

ESTUDO *IN VITRO* DA AÇÃO DE LIMPADORES SOBRE A DUREZA DE RESINAS ACRÍLICAS TERMICAMENTE ATIVADAS

ANA JÚLIA DA COSTA LOPES¹, SHEILA RODRIGUES DE SOUSA PORTA², FRANCISCO JOSÉ GUIMARÃES DE FREITAS³.

Resumo: Limpadores podem afetar a base da prótese, comprometendo sua durabilidade. Assim, objetivou-se avaliar, *in vitro*, o efeito da imersão em agentes químicos sobre a dureza da resina acrílica termicamente ativada (RAAT). As imersões simularam uma rotina de higiene de cinco anos. Foram confeccionados 210 corpos de prova em RAAT. O valor da dureza Knoop foi inicialmente determinado para 10 corpos de prova, cujo valor médio foi de 18.32 ± 1.55 (kg/mm²). Os demais corpos de prova foram distribuídos em 05 grupos (n = 40): G1 - imersão em água destilada; G2 - imersão em hipoclorito de sódio (NaOCl) a 0,5%, 3 min/dia; G3 - imersão em NaOCl a 1%, 10 min/semana; G4 - imersão em peróxido (Corega Tabs), 5 min/dia e G5 - imersão em clorexidina a 2%, 15 min/semana. A variável foi mensurada após simulação de 01, 02, 03 e 05 anos de uso do limpador. Em cada um dos momentos de avaliação, 10 corpos de prova de cada um dos grupos foram aleatoriamente escolhidos, e a dureza mensurada em um microdurômetro. Os dados mostraram que a imersão, tanto em água destilada quanto em agentes desinfetantes, alterou significativamente a dureza da RAAT (teste de Tukey, $p < 0,05$), diminuindo-a. Essa alteração foi proporcional ao tempo de imersão. Quando comparados, os cinco grupos analisados não mostraram diferenças significantes nos valores de dureza, nos tempos analisados. Os dados permitem concluir que a RAAT sofre alteração na sua dureza ao sofrer o processo de imersão, independente do agente utilizado. Palavras-chave: prótese total, desinfecção e dureza.

1- Graduanda da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, bolsista do Programa de Iniciação Científica. Av. Pará, nº 1720 - Bloco 4L. Uberlândia-MG. CEP 38405-320. anajc.lopes@gmail.com

2- Professora Doutora do Curso Técnico em Prótese Dentária – Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia. Avenida Amazonas S/N, bloco k, sala 104. Uberlândia- MG. CEP 38400-734. copro@estes.ufu.br

3- Professor Doutor do Curso Técnico em Prótese Dentária – Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia. Avenida Amazonas S/N, bloco k, sala 104. Uberlândia-MG. CEP 38400-734. franciscojgf@yahoo.com.br

Abstract

Denture cleansers may affect physical and mechanical properties of denture base material, compromising its durability. Hence, the aim of this study was to evaluate, *in vitro*, the effect of chemical agents on heat-polymerized acrylic resin hardness. Immersion procedure simulated a hygiene routine of five years. The total number of heat-polymerized acrylic resin specimens was 210. Knoop hardness values were, initially, determined for 10 specimens ($18.32 \pm 1.55 \text{ kg/mm}^2$) by a microhardness tester. The remaining samples were divided into 5 groups ($n = 40$): G1- immersion in distilled water; G2 -immersion in 0.5% sodium hypochlorite (NaOCl) 3 min/day; G3-immersion in 1% NaOCl, 10 min /week; G4- immersion in peroxide (Corega Tabs), 5 min /day and G5-immersion in 2% chlorhexidine, 15 min /week. The variable was measured after simulating 01, 02, 03, and 05 years of use of the cleanser. In each time point, 10 samples of each group were randomly selected, and the hardness measured. The data showed that immersion, both in distilled water and in disinfectants, significantly altered the heat-polymerized acrylic resin hardness (Tukey test, $p < 0.05$), decreasing it. The alteration was proportional to the immersion time. Data collected from the five different groups were compared and showed no significant differences in hardness values. It can be concluded that immersion decreases heat-polymerized acrylic resin hardness, regardless the chemical agent used.

Keywords: denture, disinfection and hardness.

1- Introdução

O material comumente utilizado para a confecção de bases de próteses removíveis é a resina acrílica à base de poli (metil) metacrilato (PMMA), considerada uma resina acrílica ativada termicamente (RAAT)(GLASS *et al.*, 2001; COULTHWAITE & VERRAN, 2007). Este material propicia uma estética satisfatória, possui boa resistência, é de fácil manipulação e de baixo custo (ANUSAVICE, 2005; ABUZAR *et al.*, 2010). Porém, próteses não devidamente polidas ou higienizadas favorecem a adesão de microorganismos, muitos dos quais, patológicos. Aliado a esse fator, pesquisas revelam que a maioria da população usuária de próteses dentárias tem falhado na manutenção da limpeza de suas próteses (SILVA, PARANHOS & ITO, 2002; ANDRUCIOLLI *et al.*, 2004).

A limpeza inadequada das próteses, além de causar comprometimento estético, também favorece o acúmulo de biofilme nos tecidos bucais, fator que acarreta infecções orais como a estomatite protética (candidose), a qual afeta cerca de 65% de usuários de próteses (BUDTZ –JORGENSEN *et al.*, 1975; NIKAWA *et al.*, 2003; WEBB *et al.*, 2005). Além disto, tem sido demonstrada a relação entre bactérias orais e endocardite bacteriana, pneumonia por aspiração, infecção gastrointestinal e doença pulmonar obstrutiva crônica (COULTHWAITE & VERRAN, 2007; VON FRAUNHOFER & LOEWY, 2009). Sendo assim é de responsabilidade do cirurgião-dentista realizar acompanhamento periódico para a orientação aos usuários sobre a higienização das próteses e produtos a serem utilizados.

