenciar a avaliação da cor (Kanie et al., 2004). No presente estudo, nenhuma alteração foi realizada na superfície dos dentes visando preservar o polimento e estrutura obtidos na fabricação dos mesmos.

Avaliando a resina e os dentes, a alteração de cor destes foi menor. O aumento no grau de ligações cruzadas dos dentes em conjunto com a adição de carga inorgânica, leva ao aumento da estabilidade, da resistência ao desgaste e de suas propriedades clínicas (Stober et al., 2006; Anusavice; Shen; Rawls, 2012) se comparado à resina acrílica para base. Os dentes deste estudo são compostos de PMMA (metacrilato de polimetilo) e EDMA (dimetacrilato de etilenoglicol polimerizado), que é um agente de ligação cruzada. Uma quantidade ótima de reticulação pode melhorar as propriedades mecânicas dos dentes artificiais em resina acrílica, reduzindo a tendência à fratura sob estresse e a solubilidade em solventes orgânicos (Assunção et al., 2009). Os dentes artificiais Trilux são obtidos por tripla prensagem (incisal, cervical e dentina), em resina acrílica de alto peso molecular combinada com o uso de sistema de reticulação dupla (DCL) e possuem cerâmica orgânica modificada (Ormocer®) conferindo maior estabilidade e resistência.

Estudos adicionais sobre a relação entre a estabilidade de cor e composição de resinas acrílicas para base de prótese e dentes artificiais são necessários para compreender os efeitos do envelhecimento de higienizadores de prótese sobre o mecanismo de alteração de cor. Cabe ressaltar, porém, que as alterações de cor de ambos os materiais foram observadas após simulação de 5 anos de imersão nas soluções, sugerindo que, se respeitado o tempo de vida útil da prótese as soluções poderiam ser utilizadas, principalmente as que causaram as menores variações.

Sorção e solubilidade

Uma propriedade importante apresentada pela resina acrílica é a sorção e a solubilidade de água, uma vez que provoca instabilidade dimensional com consequentes tensões internas no material que podem resultar na formação de fissuras e, eventualmente, fraturas da dentadura

(Wong et al., 1999; Hiromori; Fujii; Inoue, 2000; Malacarne et al., 2006). A adsorção do material representa a quantidade de água adsorvida na superfície e absorção representa a quantidade de água absorvida no corpo do material durante a sua manipulação ou em função na cavidade bucal. Uma vez que, tanto a absorção como a adsorção estão envolvidas, o termo sorção é utilizado para incluir os dois fenômenos. Geralmente, uma deformação grave e uma alteração dimensional no material estão associadas a uma elevada porcentagem de sorção de água (Craig; Powers, 2004). A solubilidade representa a massa dos materiais solúveis da resina acrílica, sendo eles os iniciadores, os plastificantes e o monômero livre. Qualquer perda de massa observada na resina é o indicador da solubilidade da amostra. Portanto, a sorção de água e solubilidade são problemas críticos que afetam a durabilidade do material (Phillips, 1991) e deveriam ser o mais baixa possível.

Idealmente, as redes de polímeros deveriam ser insolúveis e apresentar estabilidade química e térmica. Contudo, a maioria dos monômeros utilizados nas resinas dentárias pode absorver água e produtos químicos do ambiente, bem como liberar componentes para o ambiente circundante (Cucci et al., 1998).

A absorção de líquidos pela resina é facilitada pela polaridade das moléculas do polimetilmetacrilato, mas um mecanismo de difusão é primariamente responsável pela entrada de água. À medida que as moléculas de água penetram na massa de polimetilmetacrilato, elas ocupam posições entre as cadeias poliméricas causando o afastamento das mesmas. Como consequência, ocorre uma leve expansão da massa polimerizada e uma interferência com o emaranhamento das cadeias poliméricas e, assim, a água age como agente plastificante (Anusavice; Shen; Rawls, 2012). Entretanto, cabe salientar que a expansão da resina associada à sorção de água pode compensar a contração de polimerização do material (Rizzatti-Barbosa; Del Bel Cury; Panzeri, 1995; Jagler, 1996; Arima; Murata; Hamada, 1996;).

A quantidade de alterações dimensionais devido a absorção de água pode ser influenciada pelo tipo de resina, sua espessura e a quantidade de polímeros reticulados. Por exemplo, uma resina acrílica termopolimerizável leva um tempo maior para atingir a saturação de água por causa do seu menor coeficiente de difusão se comparada a uma resina autopolimerizada (Takahashi; Chai; Kawaguchi, 1999). No presente estudo, uma resina acrílica termopolimerizável foi empregada, uma vez que as próteses totais são confeccionadas com este tipo de material. O tamanho e a espessura dos corpos de prova seguiram o recomendado pela especificação nº 12 da ANSI/ADA para mensuração da sorção e solubilidade da resina. Para os dentes artificiais, buscou-se selecionar um com tripla prensagem (incisal, cervical e dentina),

em resina acrílica de alto peso molecular combinada com o uso de sistema de reticulação dupla. A sorção de água foi determinada de acordo com o aumento da massa e a solubilidade foi determinada de acordo com a perda de massa da resina e os resultados foram expressos em g/cm^2 .

Tanto para a resina acrílica de base quanto para os dentes artificiais, os valores de sorção e solubilidade variaram em função das soluções de imersão. As maiores porcentagens de sorção ocorreram após imersão em *R. communis* a 2% e em água, e em *R. communis* a 10%, somente para os dentes. Durante a realização de todo o experimento, verificou-se que uma fina película era formada sobre a superfície da resina após imersão na solução de *R. communis*, sugerindo a ocorrência de adsorção na superfície dos corpos de prova. Além disso, o éster do ácido ricinoléico resultante da reação de extração do princípio ativo do *R. communis* reage fortemente com as moléculas de água, sugerindo que, por polaridade, resulte nas maiores quantidades de sorção. A imersão em Triclosan a 0,15% e sabonete causou a menor quantidade de sorção.

Com relação à solubilidade, a imersão em sabão, Cloramina T, Triclosan, água e hipoclorito de sódio causou a maior solubilidade, enquanto as duas concentrações de *R. communis*, as menores. Para os dentes, a maior solubilidade foi causada pelas soluções de *R. communis*.

Pode-se verificar que os valores de sorção para resina acrílica foram inversamente proporcionais aos valores de solubilidade, indicando que as soluções que causaram maior sorção possuem maior coeficiente de difusão ou maior afinidade pela resina acrílica, sem necessariamente estas ter perdido componentes intrínsecos. De modo contrário, as demais soluções que causaram menor sorção, devem possuir menor afinidade ou menor coeficiente de difusão. No entanto, os maiores valores de solubilidade sugerem que estas soluções são capazes de quebrar as ligações duplas dos polímeros, causando uma maior lixiviação de seus componentes. A solução de sabonete apresenta em sua composição o lauril éter sulfato de sódio, um tenso ativo que atua como solvente, sugerindo o efeito sobre a solubilidade. Além disso, as soluções de mamona resultaram em valores negativos de solubilidade, indicando aumento de massa da resina, possivelmente devido a formação de película na superfície. Traçando um paralelo entre sorção e solubilidade, pode-se sugerir que maiores valores de sorção para essas soluções, podem ser atribuídos à adsorção de componentes das soluções de *R. communis* na superfície dos corpos de prova, gerando aumento da massa, como foi indicado pelo ensaio de solubilidade.

Analizando os resultados dos dentes, a formação da película também poderia justificar os maiores valores de sorção com as soluções de *R. communis*. A camada superficial dos dentes

é menos resistente devido ao seu polimento químico (Braun et al., 2003; Goiato et al., 2006) e associado a isso a película depositada na superfície poderia intensificar a solubilidade dos dentes devido ao maior contato do princípio ativo com a superfície do dente, causando a lixiviação de componentes e consequente perda de massa, indicado pelo sinal positivo nos valores de solubilidade. Já os grupos dos corpos de prova imersos em Triclosan a 0,15% e sabonete apresentaram os menores valores tanto para a sorção quanto para a solubilidade. Estes resultados sugerem que o fato destas soluções terem menor quantidade de água em suas composições, os tornam mais inertes quanto à estas propriedades. As soluções de cloramina T e hipoclorito de sódio, tiveram efeitos sobre a solubilidade semelhantes entre si, e entre as soluções de *R. communis*, possivelmente devido a sua ação oxidativa, a qual pode ser potencializada pela diminuição da resistência da camada superficial dos dentes.