Muitos usuários de próteses totais (PTs) são idosos e apresentam comprometimentos sistêmicos que os tornam mais suscetíveis às infecções, e, às vezes, dificuldades motoras que comprometem a higienização das próteses (ANDRUCIOLI *et al.*, 2004). Tendo em vista que a escovação mecânica realizada por pessoas com comprometimento motor não produz resultados altamente satisfatórios, considera-se o uso de métodos mecânicos (escovação) associados a métodos químicos (imersão em agentes químicos) de higienização (PARANHOS *et al.*, 2007).

A limpeza da prótese pode ser realizada por métodos mecânicos (escovação) ou imersão em agentes químicos, sendo os melhores resultados obtidos com a associação dos dois métodos (PARANHOS *et al.*, 2007; FELTON *et al.*, 2011). Idealmente, os limpadores de prótese devem ser de fácil manuseio, baixo custo para incentivar seu uso, terem gosto agradável após o uso, não serem tóxicos ao paciente, serem compatíveis com todos os materiais da prótese e efetivos na remoção de manchas, e de depósitos orgânicos e inorgânicos, principalmente, de superfícies rugosas que ficam em contato com os

tecidos. Além disso, devem possuir ação bactericida e fungicida, apresentar compatibilidade com a resina acrílica e não devem promover corrosão ao metal, quando presente na prótese (JAGGER & HARRISON, 1995; SILVA, PARANHOS, ITO, 2002; KAZUO et al., 2008). Os agentes químicos disponíveis comercialmente podem ser hipocloritos, peróxidos, enzimas, ácidos e enxaguantes bucais. Estes variam de acordo com seu modo de ação, concentração, frequência de uso e possíveis efeitos deletérios que podem causar sobre a estrutura das próteses (FELTON et al., 2011). Dentre os efeitos deletérios destacam-se a alteração de cor, aumento da rugosidade superficial e porosidade interna, e perda da resiliência (MALHEIROS SEGUNDO, 2007).

Dentre os métodos químicos, os peróxidos alcalinos são os agentes mais comercializados para higienização de próteses e estão disponíveis na forma de pó e pastilha. Atuam por meio da formação de substâncias alcalinas e liberação de peróxido de hidrogênio em água, agindo de modo eficiente na remoção de pigmentação e do biofilme, sem causar efeitos significativos sobre a dureza e rugosidade superficial da resina (KEYF & GUNGOR, 2003; GARCIA et al., 2004). A efervescência criada pela liberação de oxigênio realiza uma limpeza mecânica na prótese, além disso, a presença de agentes oxidantes ajuda a remover manchas e também possui ação antimicrobiana. (SESMA et al., 2005; SILVA & SEIXAS, 2008; KAZUO et al., 2008).

Os hipocloritos alcalinos são muito utilizados para higienização de próteses, pois possuem ação adstringente ao dissolver mucinas e outras substâncias orgânicas da matriz do biofilme, inibindo a formação e reposição de cálculos (CATÃO et al., 2007). Além disso, os hipocloritos apresentam ação bactericida e fungicida e são considerados bastante eficientes na remoção de manchas leves (ABELSON, 1985). Estão disponíveis em várias concentrações, sendo que em concentrações altas e por longo período de imersão podem clarear a resina acrílica (PERACINI, 2008) ou corroer próteses parciais removíveis constituídas de cromo-cobalto ou aço inoxidável (SILVA & SEIXAS, 2008).

Os enxaguantes bucais, como a clorexidina, o cloreto de cetilpiridínio e triclosan/copolímero, pertencentes à classe de desinfetantes, também são indicados para a higienização das próteses por agirem de forma efetiva sobre a redução do biofilme e promoverem melhoria no quadro clínico de pacientes com estomatite protética (KEYF & GUNGOR, 2003). Ressalta-se, como desvantagem, o fato da clorexidinapoder causar alteração de cor e da superfície da resina acrílica das próteses (FELIPUCCI, 2008).

Considerando que não há um protocolo de higienização de prótese consagrado na literatura (FREITAS FERNANDES, 2010; FELTON et al., 2011), o presente trabalho

propôs verificar, entre produtos utilizados como limpadores de prótese, seu possível efeito sobre a dureza da PMMA ativada termicamente, material constituinte da base da prótese, contribuindo para a elaboração de um protocolo de higienização mais seguro e eficaz, promovendo, assim, maior longevidade das próteses.

2- Metodologia

2.1 Delineamento experimental

Foram confeccionados 210 corpos de prova em resina acrílica ativada termicamente (VIPI Cril Plus, VIPI, Pirassununga, São Paulo, Brasil). O valor da dureza Knoop foi inicialmente determinado para 10 corpos de prova, aleatoriamente escolhidos, antes dos procedimentos de imersão nas soluções-teste. Duzentos corpos de prova foram então distribuídos em 05 grupos (n = 40): G1: imersos em água destilada; G2: imersos em soluções de hipoclorito de sódio (NaOCl) a 0,5%; G3: imersos em NaOCl a 1%; G4: imersos em peróxido (CoregaTabs; Glaxosmithkline Brasil Ltda, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e G5: imersos em clorexidina a 2% ,na frequência e tempos de imersão baseados em achados na literatura e indicados na Tabela 1.

Tabela 1- Procedência, tempos de imersão, frequência e referências quanto ao uso dos limpadores e da água destilada.

Agente químico	Procedência	Tempo de imersão	Frequência	Referência
Água destilada	Laboratório de Análises Clínicas- ESTES/UFU	5 minutos	Diariamente	
NaOCl 0,5%	Solução manipulada	3 minutos	Diariamente	Porta et al., 2013
NaOCl 1%	Solução manipulada	10 minutos	Semanalmente	Altieri et al., 2012
Peróxido	CoregaTabs	5 minutos	Diariamente	Recomendação do fabricante
Clorexidina 2%	Solução manipulada	15 minutos	Semanalmente	SILVA & SEIXAS, 2008.

A água destilada foi utilizada em temperatura ambiente, utilizando o mesmo esquema de imersão em peróxido, que representou o maior tempo de imersão em relação aos demais agentes.

As soluções de hipoclorito de sódio e clorexidina foram utilizadas em temperatura ambiente. As soluções de peróxido foram utilizadas na temperatura de 40°C, recomendada pelo fabricante. As imersões simularam uma rotina de higiene de cinco anos, tempo correspondente à vida útil de próteses removíveis (SILVA, 2003). Entre uma imersão e outra, os corpos de prova foram enxaguados em água corrente por 1 min e secos com lenços de papel. A variável foi mensurada em 05 momentos: antes do início do procedimento de imersão e após simulação de 01, 02, 03 e 05 anos de uso do limpador. Em cada um dos momentos de avaliação, 10 corpos de prova de cada um dos grupos foram aleatoriamente escolhidos, e a dureza mensurada com um microdurômetro (HMV-2000/SHIMADZU, Tokyo, Japão). Os dados obtidos foram avaliados e comparados entre si.

2.2 Confeção dos corpos de prova

2.2.1 Matrizes empregadas

Matrizes confeccionadas em plexiglas e com orifícios de 15 mm de diâmetro e 3,0 mm de espessura foram utilizadas para a obtenção dos corpos de prova.

2.2.2 Enceramento e inclusão dos padrões de cera

Cera rosa sete (Wilson; Polidental Indústria e Comércio Ltda., Cotia, SP, Brasil), fundida, foi utilizada para preencher os orifícios das matrizes para a obtenção dos padrões em cera. Após solidificação da cera (Figura 1- A), os padrões foram removidos das matrizes para inclusão em muflas convencionais (MAC; Artigos Odontológicos e Prótese Ltda., São Paulo, SP, Brasil). A parte interna das muflas foi vaselinada (Chemco Ind. E Com. Ltda, Campinas, SP, Brasil) e a base preenchida com gesso pedra tipo III (Gesso Rio; Orlando Antônio Bussioli – ME, Rio Claro, SP, Brasil), na proporção de 100g/30 mL de água, espatulado a vácuo (Polidental Ind. E Com. Ltda., Brasil) por 40 s. Os padrões em cera foram assentados sobre este gesso e suavemente pressionados em direção ao fundo da base da mufla. Após a cristalização do gesso, uma fina camada de isolante (Isolante VIPI, VIPI, Pirassununga, São Paulo, Brasil) foi aplicada à sua superfície (Figura 1-B). Gesso pedra tipo IV (Durone; Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil) foi utilizado para a moldagem dos padrões em cera, e o preenchimento da contra-mufla foi feito com gesso pedra tipo III (Figura 2-A). As muflas foram mantidas em prensa hidráulica (Protecni; Protecni equipamentos médicos, Araraquara, SP, Brasil), com pressão estabilizada de 0,5 t durante a cristalização do

gesso (60 min) (Figura 2-B).

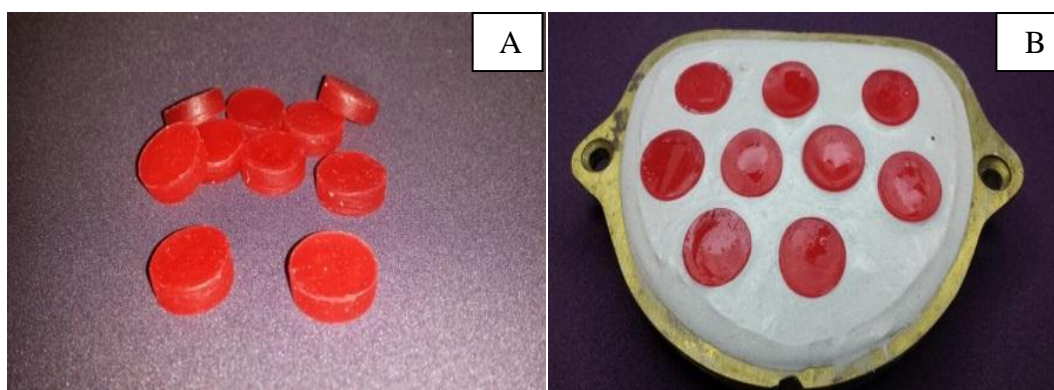


Figura 1. A- Corpos de prova em cera. B- Corpos de prova incluídos em mufla convencional.

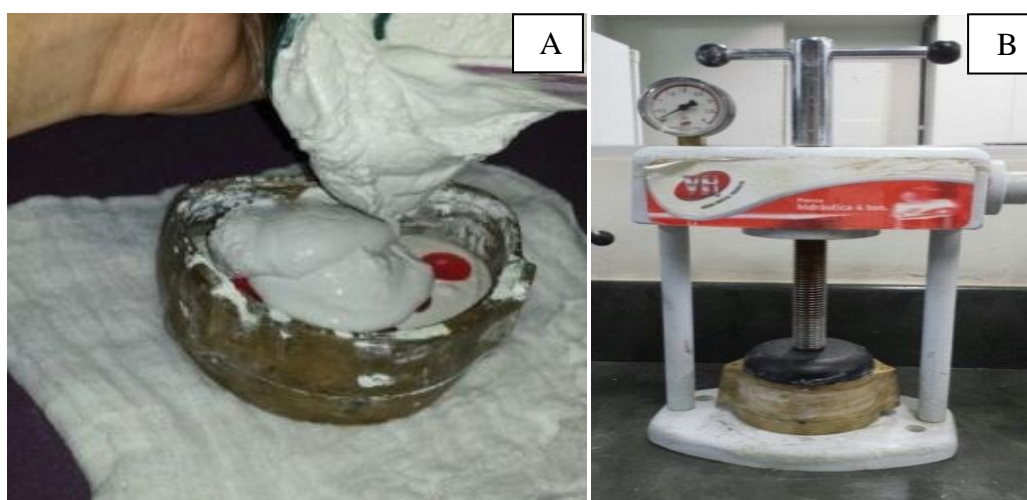


Figura 2. A – Preenchimento da contra-mufla. B – Prensa hidráulica utilizada nos procedimentos de inclusão e prensagem da resina acrílica.