Apesar das alterações verificadas, os valores de sorção e solubilidade dos materiais após imersão em todas as soluções estão dentro dos valores aceitáveis clinicamente. De acordo com a especificação 12 da ADA (1975), os valores de sorção não devem ser maiores que 0,8 mg/cm² e os valores de solubilidade não devem ser maiores que 0,04 mg/cm². Os maiores valores de sorção e solubilidade da resina acrílica e dos dentes foram 0,029 mg/cm² e 0,0002 mg/cm², respectivamente.

Os dentes artificiais apresentaram menores porcentagens de sorção e solubilidade que a resina acrílica. O tipo de resina, sua espessura e a quantidade de polímeros reticulados podem justificar estes achados (Takahashi; Chai; Kawaguchi, 1999). A predominância de agentes reticulados na composição química dos dentes, que aumentam a união das redes poliméricas interpenetradas formadas e a tripla prensagem dos dentes, impedindo a difusão das soluções para o polímero podem ter contribuído para estes resultados (Pisani et al., 2012). Além disso, a associação de dois sistemas (DCL e OMC) coexiste nestes dentes, gerando cadeias poliméricas individuais inseparáveis, garantindo baixa solubilidade e aumento da resistência mecânica destes materiais.

Resistência a Flexão

A resistência à flexão é uma medida simultânea das resistências à tração, à compressão e ao cisalhamento (Craig; Powers, 2004). O ensaio é realizado em máquina universal de ensaios mecânicos, onde o espécime retangular é posicionado horizontalmente e sustentado por dois apoios nas extremidades e a carga é aplicada no centro (Craig; Powers, 2004; Diaz-Arnold et al., 2008; Machado et al., 2012). As resinas acrílicas devem ser capazes de sustentar maior flexão para serem menos propensas às falhas clínicas, tendo essa propriedade grande

importância, uma vez que a maior causa de fraturas de próteses dentárias dentro na cavidade bucal está relacionada às forças mastigatórias repetidas que envolvem este tipo de força (Ayaz; Durkan, 2013). Sendo assim, esta propriedade não poderia ser influenciada por qualquer agente ambiental (saliva, temperatura, alimentos) ou métodos de higienização (mecânicos e ou químicos).

No presente estudo, a imersão em água e em a solução de Cloramina T a 0,5% elevou o valor de resistência à flexão da resina quando comparada ao grupo que não foi imerso (Grupo seco), apesar dos valores serem estatisticamente semelhantes.

Nos grupos imersos em *R. communis* a 2 e a 10% foram encontrados os menores valores de resistência. Este resultado pode estar associado ao efeito destas soluções sobre a sorção sofrida pela resina. Resultados diferentes foram encontrados por Pisani et al. (2010), uma vez que os valores de resistência à flexão foram duas vezes maiores que os deste estudo após imersão em *R. communis* 2%, simulando imersões diárias de 20 minutos por 3 anos. Porém, quando analisado o efeito da imersão diária de 8 horas (overnight) durante período de 18 meses em *R. communis* a 2%, a resistência caiu 33%. Estes resultados sugerem que maior período de imersão na solução de *R. communis* 2% pode causar danos maiores à estrutura do polímero, diminuindo sua resistência, justificando o resultado encontrado nesse estudo, após simulação de imersão de 5 anos.

Com exceção do grupo controle, todos os outros grupos apresentaram valores de resistência à flexão intermediários entre água e *R. communis* a 10%, os quais foram inversamente proporcionais aos de sorção, sugerindo que a sorção afetou negativamente a resistência a flexão. Com relação à solução de hipoclorito de sódio, Arruda et al. (2015) também não encontraram diferença significativa entre os valores de resistência à flexão da resina acrílica quando comparadas as imersões em água ou hipoclorito a 0,5% após simulação de imersões diárias de 20 minutos por 5 anos, bem como Paranhos et al. (2009) também não encontraram diferenças significativas entre hipoclorito a 1 e a 0,5% e água após imersões de 20 minutos por 180 dias de imersão. Em simulações curtas de desinfecção, o hipoclorito de sódio a 1%, 2,5% e 5,25% não alterou esta propriedade (Pavarina et al., 2003). Takahashi, Hamanaka, Shimizu (2013) investigaram as propriedades de flexão de resinas para base após imersão em água a longo prazo, e verificaram que houve diminuição da resistência à flexão final e aumento do módulo de elasticidade. Estes achados foram atribuídos à perda dos constituintes solúveis das amostras com consequente enfraquecimento e rigidez da resina após 6 meses de imersão em

água. Portanto, nota-se que os resultados são controversos e isso se dá em razão de diferentes metodologias, soluções e períodos de imersão.

Apesar das soluções de *R. communis* terem resultado em queda da resistência à flexão, os valores são clinicamente aceitáveis, uma vez que ficaram acima de 65 MPa (Especificação N°12 da ANSI/ADA (ISO 1567)).

Rugosidade

A rugosidade superficial das resinas acrílicas para base de próteses totais ou de dentes artificiais é frequentemente discutida na literatura uma vez que interfere no conforto do paciente, na estética, no acúmulo de biofilme, na higienização e consequentemente na longevidade da prótese (Rahal et al., 2006; Pereira-Cenci et al., 2008; Casemiro et al., 2008; Patil et al., 2013).

A literatura relaciona a rugosidade superficial da resina acrílica com o grau de polimento (Bollen et al., 1997; Badaró et al., 2016). Buscando isolar o efeito das soluções desinfetantes sobre a rugosidade superficial da resina acrílica, no presente estudo uma superfície plana e lisa nos espécimes foi obtida por meio do acabamento e polimento criteriosos em politriz horizontal, obtendo-se valores iniciais de $0,10 (\pm 2) \mu\text{m}$.

Todas as soluções causaram diminuição da rugosidade superficial dos corpos de prova de resina acrílica, com exceção da solução de *R. communis* a 10% e da água. Estes resultados estão parcialmente de acordo com Paranhos et al. (2009) que verificaram diminuição da rugosidade com hipoclorito à 1% e água e aumento com hipoclorito de sódio a 0,5%. Peracini et al. (2010) verificaram aumento da rugosidade após imersão em uma solução de peróxido alcalino. A capacidade de aderência microbiana é influenciada por diferenças nas superfícies da prótese (Regis et al., 2011; Yildirim-Bicer et al., 2014) e portanto, o aumento da rugosidade favorece a adesão de microrganismos. No entanto, de acordo com Schwindling, Rammelsberg, Stober (2014), a diminuição da rugosidade após imersão, não cria nichos de retenção para biofilme, mas é um sinal de alteração da estrutura das resinas. Alterações na rugosidade superficial da resina também foram verificadas por outros autores (Pisani et al., 2012; Paranhos et al., 2013; Badaró et al., 2016).

A diminuição da rugosidade da superfície pode ser atribuída à interações das soluções com a superfície da resina ao longo do tempo em função da possível ação oxidante do

hipoclorito de sódio, da Cloramina T, bem como do sabonete pela presença do lauril sulfato de sódio, o qual entre outras propriedades, possui ação solubilizante.

Os resultados do presente estudo não corcondam com os achados de Durkan et al. (2013) uma vez que atribuíram o aumento da rugosidade da resina acrílica convencional ao tempo de imersão (20 dias) e não ao tipo de solução utilizada. Davi et al., (2010) também não encontraram diferença significativa entre as soluções desinfetantes avaliadas em imersões de 8 horas diárias por 180 dias.