2.2.3 Eliminação da cera, condensação e prensagem da resina acrílica

Após a prensa do gesso, as muflas foram transferidas para um recipiente com água em ebulição, sendo mantidas neste recipiente por 5 min. Decorrido esse tempo, as muflas foram abertas e o molde em gesso lavado com água fervente. Uma camada de isolante (Isolante VIPI, VIPI, Pirassununga, São Paulo, Brasil) foi aplicada à superfície do gesso ainda morno e outra camada aplicada posteriormente, antes da condensação da resina (Figura 3 - A). A massa de resina acrílica, proporcionada e manipulada de acordo com as instruções do fabricante, foi condensada em sua fase plástica, no interior do molde de gesso (Figura 3 - B). A mufla foi levada novamente à prensa hidráulica sob pressão de 1 t sendo mantidas na prensa de bancada por pelo menos 1 h antes da polimerização .

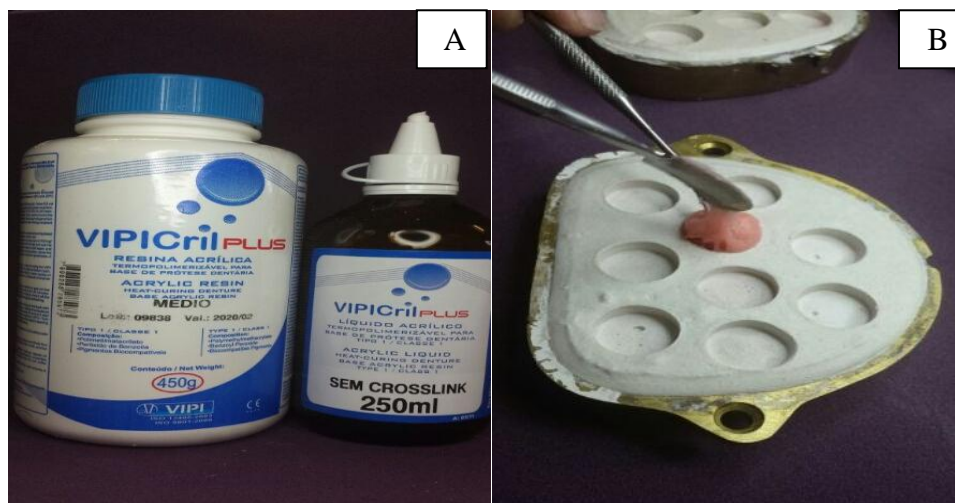


Figura 3. A –Resina VIPI Cril Plus, utilizada para confecção dos corpos. B – Inserção da resina para posterior prensagem.

2.2.4 Polimerização

As muflas foram transferidas para o interior da polimerizadora elétrica (Termocycler T100, Ribeirão Preto, SP, Brasil) na qual permaneceram por 30 min até atingirem a temperatura de 65°C, e mantidas nesta condição por uma hora. Elevou-se então a temperatura, por outros 30 min até atingir 100°C sendo mantida esta temperatura por mais 1 h (ciclo curto de polimerização) (Figura 4 - A) Após a polimerização, as muflas foram deixadas sobre bancada durante 2 h, para resfriamento. Após esse período eram então abertas (Figura 4 - B) e os corpos de prova em resina acrílica retirados.

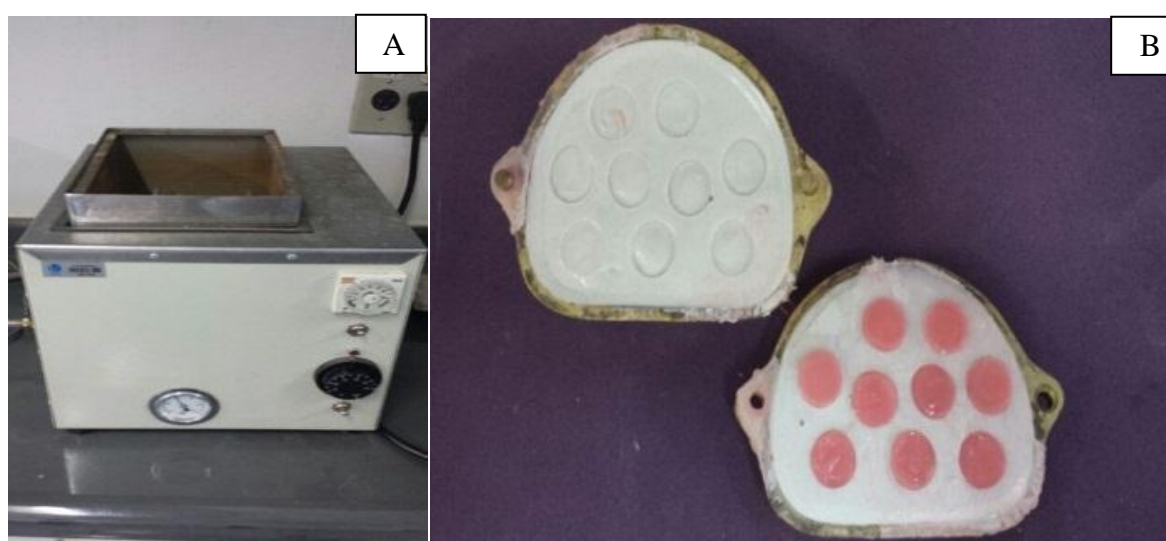


Figura 4. A – Polimerizadora elétrica utilizada para polimerização dos corpos de prova. B- Abertura das muflas para remoção dos corpos de prova.

2.2.5 Acabamento e polimento

Fragmentos de resina foram removidos, dos corpos de prova, com broca carbide de carboneto de tungstênio em forma de pês. O acabamento foi realizado com lixas de óxido de alumínio (lixas d'água) com granulação 600, 800 e 1200, sob-refrigeração, em politriz horizontal (APL-4; AROTEC Indústria e Comércio S/A, Cotia, SP, Brasil) durante 1 min (Figura 5). Foram então limpos com detergente neutro, em aparelho de ultrassom (THORNTON, modelo T7, Inpec Eletrônica Ltda, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 6) e enxaguados em água destilada. As amostras foram então mantidas em água destilada a 37°C, por 48 h, para liberação do monômero residual (Figura 7).

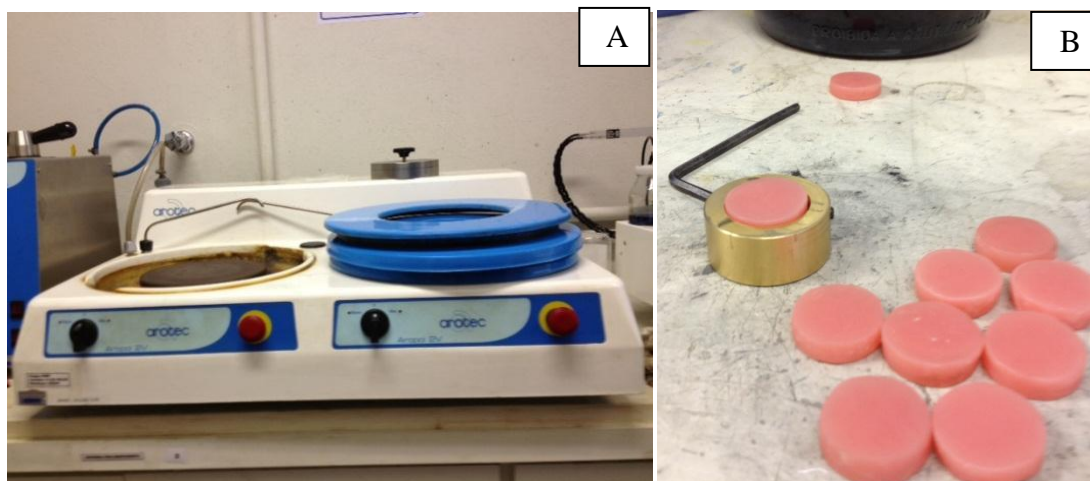


Figura 5. A-Politriz horizontal utilizada para o acabamento dos corpos de prova. B- Dispositivo metálico confeccionado para facilitar o manuseio dos corpos durante o acabamento.



Figura 6. Limpeza dos corpos de prova, em ultrassom, após o procedimento de acabamento.



Figura 7. Os corpos de prova foram mantidos em água destilada, por pelo menos 48 h antes do início dos testes, para eliminação do monômero residual.

2.3 Procedimentos de imersão

Duzentos corpos de prova foram aleatoriamente divididos em 5 grupos (n=40) e imersos em: G1 – água destilada, G2 – hipoclorito de sódio 0,5%, G3 – hipoclorito de sódio 1%, G4 – peróxido (CoregaTabs) e G5: clorexidina 2% nos tempos e frequência indicados na Tabela 1. A imersão em água destilada simulou o período de 5 anos de vida útil da prótese.

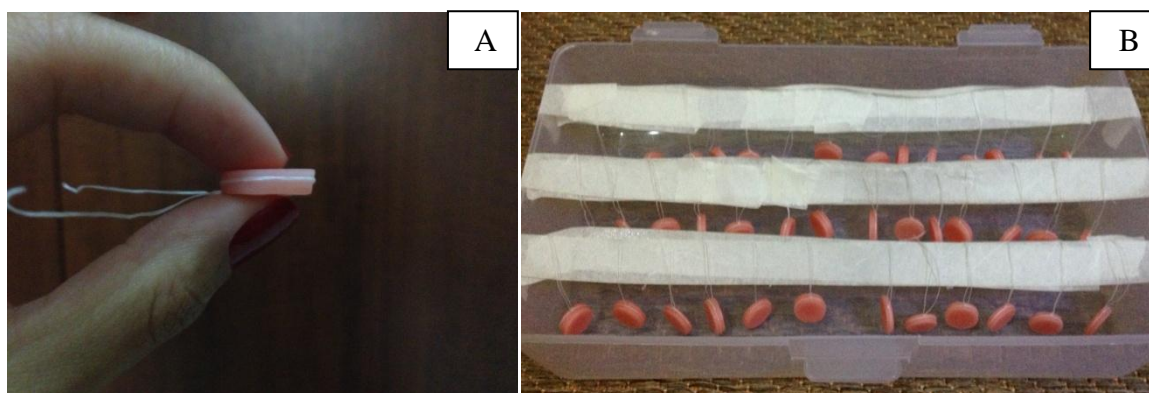


Figura 8. A- Corpo de prova envolvido por fio-dental em sua circunferência. B- Arranjo dos corpos de prova de forma que toda sua superfície fique em contato com a solução.

2.4 Avaliação da dureza

A dureza Knoop foi mensurada em microdurômetro (Figura9), programado para operar com carga de 10g por 30s. Cinco penetrações eram feitas, por vez, no centro da superfície superior do corpo de prova.