De acordo com Bollen et al. (1997) valores de rugosidade inferiores a 0,2 μm são clinicamente aceitáveis. No presente estudo, as soluções desinfetantes promoveram valores de Ra da resina acrílica que variaram de 0,10 a 0,12 (antes e após a imersão), sugerindo que estas soluções desinfetantes causaram valores de rugosidade superficial inferiores a 0,2 μm necessários para a adesão e retenção bacterianas.

Com relação aos dentes artificiais, todas as soluções causaram diminuição da rugosidade exceto a solução de Triclosan a 0,15% (0,020). Resultados similares foram encontrados por Pisani et al. (2012), ao verificarem que a imersão de dentes artificiais em soluções de *R. communis* 2% e hipoclorito de sódio causou diminuição da rugosidade em dentes Trilux após imersões de 8 horas por 18 meses. No entanto, Neppelenbroek et al. (2015) avaliaram o efeito de sucessivos ciclos de desinfecção (720 ciclos de 15 min) em soluções de hipoclorito de sódio a 0,25%, vinagre 30% e água (controle) sobre a rugosidade de superfície de dentes artificiais comerciais (Trilux e SR Orthosit) e os resultados não indicaram alterações significativas sobre a rugosidade. Resultados contrários foram encontrados por Ayaz et al. (2014) uma vez que verificam aumento da rugosidade após exposição dos dentes artificiais à higienizador à base de peróxido. As contradições dos resultados podem ser atribuídas aos diferentes períodos de imersão, composição dos higienizadores e concentrações utilizadas.

A dissolução do Triclosan puro para fabricação da solução foi realizada em solução alcalina de hidróxido de sódio e o aumento da rugosidade causado pela solução de Triclosan pode ter ocorrido em função do pH alcalino, causando a degradação da superfície dos dentes, devido ao polimento químico que eles recebem. No entanto, verificamos na literatura que a alteração da rugosidade superficial dos dentes quando expostos às soluções desinfetantes pode ser variável em função das características dos dentes artificiais (Yuzugullu et al., 2016).

O rugosímetro é um instrumento útil para avaliação da rugosidade superficial (Ra) dos materiais odontológicos, uma vez que possibilita quantificar de forma objetiva as alterações.

No presente estudo, para complementar as análises, fotomicrografias das superfícies foram obtidas por meio do microscópio confocal para obter comparações visuais. As imagens obtidas a partir dos espécimes não condizem, visualmente, com os resultados do rugosímetro. Todas as imagens apresentam o mesmo padrão de rugosidade superficial, não sendo possível indicar diferenças visuais.

Uma observação importante a ser destacada é que a mensuração da rugosidade inicial dos dentes avaliados no presente estudo foram elevadas quando comparadas ao valor preconizado por Bollen et al. (1997), o que pode ser explicado pelas características anatômicas do dente estudado, uma vez que podem ser visualizados detalhes superficiais buscando atingir estética adequada.

Resistência ao Impacto

Resistência ao impacto pode ser definida como a energia necessária para fraturar um material sob uma força de impacto. O termo impacto é usado para descrever a reação de um objeto estacionário a colisão com um objeto em movimento. Um teste de impacto do tipo Charpy é normalmente utilizado para mensurar a resistência ao impacto. Um pêndulo é liberado para fraturar o centro de uma barra apoiada em ambas as extremidades. A energia perdida pelo pêndulo durante a fratura do corpo de prova pode ser determinada por uma comparação do comprimento da sua trajetória após o impacto com aquele de sua trajetória livre, quando não existe impacto (Anusavice; Shen; Rawls, 2012).

A ocorrência de fraturas em próteses resulta em custos adicionais bem como desconforto aos pacientes. Por esta razão, a resistência ao impacto é uma propriedade desejável aos polímeros, uma vez que mede a energia necessária para iniciar e propagar uma fenda através do material, refletindo, assim, a força de contato necessária para causar fratura em uma prótese em situações como a queda acidental (Wady et al., 2011; Machado et al., 2012), repetidas forças de mastigação, e as zonas de concentração de tensões em torno de entalhes (Dogan et al., 2008).

No presente estudo, as soluções desinfetantes influenciaram a resistência ao impacto da resina acrílica. O sabonete, o Triclosan a 0,15% e a Cloramina T a 0,5% elevaram os valores de resistência se comparados ao grupo que não foi submetido a nenhum procedimento de imersão. A imersão em água e em Hipoclorito de sódio a 0,25% apresentaram valores estatisticamente semelhantes ao grupo não exposto a imersão, sugerindo que foram mais inertes em relação à esta propriedade. Wady et al. (2011), ao analisarem o efeito do armazenamento em água (7, 90 e 180 dias) na resistência ao impacto da resina acrílica (Lucitone 550),

verificaram que a imersão em água não afetou significativamente a resistência ao impacto da resina, concordando com os achados do presente estudo.

Os menores valores de resistência foram registrados após imersão em *R. communis* a 10% e a 2%, respectivamente. Similar aos resultados encontrados para resistência a flexão, os valores para resistência ao impacto foram inversamente proporcionais aos valores de sorção, e proporcionais aos valores de solubilidade. Ao correlacionar os dados de resistência ao impacto e solubilidade, verifica-se que o aumento da perda dos componentes dos polímeros aumentou a resistência ao impacto da resina. A medida que um polímero de prótese é imerso em água, constituintes solúveis, tais como monômeros que não reagiram, plastificantes e iniciadores lixiviam (Arima; Murata; Hamada, 1996). Em diferentes extensões, água, plastificantes e monômeros que não reagiram afetam negativamente a resistência do polímero. Assim, a força de um polímero de prótese num determinado momento após imersão em água é afetada pelo número relativo dessas moléculas presentes (Takahashi; Chai; Kawaguchi, 1999). Ao correlacionar essas informações com a relação resistência ao impacto/solubilidade podemos inferir que as soluções com maiores valores de solubilidade foram mais eficientes na remoção de agentes plastificantes e monômeros residuais, os quais diminuía a resistência do impacto da resina, aumentando sua resistência.

Como mencionado acima, vários fatores podem causar a fratura da prótese. Portanto, o desempenho clínico dos materiais dentários não podem ser suficientemente avaliado apenas com um ou dois ensaios mecânicos específicos. Se os materiais foram testados por mais de dois métodos diferentes, correlação entre as propriedades mecânicas pode ser esperada a partir dos dados, que pode ser útil para entender as interações entre comportamentos mecânicos (Lee et al., 2012). Resistência a flexão e ao impacto são parâmetros importantes que podem refletir a capacidade de um material para base de próteses removíveis em resistir às forças mastigatórias funcionais e às forças de alto impacto que podem ocorrer acidentalmente (Machado et al., 2012).

Lee et al. (2012) ao correlacionarem diferentes propriedades mecânicas entre si, sugeriram que o desempenho mecânico dos polímeros de base de prótese não deve ser caracterizado apenas pelo ensaio de flexão ou ensaio de resistência ao impacto. A dureza superficial também foi positivamente correlacionada com os parâmetros de flexão e negativamente correlacionada com a tenacidade à fratura. No presente estudo os maiores valores de dureza final são inversamente proporcionais a resistência a flexão. Por exemplo os

grupos GRc2, GRc10 apresentam os maiores valores de dureza final, e consequentemente os menores valores de resistência ao impacto e flexão.

Com relação aos valores preconizados na literatura, valores aceitáveis de resistência ao impacto variam entre 0,98 a 1,27 J, estando, portanto, todos os valores obtidos dentro dos padrões aceitáveis.

Uma das limitações deste estudo é que existem dificuldade metodológicas para a detecção de cor, *in vitro*, da resina e dos dentes artificiais uma vez que o ambiente bucal não foi reproduzido. Ainda, em relação aos dentes artificiais, o espectrofotômetro pode espalhar a luz em diferentes direções devido a convexidade da face vestibular. Portanto, a alteração da cor também deveria ser avaliada por meio de estudos clínicos ou *in situ* para comparação dos resultados e das metodologias. Os resultados obtidos com as soluções de Triclosan e Cloramina T são de difícil comparação uma vez que não há estudos prévios sobre os efeitos destas soluções sobre a alteração de cor da resina acrílica.

Outras pesquisas avaliando o efeito destas soluções sobre o biofilme de próteses totais devem ser realizadas. Ainda, em estudos futuros *in vitro*, outras condições do ambiente bucal devem ser simuladas, como simulação de carga mastigatória e imersão em saliva. Período de imersão “overnight” e a associação com métodos mecânicos de higiene podem apresentar interações importantes. Além disso, estudos *in vivo* poderiam também ser conduzidos para verificar se o uso diário destas soluções seria aceito pelo paciente e eficiente clinicamente.

6. Conclusão

6. CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

- Todas as propriedades sofreram alterações em funções das soluções de desinfecção avaliadas após simulação de imersões diárias de 20 minutos por 5 anos.
- As soluções de *Ricinus communis* causaram as maiores alterações nas propriedades, quando comparadas as soluções de Hipoclorito de sódio 0,25%, Triclosan e Cloramina T.
- Com relação à aplicação clínica dos resultados obtidos, todas as alterações causadas nas propriedades dos materiais resultaram em valores clinicamente aceitáveis, exceto alteração de cor.

*Referências Bibliográficas*¹

1 - De acordo com o International Committee of Medical Journal Editors, adaptado pela U.S. National Library of Medicine (estilo Vancouver).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Akzo nobel boletim technical: Halamid the universal disinfectant, 1995.

Al-Saadi M. Effectiveness of Chemical and Microwave Disinfection on Denture Biofilm Fungi and the Influence of Disinfection on Denture Base Adaptation. J Indian Prosthodont Soc. 2014; 14(14):24-30.

Altieri KT, Sanitá PV, Machado AL, Giampaolo ET, Pavarina AC, Jorge JH, Vergani CE. Eradication of a mature methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* (MRSA) biofilm from acrylic surfaces. Braz Dent J. 2013; 24(5):487-91.

American Dental Association - ADA. Denture base polymers. Specification nº 12. Chicago: Council on Scientific Affairs;1975.

Amin F, Rehman A, Abbas M. Microhardness of heat cure acrylic resin after treatment with disinfectants. J Pak Med Assoc. 2015 Aug;65(8):834-7.

Amin F, Iqbal S, Azizuddin S. Effect of disinfectants on the colour stability of heat cure acrylic resin. Ayub Med Coll Abbottabad J. 2014; 26(4):530-4.

Andrade IM, Andrade KM, Pisani MX, Silva-Lovato CH, De Souza RF, Paranhos HFO. Trial of an experimental castor oil solution for cleaning dentures. Braz Dent J. 2014;25(1):43-7.

Andrade IM, Cruz PC, Da Silva CH, De Souza RF, Paranhos HFO, Candido RC, Marin JM, De Souza-Gugelmin MC. Effervescent tablets and ultrasonic devices against *Candida* and mutans streptococci in denture biofilm. Gerodontology. 2011;28(4):264-70.

Andrade IM, Silva-Lovato CH, De Souza RF, Pisani MX, De Andrade KM, Paranhos HFO. Trial of experimental toothpastes regarding quality for cleaning dentures. Int J Prosthodont. 2012;25(2):157-9.

André RF, Andrade IM, Silva-Lovato CH, Paranhos HF, Pimenta FC, Ito IY. Prevalence of mutans streptococci isolated from complete dentures and their susceptibility to mouthrinses. Braz Dent J.2011;22(1):62-7.

Andrucioli MC, De Macedo LD, Panzeri H, Lara EH, Paranhos HF. Comparison of two cleansing pastes for the removal of biofilm from dentures and palatal lesions in patients with atrophic chronic candidiasis. *Braz Dent J.* 2004;15(3):220-4.

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Anusavice - Phillips Materiais Dentários*. 12^a ed. Rio de Janeiro: Elsevier. 2012.592p.

Anushree B, Fawaz MA, Narahari R, Shahela T, Syed A. Comparison of Antimicrobial Efficacy of Triclosan- Containing, Herbal and Homeopathy Toothpastes- An Invitro Study. *J Clin Diagn Res.* 2015 Oct;9(10):DC05-8.

Arima T, Murata H, Hamada T. The effects of cross-linking agents on the water sorption and solubility characteristics of denture base resin. *J Oral Rehabil.* 1996;23(7):476-80.

Arnitz R, Nagl M, Gottardi W. Microbicidal activity of monochloramine and chloramine T compared. *J Hosp Infect.* 2009;73(2):164-70.

Arruda CN, Sorgini DB, Oliveira V de C, Macedo AP, Lovato CH, Paranhos HdeF. Effects of Denture Cleansers on Heat-Polymerized Acrylic Resin: A Five-Year-Simulated Period of Use. *Braz Dent J.* 2015 Jul-Aug;26(4):404-8.

Arruda CN, Salles MM, Badaró MM, de Cássia Oliveira V, Macedo AP, Silva-Lovato CH, de Freitas Oliveira Paranhos H. Effect of sodium hypochlorite and *Ricinus communis* solutions on control of denture biofilm: A randomized crossover clinical trial. *J Prosthet Dent* 2016.

Asad T, Watkinson AC, Huggett R. The effects of various disinfectant solutions on the surface hardness of an acrylic resin denture base material. *Int J Prosthodont.* 1993;6:9-12.

Assunção WG, Barão VAR, Pita MS, Goiato MC. Effect of polymerization methods and thermal cycling on color stability of acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent.* 2009;102:385-392.

Ayaz EA, Altintas SH, Turgut S. Effects of cigarette smoke and denture cleaners on the surface roughness and color stability of different denture teeth. *J Prosthet Dent.* 2014 Aug;112(2):241-8.

Ayaz EA, Durkan R. Influence of acrylamide monomer addition to the acrylic denturebase resins on mechanical and physical properties. *Int J Oral Sci.*, 2013;5(4):229-235.

Badaró MM. Avaliação clínica e laboratorial de uma solução experimental à base de *Ricinus communis* em comparação ao hipoclorito de sódio para higiene de próteses totais [Dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo; 2013.140p.

Badaró MM, Salles MM, De Arruda CN, Oliveira VC, De Souza RF, Paranhos HF, Silva-Lovato CH. In vitro analysis of surface roughness of acrylic resin exposed to the combined hygiene method of brushing and immersion in *Ricinus communis* and Sodium Hypochlorite. *J Prosthodont.* 2016 Feb;2(1):1-6.

Barbosa DB, Souza RF, Pero AC, Marra J, Compagnoni MA. Flexural strength of acrylic resins polymerized by different cycles. *J Appl Oral Sci.* 2007;15(5):424-8.

Basavaiah K, Ramakrishna V, Anilkuma UR. Use of chloramine-T and two dyes in the sensitive determination of stavudine in pharmaceuticals. *Braz J Pharm Sci.* 2007;43(3):471-9.

Basavanna JM, Jujare RH, Varghese RK, Singh VD, Gaurav A. Effects of Laboratory Disinfecting Agents on Dimensional Stability of Three Commercially Available Heat-Cured Denture Acrylic Resins in India: An In-Vitro Study. *J Clin Diagn Res.* 2016;10(3):27-31.

Bettencourt AF, Neves CB, Almeida MS, Pinheiro LM, Oliveira SA, Lopes LP, Castro MF. Biodegradation of acrylic based resins: A review. *Dent Mater.* 2010; 26(5): e171–e180.

Bohra PK, Ganesh PR, Redd MM, Rajesh Ebenezer AV, Sivakumar G. Colour Stability of Heat and Cold Cure Acrylic Resins. *Journal of Clinical and Diagnostic Research.* 2015 Jan;9(1):12-5.

Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater.* 1997;13:258-69.

Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução nº 33, de 19 de abril de 2000. Brasília: ANVISA;2000.