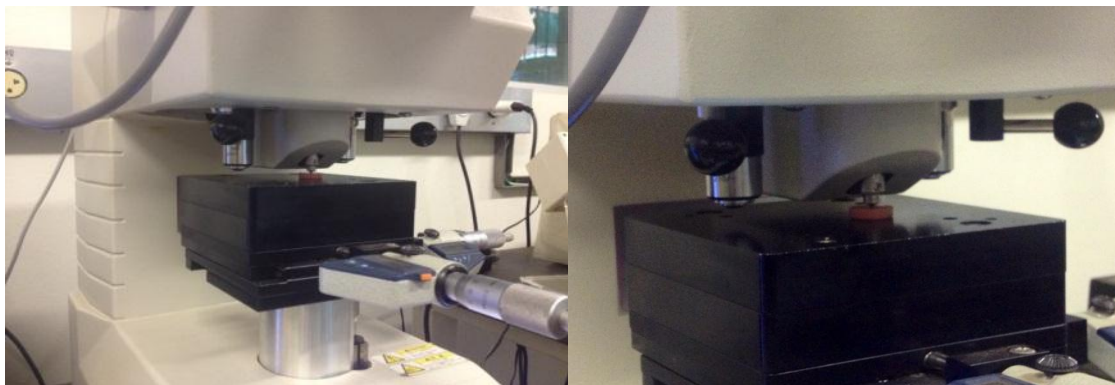


Figura9. Microdurômetro utilizado para mensuração da dureza Knoop.

2.5 Análise Estatística

Os dados foram analisados no programa BioEstat 5.0 considerando um nível de significância de 5%. Uma vez que os dados apresentaram distribuição normal, usou-se Análise de Variância a um critério, seguida pelo teste de Tukey.

3. Resultados

Os 10 corpos de prova que não sofreram imersão apresentaram uma dureza Knoop média de 18.32 ± 1.55 (kg/mm²). Os 200 corpos de prova restantes foram aleatoriamente divididos em 5 grupos (n=40) e imersos em G1 – água destilada, G2 – hipoclorito de sódio 0,5%, G3 – hipoclorito de sódio 1%, G4 – peróxido (CoregaTabs) e G5: clorexidina 2%. Os valores de dureza após os diferentes períodos de imersão podem ser visualizados na Tabela 2. Com relação ao grupo não imerso, todos os demais apresentaram diminuição da dureza, estatisticamente significativa, independente do período de imersão.

Com relação ao fator tempo, todos os grupos apresentaram tendência à redução da dureza na medida em que se prolongou o período de imersão. Após simulação de 3 anos de imersão, todos os grupos apresentaram dureza significativamente menor que após simulação de 1 ano.

As soluções de hipoclorito não apresentaram diferença significativa, com exceção do período de 1 ano de imersão, em que a dureza dos corpos de prova imersos em NaOCl 1% foi significativamente maior que aqueles imersos em 0,5%.

Tabela 02 – Dureza knoop (kg/mm^2) dos diferentes grupos submetidos à imersão (média \pm desvio-padrão; $n = 10$).

GRUPOS	Tempo simulado de imersão (em anos)			
	01	02	03	05
G1	11.37 \pm 0.17 Aa	11.37 \pm 0.14 Aa	11.13 \pm 0.20 Ba	10.90 \pm 0.20 Ca
G2	10.91 \pm 0.65 Ab	10.58 \pm 0.28 Ab	10.20 \pm 0.22 Bb	10.06 \pm 0.13 Bb
G3	12.53 \pm 0.64 Ac	10.76 \pm 0.83 Bab	10.40 \pm 0.44 Bb	9.99 \pm 0.21 Cb
G4	11.77 \pm 0.31 Ad	11.77 \pm 0.25 Ac	11.51 \pm 0.28 Bc	11.07 \pm 0.13 Cc
G5	12.13 \pm 0.33 Ac	11.65 \pm 0.55 Bac	11.25 \pm 0.39 Bac	10.17 \pm 0.31 Cb

Letras maiúsculas diferentes na linha indicam diferença estatística entre os tempos de imersão. Letras minúsculas diferentes na coluna indicam diferença estatística entre os agentes de imersão. Teste de Tukey ($p < 0.05$).

As figuras 9 a 13 ilustram as indentações feitas pelo microdurômetro nos corpos de prova dos diferentes grupos.

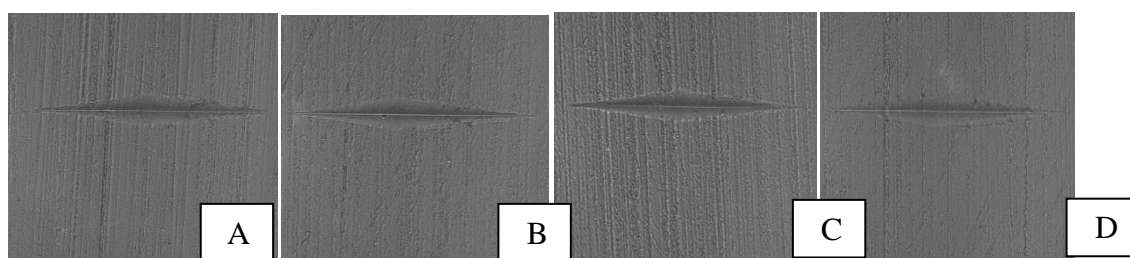


Figura 9. Indentações realizadas em amostras do grupo G1. A- 1 ano de imersão; B- 2 anos de imersão; C- 3 anos de imersão; D- 5 anos de imersão.

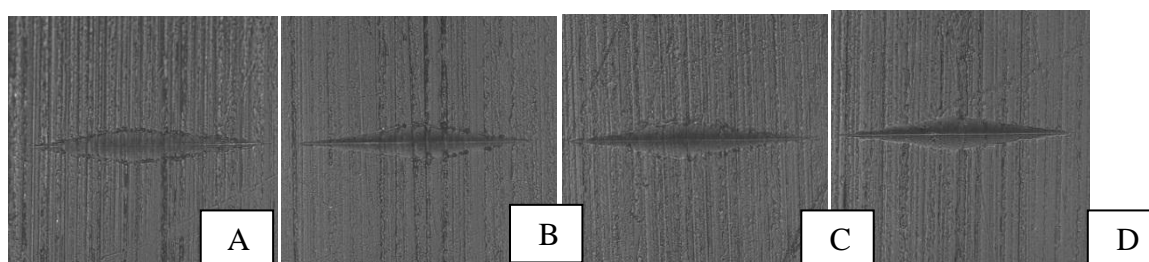


Figura 10. Indentações realizadas em amostras do grupo G2. A- 1 ano de imersão; B- 2 anos de imersão; C- 3 anos de imersão; D- 5 anos de imersão.