Brasil. Ministério da Saúde. Projeto SBBrasil 2010. Pesquisa Nacional de Saúde Bucal: resultados principais. Brasília, DF: Secretária de Atenção a Saúde, Secretária de Vigilância em Saúde, Coordenação de Saúde Bucal, 2011. 92p.

Braun KO, Mello JAN, Rached RN, Del Bel Cury A.A. Surface texture and some properties of acrylic resins submitted to chemical polishing. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2003; 30:91-8.

Buergers R, Rosentritt M, Schneider-Brachert W, Behr M, Handel G, Hahnel S. Efficacy of denture disinfection methods in controlling *Candida albicans* colonization in vitro. *Acta Odontol Scand*, 2008;66(3):174-80.

Campanha NH, Pavarina AC, Vergani CE, Machado AL. Effect of microwave sterilization and water storage on the Vickers hardness of acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent*. 2005 May;93(5):483-7.

Casemiro LA, Gomes Martins CH, Pires-de-Souza FdeC, Panzeri H. Antimicrobial and mechanical properties of acrylic resins with incorporated silver-zinc zeolite-Part I. *Gerodontology*. 2008;25:187-94.

Consani RL, Folli BL, Nogueira MC, Correr AB, Mesquita MF. Effect of Polymerization Cycles on Gloss, Roughness, Hardness and Impact Strength of Acrylic Resins. *Braz Dent J*. 2016 Mar-Apr;27(2):176-80.

Coulthwaite L, Verran J. Potential pathogenic aspects of denture plaque. *Br J Biomed Sci*. 2007; 64(4):180-9.

Craig RG, Powers JM. *Materiais Dentários Restauradores*. 11^a ed. São Paulo: Santos; 2004. 704p.

Crincoli V, Scivetti M, Di Bisceglie MB, Pilolli GP, Favia G. Unusual case of adverse reaction in the use of sodium hypochlorite during endodontic treatment: a case report. *Quintessence Int*. 2008 Feb;39(2):70-3.

Cucci AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Afonso MC. Water sorption, solubility, and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1998;80:434-8.

Dandakis C, Lambrianidis T, Boura P. Immunologic evaluation of dental patient with history of hypersensitivity reaction to sodium hypochlorite. *Endod Dent Traumatol*. 2000 Aug;16(4):184-7.

Davi LR, Peracini A, Ribeiro Nde Q, Soares RB, da Silva CHL, Paranhos HdeF. Effect of the physical properties of acrylic resin of overnight immersion in sodium hypochlorite solution. *Gerodontology*. 2010;27:297-302.

Davi LR, Felipucci DN, De Souza RF, Bezzon OL, Lovato-Silva CH, Pagnano VO, Paranhos HFO. Effect of denture cleansers on metal ion release and surface roughness of denture base materials. *Braz Dent J*. 2012;23(4):387-93.

De Rossi A, Ferreira DC, Da Silva RA, De Queiroz AM, Da Silva LA, Nelson-Filho P. Antimicrobial Activity of Toothpastes Containing Natural Extracts, Chlorhexidine or Triclosan. *Braz Dental J*. 2014;25(3):186-190.

De Sousa Porta SR, De Lucena-Ferreira SC, Da Silva WJ, Del Bel Cury AA. Evaluation of sodium hypochlorite as a denture cleanser: a clinical study. *Gerodontology*. 2015;32(4):260-6.

Devlin H, Kaushik P. The Effect of Water Absorption on Acrylic Surface Properties. *J Prosthodontics*. 2005;14(4):233-238.

Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Shaull KL, Laffoon JE, Qian F. Flexural and fatigue strengths of denture base resin. *J Prosthet Dent*. 2008;100(1):47-51.

Dogan OM, Bolayir G, Keskin S, Dogan A, Bek B. The evaluation of some flexural properties of a denture base resin reinforced with various aesthetic fibers. *J Mater Sci Mater Med*. 2008;19(6): 2343-9.

Douglas CW, Shih A, Ostry L. Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020? *J Prosthet Dent*. 2002;87(1):5-8.

Durkan R, Ayaz EA, Bagis B, Gurbuz A, Ozturk N, Korkmaz FM. Comparative effects of denture cleansers on physical properties of polyamide and polymethyl methacrylate base polymers. *Dental Materials Journal* 2013;32(3):367-375.

Ercalik-Yalcinkaya S, Özcan M. Association between Oral Mucosal Lesions and Hygiene Habits in a Population of Removable Prosthesis Wearers. *J Prosthodont*. 2015;24(4):271-8.

Estrela C, Estrela CRA, Barbin EL, Spanó JCE, Marchesan MA, Pécora JD. Mechanism of action of sodium hypochlorite. *Braz Dent J*. 2002;13(2):113-117.

Felton D. Complete Edentulism and Comorbid Diseases: An Update. *J Prosthodont*. 2016;25:5-20.

Felton D, Cooper L, Duqum I, Minsley G, Guckes A, Haug, S. Evidence-based guidelines for the care and maintenance of complete dentures: a publication of the American College of Prosthodontists. *J Prosthodont*. 2011;20(1):1-12.

Fernandes FH, Orsi IA, Villabona CA. Effects of the peracetic acid and sodium hypochlorite on the colour stability and surface roughness of the denture base acrylic resins polymerised by microwave and water bath methods. *Gerodontology*. 2013;30(1):18-25.

Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater*. 2006;22:211-22.

Ferreira MAF, Pereira-Cenci T, Rodrigues de Vasconcelos LM, Rodrigues-Garcia RC, Del Bel Cury AA. Efficacy of denture cleansers on denture liners contaminated with *Candida* species. *Clin Oral Invest*. 2009;13(1):237-242.

Ferruzzi F, Martins JC, Mori AA, Santin GC, Kurihara E, Sabio S. Influence of educational materials on the hygiene and utilization habits of denture wearers. *Gen Dent*. 2015;63(4):6-10.

Freire TS, Aguilar FG, Garcia LF, Pires-De-Souza FC. Colour stability of denture teeth submitted to different cleaning protocols and accelerated artificial aging. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2014;22(1):24-7.

Furukawa KK. Effectiveness of chlorine dioxide in disinfection of two soft denture liners. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;80:723-9.

Gama MC, De Oliveira DG, Da Silva PM, Ordinola-Zapata R, Duarte MH, Porto VC. Antifungal activity of 4% chlorhexidine and 2% sodium hypochlorite against *Candida albicans* biofilms. *Gen Dent*. 2015;63(5):43-7.

Gendreau L, Loewy ZG. Epidemiology and Etiology of Denture Stomatitis. *J Prosthodont*. 2011;20(1):251-260.

Goiato MC, Naves JC, Bressan RN, Santos DM, Fajardo RS, Fernandes AUR. Efeito de técnicas de polimento na porosidade e na dureza de resinas acrílicas submetidas a termociclagem. *Revista de Odontologia da UNESP*. 2006;35(1):47-52.

Goiato MC, Santos DM, Agda Marobo Andreotti AM, Nobrega AS, Moreno A, Haddad MF, Pesqueira AA. Effect of Beverages and Mouthwashes on the Hardness of Polymers Used in Intraoral Prostheses. *Journal of Prosthodontics*. 2014; 23(1): 559–564.

Goiato MC, Zuccolotti BC, Haddad MF, Moreno A, Pesqueira AA, Gennari HF, Dos Santos DM. The Effect of Disinfection Techniques on the Flexural Strength of Thermopolymerisable Acrylic Resins With or Without Pigment Addition. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2015;23(4):193-8.

Gornitsky M, Paradisi I, Landaverde G, Malo AM, Velly AM. A clinical and microbiological evaluation of denture cleansers for geriatric patients in long-term care institutions. *J Can Dent Assoc*. 2002;68:39-45.

Gross MD, Moser JB. A colorimetric study of coffee and tea staining of four composite resins. *J Oral Rehabil* 1977;4:311-322.

Gupta G, Gupta T. Evaluation of the effect of various beverages and food material on the colour stability of provisional materials - An in vitro study. *J Conserv Dent*. 2011;14(3):287-92.

Haghi HR, Asadzadeh N, Sahebalam R, Nakhaei M, Amir JZ. Effect of denture cleansers on color stability and surface roughness of denture base acrylic resin. *Indian J Dent Res*. 2015;26(2):163-6.

Higgins J, Pinjon E, Oltean HN, White TC, Kelly SL, Martel CM, Sullivan DJ, Coleman DC, Moran GP. Triclosan Antagonizes Fluconazole Activity against *Candida albicans*. *J Dent Res*. 2012;91(1):65-70.

Hiromori K, Fujii K, Inoue K. Viscoelastic properties of denture base resins obtained by underwater test. *J Oral Rehabil.* 2000;27:522-31.

Hong G, Murata H, Li YA, Sadamori S, Hamada T. Influence of denture cleansers on the color stability of three types of denture base acrylic resin. *J Prosthet Dent* 2009;101:205-213.

Hostynek JJ, Wilhelm KP, Cua AB, Maibach HI. Irritation factors of sodium hypochlorite solutions in human skin. *Contact Dermatitis.* 1990;23(5):316-24.

Imirzalioglu P, Karacaer O, Yilmaz B, Ozmen Msc I. Color stability of denture acrylic resins and a soft lining material against tea, coffee, and nicotine. *J Prosthodont.* 2010;19:118-24.

International Organization For Standardization (ISO). ISO - 27095-1:2008 - Dentistry - Base polymers - Part 1: Denture base polymers, 2008.

International Organization for Standardization (ISO). ISO 1567:1999 - Dentistry - Denture base polymers, 1999.

Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil.* 1999;26:185-94.

Jagler RG. Dimensional accuracy of thermo forme polymethylmethacrylate. *J. Prosthet. Dent.* 1996;76:573-5.

Jeyapalan K, Kumar JK, Azhagarasan NS. Comparative evaluation of the effect of denture cleansers on the surface topography of denture base materials: An in-vitro study. *J Pharm Bioallied Sci.* 2015 Aug;7(Suppl 2):S548-53.

Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Inoue K. Physical and mechanical properties of PMMA resins containing gamma-methacryloxypropyltrimethoxysilane. *J Oral Rehabil.* 2004;31:166-171.

Kassebaum NJ, Bernabe E, Dahiya M. Global burden of severe tooth loss: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res.* 2014;93:20-8.

Keng SB, Lim M. Denture plaque distribution and the effectiveness of a perborate-containing denture cleanser. *Quintessence Int.* 1996;27(5):341-5.

Klironomos T, Katsimpali A, Polyzois G. The Effect of Microwave Disinfection on Denture Base Polymers, Liners and Teeth: A Basic Overview. *Acta Stomatol Croat.* 2015 Sep;49(3):242-53.

Koksal T, Dikbas I. Color stability of different denture teeth materials against various staining agents. *Dent Mater J.* 2008;27:139-144.

Komiyama EY, Back-Brito GN, Balducci I, Koga-Ito CY. Evaluation of alternative methods for the disinfection of toothbrushes. *Braz Oral Res.* 2010;24(1):28-33.

Kossione AE. The prevalence of denture stomatitis and its predisposing conditions in an older Greek population. *Gerodontology.* 2011;28(2):85-90.

Kotsiomi E, Tziaila A, Hatjivasiliou K. Accuracy and stability of impression materials subjected to chemical disinfection—a literature review. *J Oral Rehabil.* 2008;35:291-9.

Kurtulmus-Yilmaz S, Deniz ST. Evaluation of staining susceptibility of resin artificial teeth and stain removal efficacy of denture cleansers. *Acta Odontol Scand.* 2014;72(8):811-8.

Lee HH, Lee CJ, Asaoka K. Correlation in the mechanical properties of acrylic denture base resins. *Dent Mater J* 2012;31(1):157-164.

Lima EMCX, Moura JS, Del Bel Cury AA, Garcia RCMR, Cury JA. Effect of enzymatic and NaOCl treatments on acrylic roughness and on biofilm accumulation. *J Oral Rehabil.* 2006;33(5):356-362.

López-Jornet MP, García-Teresa G, Viñas M, Vinuesa, T. Clinical and antimicrobial evaluation of a mouthwash and toothpaste for xerostomia: A randomized, double-blind, crossover study. *J Dent.* 2011;39(11):757-63.

Loster BW, Loster J, Wieczorek A, Ryniewicz W. Mycological Analysis of the Oral Cavity of Patients Using Acrylic Removable Dentures. *Gastr Res Prac.* 2012;1(1):1-9.

Machado AL, Puckett AD, Breeding LC, Wady AF, Vergani CE. Effect of thermocycling on the flexural and impact strength of urethane-based and highimpact denture base resins. *Gerodontology*. 2012;29(2):318-323.

Maciag J, Osmenda G, Nowakowski D, Wilk G, Maciąg A, Mikołajczyk T, Nosalski R, Sagan A, Filip M, Drózd M, Loster J, Guzik TJ, Cześnikiewicz-Guzik M. Denture-related stomatitis is associated with endothelial dysfunction. *BioMed R Int*. 2014;14(1):1-9.

Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, Svizero N, Pashley DH, Tay FR. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dent Mater*. 2006;22:973-80.

Matos AO, Costa JO, Beline T, Ogawa ES, Assunção WG, Mesquita MF, Consani RX, Barão VA. Effect of Disinfection on the Bond Strength between Denture Teeth and Microwave-Cured Acrylic Resin Denture Base. *J Prosthodont*. 2016;21(1):1-8.

Meneghin MP, Nomeline SMB, Souza-Neto M, Marchesan MA, França SC, Santos HSL. Morfologic an morphometric analysis of the root canal apical third cleaning after biomechanical preparation using 3.3% *Ricinus communis* detergent and 1% NaCl as irrigating solutions. *J Appl Oral Sci*. 2006;14(3):178-82.

Montagner CC, Jardim WF, Von der OPC, Umbuzeiro GA. Occurrence and potential risk of triclosan in freshwaters of São Paulo, Brazil: the need for regulatory actions. *Environ Sci Pollut Res Int*. 2014 Feb;21(3):1850-8.

Moon A, Powers JM, Kiat-Amnuay S. Color stability of denture teeth and acrylic base resin subjected daily to various consumer cleansers. *J Esthet Restor Dent*. 2014 Jul-Aug;26(4):247-55.

Moussa AR, Dehis WM, Elboraey AN, ElGabry HS. A Comparative Clinical Study of the Effect of Denture Cleansing on the Surface Roughness and Hardness of Two Denture Base Materials. *Open Access Maced J Med Sci*. 2016 Sep;4(3):476-481.

Mukherjee PK, Chandra, J. Candida biofilm resistance. *Drug Resist Updat*. 2004; 7(4): 301-9.

Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Vergani CE, Giampaolo ET. Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion. *J Prosthet Dent*. 2005;93(2):171-6.

Neppelenbroek KH, Kurokawa LA, Procópio AL, Pegoraro TA, Hotta J, Mello Lima JF, Urban VM. Hardness and Surface Roughness of Enamel and Base Layers of Resin Denture Teeth after Long-term repeated Chemical Disinfection. *J Contemp Dent Pract.* 2015;16(1):54-60.

Nikawa H, Hamada T, Yamashiro H, Kumagai H. A review of in vitro and in vivo methods to evaluate the efficacy of denture cleansers. *Int J Prosthodont.* 1999;12(2):153-9.

Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent.* 1998;80:642-8.

Oliveira SA, Zambrana JR, Iorio FB, Pereira CA, Jorge AO. The antimicrobial effects of Citrus limonum and Citrus aurantium essential oils on multi-species biofilms. *Braz Oral Res.* 2014;28:22-7.

Orsi IA, Junior AG, Villabona CA, Fernandes FH, Ito IY. Evaluation of the efficacy of chemical disinfectants for disinfection of heat-polymerised acrylic resin. *Gerodontology.* 2011;28(4):253-257.