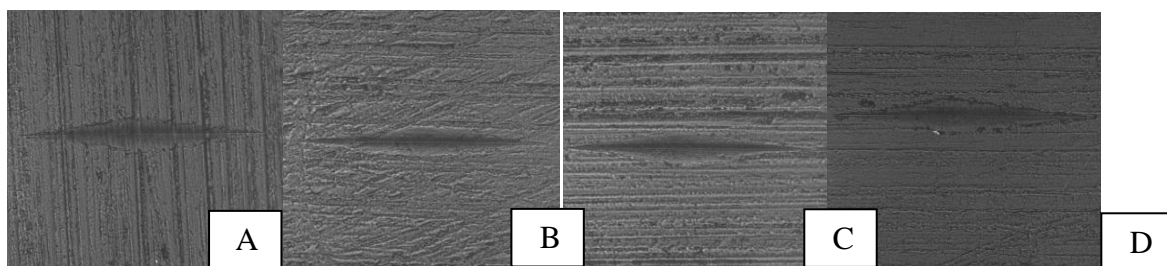


Figura 11. Indentações realizadas em amostras do grupo G3. A- 1 ano de imersão; B- 2 anos de imersão; C- 3 anos de imersão; D- 5 anos de imersão.

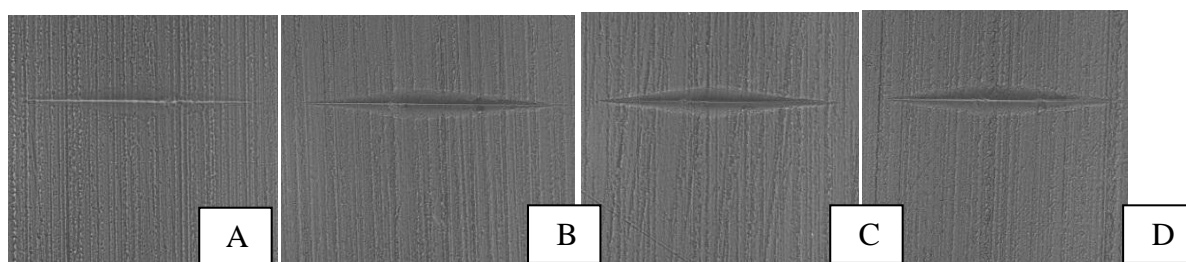


Figura 12. Indentações realizadas em amostras do grupo G4. A- 1 ano de imersão; B- 2 anos de imersão; C- 3 anos de imersão; D- 5 anos de imersão.

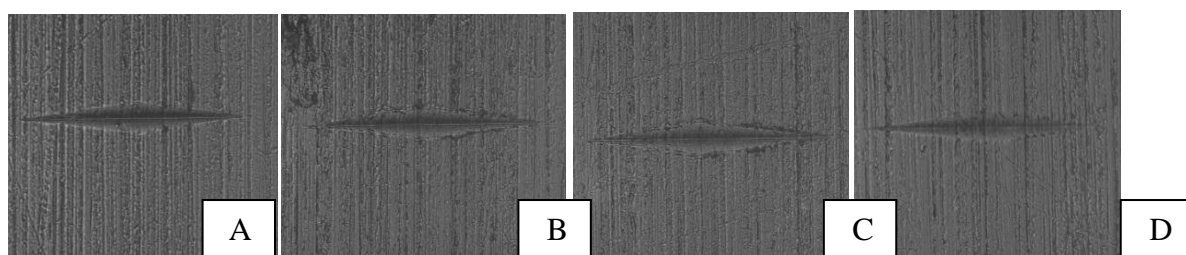


Figura 13. Indentações realizadas em amostras do grupo G5. A- 1 ano de imersão; B- 2 anos de imersão; C- 3 anos de imersão; D- 5 anos de imersão.

4. Discussão

Este estudo avaliou a alteração da dureza da resina à base de polimetilmetacrilatotermpolimerizável, submetida a imersões em água destilada (G1) e diferentes soluções higienizadoras: hipoclorito de sódio (NaOCl) a 0,5% (G2), hipoclorito de sódio (NaOCl) a 1% (G3), peróxido (Coregatabs ;Glaxosmithkline, Rio de Janeiro, Brasil) (G4) e clorexidina 2% (G5), simulando um período total de 5 anos. Não foram encontradas, na literatura pesquisada, análises comparativas do efeito destes quatro limpadores sobre a dureza do material constituinte da prótese ao longo de toda a vida útil da mesma.

Os dados aqui encontrados mostraram que a imersão, tanto em água destilada, quanto em agentes desinfetantes alterou a dureza da resina termopolimerizável, diminuindo-a. Tal diminuição variou de acordo com a solução empregada e o tempo de imersão, no entanto todos os grupos apresentaram dureza significativamente menor após simulação de 03 anos.

Estes dados estão de acordo com Azevedo et al. (2005), que avaliaram o grau de conversão de resinas auto e termopolimerizáveis indiretamente, por meio da mensuração da dureza. Observaram que a dureza das resinas diminuiu após a imersão em água.

Abelson (1985), em uma revisão dos trabalhos sobre limpadores de prótese, publicados no período de 1936 a 1983, observou que as soluções de hipoclorito foram altamente efetivas, mas potencialmente danosas ao material de prótese. Como pode ser observado na Tabela 2, a dureza da resina após imersão em hipoclorito 0,5% e 1% reduziu significativamente. No entanto, esta redução aconteceu também com imersão em água destilada (G1) e as demais soluções testadas. Em um trabalho *in vivo*, Porta et al. (2013) verificaram que a imersão diária da prótese, por 3 minutos, em hipoclorito de sódio 0,5% foi altamente eficaz na redução de biofilme e não promoveu alterações significativas na cor e rugosidade da base das próteses. No entanto, o período de acompanhamento dos pacientes foi de apenas 90 dias.