Osmari D, Fraga S, Braun KO, Unfer B. Behaviour of the Elderly with Regard to Hygiene Procedures for and Maintenance of Removable Dentures. *Oral Health Prev Dent.* 2016;14(1):21-6.

Panariello BH, Izumida FE, Moffa EB, Pavarina AC, Jorge JH, Giampaolo ET. Effects of short-term immersion and brushing with different denture cleansers on the roughness, hardness, and color of two types of acrylic resin. *Am J Dent.* 2015;28(3):150-6.

Panzeri H, Lara EH, Paranhos HdeF, Lovato da Silva CH, De Souza RF, De Souza Gugelmin MC, Tirapelli C, Cruz PC, De Andrade IM. In vitro and clinical evaluation of specific dentifrices for complete denture hygiene. *Gerodontology.* 2009;26:26-33.

Paranhos HFO, Peracini A, Pisani MX, Oliveira VC, Souza RF, Silva-Lovato CH. Color Stability, Surface Roughness and Flexural Strength of an Acrylic Resin Submitted to Simulated Overnight Immersion in Denture Cleansers. *Braz. Dent. J.* 2013 Apr;24(2):152-6.

Paranhos HFO, Bezzon OL, Davi LR, Felipucci DN, Silva-Lovato CH, Pagnano VO. Effect of cleanser solutions on the color of acrylic resins associated with titanium and nickel-chromium alloys. *Braz Oral Res.* 2014; 28(1):1-7.

Paranhos HFO, Davi LR, Peracini A, Soares RB, Lovato CH, Souza RF. Comparison of physical and mechanical properties of microwave-polymerized acrylic resin after disinfection in sodium hypochlorite solutions. *Braz Dent J*. 2009;20(4):331-5.

Paranhos HFO, Silva-Lovato CH, De Souza RF, Cruz PC, De Freitas-Pontes KM, Watanabe E. Effect of three methods for cleaning dentures on biofilms formed in vitro on acrylic resin. *J Prosthodont*. 2009; 18(5):427-31.

Paranhos HF, Silva-Lovato CH, Souza RF, Cruz PC, Freitas KM, Peracini A. Effects of mechanical and chemical methods on denture biofilm accumulation. *J Oral Rehabil*. 2007;34(8):606-612.

Paranhos HFO, Salles AE, Macedo LD, Silva-Lovato CH, Pagnano VO, Watanabe, E. Complete denture biofilm after brushing with specific denture paste, neutral soap and artificial saliva. *Braz Dent J*. 2013;24(1):47-52.

Patil SS, Dhakshaini MRD, Gujjari AK. Effect of cigarette smoke on acrylic resin teeth. *J Clin Diagn Res*. 2013;7(9):2056-9.

Pavarina AC, Machado AL, Giampaolo ET, Vergani CE. Effects of chemical disinfectants on the transverse strength of denture base acrylic resins. *J Oral Rehabil*. 2003 Nov;30(11):1085-9.

Pellizzaro D, Polyzois G, Machado AL, Giampaolo ET, Sanitá PV, Vergani CE. Effectiveness of Mechanical Brushing with Different Denture Cleansing Agents in Reducing In Vitro *Candida albicans* Biofilm Viability. *Braz Dent J*. 2012;23(5):547-554.

Peracini A, Andrade IM, Paranhos HFO, Silva-Lovato CH, Souza RF. Behaviors and hygiene habits of complete denture wearers. *Braz Dent J*. 2010;21(3):247-252.

Pereira-Cenci T, Cury AA, Cenci MS, Rodrigues-Garcia RC. In vitro *Candida* colonization on acrylic resins and denture liners: influence of surface free energy, roughness, saliva, and adhering bacteria. *Int J Prosthodont*. 2007;20:308-310.

Pero AC, Scavassin PM, Nunes ÉM, Policastro VB, Giro G, Compagnoni MA. Bond Strength of Artificial Teeth Attached to a Microwave-Polymerized Denture Base Resin after Immersion in Disinfectant Solutions. *J Prosthodont*. 2016 Oct; 25(7):576-9.

Phillips RW. Skinner's Science of Dental Materials. 9ªed. Philadelphia: WB. Saunders Comp.; 1991. p. 177-213.

Pinelli LA, Fais LM, Ricci WA, Reis JM. In vitro comparisons of casting retention on implant abutments among commercially available and experimental castor oil-containing dental luting agents. J Prosthet Dent. 2013 May;109(5):319-24.

Pisani MX, Da Silva CH, Paranhos HF, Souza RF, Macedo AP. Evaluation of experimental cleanser solution of *Ricinus communis*: effect on soft denture liner properties. Gerodontology. 2012a;29(2):179-85.

Pisani MX, Macedo AP, Paranhos HF, Silva-Lovato CH. Effect of experimental *Ricinus communis* solution for denture cleaning on the properties of acrylic resin teeth. Braz Dent J. 2012b;23(1):15-21.

Pisani MX, Silva-Lovato CH, Paranhos HFO, Souza RF, Macedo AP. The Effect of Experimental Denture Cleanser Solution *Ricinus communis* on Acrylic Resin Properties. Mat Res. 2010;13(3):369-73.

Piskin B, Sipahi C, Akin H. Effect of Different Chemical Disinfectants on Color Stability of Acrylic Denture Teeth. J Prosthodont. 2014 Aug;23(6):476-83.

Pitten FA, Kramer A. Antimicrobial efficacy of antiseptic mouthrinse solutions. Eur J Clin Pharmacol. 1999;55(2):95-100.

Prasanth M. Antimicrobial efficacy of different toothpastes and mouthrinses: an in vitro study. Dent Res J. 2011;8(2):85-94.

Przybyłowska D, Mierzwińska-Nastalska E, Rubinsztajn R, Chazan R, Rolski D, Swoboda-Kopeć E. Influence of denture plaque biofilm on oral mucosal membrane in patients with chronic obstructive pulmonary disease. Adv Exp Med Biol. 2015;839:25-30.

Quirce S, Barranco P. Cleaning agents and asthma. J Investig Allergol Clin Immunol. 2010;20(7):542-50.

Rahal JS, Mesquita MF, Henriques GE, Nóbilo MA. Surface roughness of acrylic resins submitted to mechanical and chemical polishing. J Oral Rehabil 2004 Nov;31(11):1075-1079.

Regis RR, Zanini AP, Della Vecchia MP, Silva-Lovato CH, Paranhos HFO, Souza RF. Physical properties of an acrylic resin after incorporation of an antimicrobial monomer. J Prosthodont. 2011; 20(5):372-9.

Reis KR, Bonfante G, Pegoraro LF, Conti PCR, Oliveira PCG, Kaizer OB. In vitro wear resistance of three types of polymethyl methacrylate denture teeth. J Appl Oral Scien. 2008; 16(3):176-180.

Ren J, Lin H, Huang Q, Zheng G. Determining color difference thresholds in denture base acrylic resin. J Prosthet Dent. 2015;114:702-8.

Rizzatti-Barbosa CM, Del Bel Cury AA, Panzeri H. Influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais. Rev. Odontol. Univ. São Paulo. 1995;9(3):197-206.

Robinson JG, McCabe JF, Storer R. The whitening of acrylic dentures: the role of denture cleansers. Br Dent J. 1985;159:247-250.

Rodrigues SA, Nunez Pantoja JM, Takahashi JM, Consani RL, Mesquita MF. Effect of chemical cleaning agents on the flexural strength of acrylic and hard denture line resins. Gen Dent. 2013;61(4):1-4.

Rodríguez Acosta EJ, Da Silva PM, Jacobina M, Lara VS, Neppelenbroek KH, Porto VC. *Candida albicans* adherence to denture base material: chemical disinfection and the effect of acquired salivary pellicle formation. J Prosthodont. 2015;24(3):200-6.

Ros-Llor I, Lopez-Jornet P. Cytogenetic analysis of oral mucosa cells, induced by chlorhexidine, essential oil sinethanolic solution and triclosan mouthwashes. Environm Resear. 2014;132(1):140-5.

Saha A, Dutta S, Varghese RK, Kharsan V, Agrawal A. A survey assessing modes of maintaining denture hygiene among elderly patients. J Int Soc Prev Community Dent. 2014;4(3):145-8.

Salerno C, Pascale M, Contaldo M, Esposito V, Busciolano M, Milillo L, Guida A, Petruzzi M, Serpico, R. *Candida*-associated denture stomatitis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(2):139-143.

Salles MM. Eficácia da ação antimicrobiana de soluções químicas - hipoclorito alcalino e mamona (*Ricinus communis*) - frente a micro-organismos específicos [dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2013.

Salles MM, Badaró MM, Arruda CN, Leite VM, Silva CH, Watanabe E, Oliveira VdeC, Paranhos HF. Antimicrobial activity of complete denture cleanser solutions based on sodium hypochlorite and *Ricinus communis* - a randomized clinical study. *J Appl Oral Sci*. 2015a;23(6):637-42.

Salles MM, Oliveira VC, Souza RF, Silva CH, Paranhos HF. Antimicrobial action of sodium hypochlorite and castor oil solutions for denture cleaning - in vitro evaluation. *Braz Oral Res*. 2015b;29:1-6.

Salloum AM. Effect of 5.25 % sodium hypochlorite on color stability of acrylic and silicone based soft liners and a denture base acrylic resin. *J Indian Prosthodont Soc*. 2014;14(2):179-86.

Samuel SMW, Selistre CR. Avaliação da influência do polimento químico na sorção, solubilidade e microdureza de uma resina acrílica de termopolimerização. *R. Fac. Odontol*. 2000; 41(1):8-13.

Sasseville D, Geoffrion G, Lowry RN. Allergic contact dermatitis from chlorinated swimming pool water. *Contact Dermatitis*. 1999;41(6):347-8.

Savabi O, Attar K, Nejatidanesh F, Goroohi H, Badrian H. Effect of different chemical disinfectants on the flexural strength of heat-polymerized acrylic resins. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2013;21(3):105-8.

Schwindling FS, Rammelsberg P, Stober T. Effect of Chemical Disinfection on the Surface Roughness of Hard Denture Base Materials: A Systematic Literature Review. *Int J Prosthodont* 2014;27:215-225.

Szczepanski F, Szczepanski CR, Berger SB, Consani RL, Gonini-Júnior A, Guiraldo RD. Effect of sodium hypochlorite and peracetic acid on the surface roughness of acrylic resin polymerized by heated water for short and long cycles. *Eur J Dent*. 2014;8(4):533-7.

Segundo ADL, Pisani MX, Nascimento CD, Souza RF, Paranhos HFO, Silva-Lovato CH. Clinical trial of an experimental cleaning solution: antibiofilm effect and integrity of a silicone-based denture liner. *J Contemp Dent Pract*. 2014;15(5):534-42.

Senna PM, Da Silva WJ, Faot F, Del Bel Cury AA. Microwave disinfection: cumulative effect of different power levels on physical properties of denture base resins. *J Prosthodont*. 2011;20(8):606-12.

Sesma N, Rocha AL, Laganá DC, Costa B, Morimoto S. Effectiveness of Denture Cleanser Associated With Microwave Disinfection and Brushing of Complete Dentures: In Vivo Study. *Braz. Dent. J*. 2013;24(4):357-61.

Shah J, Bulbule N, Kulkarni S, Shah R, Kakade D. Comparative Evaluation of Sorption, Solubility and Microhardness of Heat Cure Polymethylmethacrylate Denture Base Resin & Flexible Denture Base Resin. *J Clinic Diagn Resear*. 2014;8(8): ZF01-ZF04.

Shay K. Denture hygiene: a review and update. *J Contemp Dent Pract*. 2000;15(1):28-41.

Silva PM, Acosta EJ, Jacobina M, Pinto LR, Porto VC. Effect of repeated immersion solution cycles on the color stability of denture tooth acrylic resins. *J Appl Oral Sci*. 2011;19(6):623-720.

Siqueira EL, Nicoletti MA, Bombana AC, Santos M. Influência do pH sobre a estabilidade química da solução de hipoclorito de sódio a 0.5%. *RPG Rev Pos-Grad*. 2002; 9(3):207-11.

Sorgini DB, Silva-Lovato CH, Muglia VA, De Souza RF, De Arruda CN, Paranhos HFO. Adverse effects on PMMA caused by mechanical and combined methods of denture cleansing. *Braz Dent J*. 2015;26(3):292-6.

Sreenivasan PK, Mattai J, Nabi N, Xu T, Gaffar A. A simple approach to examine early oral microbial biofilm formation and the effects of treatments. *Oral Microbiol Immunol*. 2004;19(5): 297-302.

Stober T, Lutz T, Gilde H, Rammelsberg P. Wear of resin denture teeth by two-body contact. *Dent Mater*. 2006;22:243-9.

Suresan V, Mantri S, Deogade S, Sumathi K, Panday P, Galav A, Mishra K. Denture hygiene knowledge, attitudes, and practices toward patient education in denture care among dental practitioners of Jabalpur city, Madhya Pradesh, India. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16(1):30-5.

Tadeusiak B. Sensitivity to disinfectants of *Candida albicans* strains isolated from the hospital environment. *Rocz Panstw Zakl Hig.* 1998;49(1):73-86.

Takahashi Y, Chai J, Kawaguchi M. Equilibrium strengths of denture polymers subjected to long-term water immersion. *Int J Prosthodont.* 1999;12:348-52.

Takahashi Y, Hamanaka I, Shimizu H. Flexural properties of denture base resins subjected to long-term water immersion, *Acta Odontologica Scandinavica*, 2013;71(3):716-720.

The Academy of Prosthodontics. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent.* 2005 Jul;94(1):25-92.

Tobouti PL, Mussi MC, Rossi DC, Pigatti FM, Taborda CP, De Assis Taveira LA, De Sousa SC. Influence of melaleuca and copaiba oils on *Candida albicans* adhesion. *Gerodontology.* 2016 Sep;33(3):380-5.

Unlu A, Altay OT, Sahmali S. The role of denture cleansers on the whitening of acrylic resins. *International Journal of Prosthodontics.* 1996;9:266-70.

Uygun-Can B, Kadir T, Gumru B. Effect of oral antiseptic agents on phospholipase and proteinase enzymes of *Candida albicans*. *Arch Oral Biol.* 2016 Feb;62:20-7.

Vasconcelos LR, Consani RL, Mesquita MF, Sinhoreti MA. Effect of chemical and microwave disinfection on the surface microhardness of acrylic resin denture teeth. *J Prosthodont.* 2013;22(4):298-303.

Wady AF, Machado AL, Vergani CE, Pavarina AC, Giampaolo ET. Impact strength of denture base and reline acrylic resins subjected to long-term water immersion. *Braz Dent J.* 2011;22(1):56-61.

Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Some physical properties of organic denture base materials. J Am Dent Assoc. 1963;67:499-504.

Wong DM, Cheng LY, Chow TW, Clark RK. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. J Prosthet Dent 1999;81:300-4.

Yigit N, Aktas E, Ayyildiz A. Antifungal activity of toothpastes against oral *Candida* isolates. J Myc Médic, 2008;18(1):141-6.

Yildirim-Bicer AZ, Peker I, Akca G, Celik I. In Vitro Antifungal Evaluation of Seven Different Disinfectants on Acrylic Resins. BioMed Research International. 2014;2014:519098. doi:10.1155/2014/519098.

Yiu CK, King NM, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Carrilho MR. Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. Biomaterials. 2004; 25:5789-96.

Yuzugullu B, Acar O, Cetinsahin C, Celik C. Effect of different denture cleansers on surface roughness and microhardness of artificial denture teeth. J Adv Prosthodont. 2016 Oct;8(5):333-8.

Zarb GA, Bolender CL, Carlsson GE. Boucher's Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients. 11th ed. Mosby: St. Louis; 2000.