Eleni et al. (2013) relatam em seus estudos alteração da dureza do polietileno clorado (CPE) e do polidimetilsiloxano (PDMS) após imersões em hipoclorito de sódio a 1%, assim como foi observado no estudo presente. Imersões diárias de cinco minutos foram realizadas em solução de hipoclorito de sódio a 1%, simulando um período de um ano, havendo uma diminuição significativa da dureza principalmente para as amostras de PDMS.

Nikawa et al. (1998) relatam que, ao imergir o peróxido de hidrogênio em água quente (instruções do fabricante), o oxigênio em sua estrutura é decomposto em radicais livres e as moléculas de água são removidas. O oxigênio pode causar um amolecimento químico na superfície da resina por meio de danos às forças interligantes do polímero, causando uma diminuição da dureza da resina acrílica, como foi observado no presente estudo. Estes autores acreditam que o alto conteúdo de peróxido e o nível de oxigenação na solução alcalina, são os fatores danosos para os materiais constituintes da base das próteses totais.

Durkan et al. (2013) realizaram imersões de resina acrílica PMMA em soluções de peróxidos (CO-Corega, PR-Protifix, VA-Valclean) por 20 dias, 15 minutos diariamente. Relataram diminuição da dureza depois de repetidas imersões, independentemente da solução higienizadora empregada. Os resultados de seu trabalho se assemelham, portanto, aos encontrados no presente estudo.

Neppelenbroeketal. (2005) e Machado etal. (2009) relataram em seus estudos uma redução significativa da dureza da resina acrílica PMMA submetida a imersões em solução de perborato de sódio, assim como foi concluído no presente estudo. Tal diminuição pode ocorrer devido à continuidade da reação de polimerização, liberação de monômeros e a combinação destes com radicais livres pela ligação com oxigênio.

O uso da clorexidina como limpador de prótese tem mostrado eficácia microbiológica, mas Abelson etal. (1985) e Keyf e Gungor (2003) alertam para a possibilidade de alterações na superfície da resina.

Para Bettencourt etal. (2011) a exposição a agentes químicos pode levar a alterações permanentes nas propriedades mecânicas da resina acrílica, comprometendo a longevidade das próteses. Propriedades da resina, como resistência à flexão, dureza e biocompatibilidade estão diretamente relacionadas com a resistência do material diante de ocorrências como fraturas por queda ou fadiga (SILVA etal., 2011). No entanto, não foram encontrados, na literatura pesquisada, valores de dureza que sejam considerados clinicamente comprometedores.

Embora os resultados encontrados estejam de acordo com a literatura, este trabalho apresenta limitações por não simular todas as condições bucais, por exemplo, a existência da saliva e as diferentes temperaturas a que a cavidade bucal é submetida. Além disso, a diferença estatística quanto à diminuição da dureza, encontrada entre os diferentes grupos, pode não ser significativa quanto a aspectos clínicos e, portanto, faz-se necessário o desenvolvimento de futuros estudos que se aproximam mais da realidade, ou até mesmo estudos *in vivo*.

5. Conclusão

Apesar das limitações do presente estudo, os dados obtidos ao final de seu desenvolvimento sugerem que a imersão da resina acrílica PMMA em diferentes soluções higienizadoras promove alterações estruturais ao material, ocasionando, assim, diminuição da dureza da resina acrílica. Mais estudos devem ser conduzidos para avaliar se estas alterações são clinicamente significantes.

6. Referências

ABELSON D. C. Denture plaque and denture cleansers: review of literature. **Gerodontics**, Copenhagen, v.1, n.5, p.202-206, oct., 1985.

ABUZAR, M. A. *et al.* Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrilate). **J Oral Sci.**, Nihon, v.52, n.4, p. 577-581, 2010.

ALTIERI, K. A. *et al.* Effectiveness of two disinfectant solutions and microwave irradiation in disinfecting complete dentures contaminated with methicillin-resistant *Staphylococcus aureus*. **JADA**, v.143, n.3, p.270-277, 2012.

ANDRUCIOLI, M.C.; MACEDO, L.D.; PANZERI, H.; LARA, E.H.; PARANHOS, H.F. Comparison of two cleansing pastes for the removal of biofilm from dentures and palatal lesions in patients with atrophic chronic candidiasis. **Braz Dent J.**, v.15, n.3, p. 220-224, 2004.

ANUSAVICE, K. J. **Phillips Materiais Dentários**. 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda, 2005. Cap.22, 764p.

AZEVEDO, A.; MACHADO, A. L.; VERGANI, C. E.; GIAMPAOLO, E. T.; PAVARINA, A. C. Hardness of denture base and hard chair-side reline acrylic resins. **J Appl Oral Sci.**,Bauru, v.13, n.3, p. 291-295, jul-sep., 2005.

BUDTZ -JORGENSEN; E. Stenderup A, Grabowski M. An epidemiologic study of yeasts in elderly denture wearers. **Community Dent Oral Epidemiol**; v. 3; p.115-119, 1975.

COULTHWAITE, L.; VERRAN, J. Potential pathogenic aspects of denture plaque. **Br Dent J.**,London, v.64, n.4, p.180-189, 2007.

DURKAN, R; AYAZ, E. A; BAGIS, B; GURBUZ,A; OZTURK, N; KORKMAZ, F. M. Comparative effects of denture cleansers on physical properties of polyamide and polymethyl methacrylate base polymers. **Dental Materials Journal**; v. 32, n.3 , p.367–375, 2013.

ELENI, P. N.; KROKIDA, K. M.; POLYZOIS, G. L.; GETTLEMAN, L. Effect of different disinfecting procedures on the hardness and color stability of two maxillofacial elastomers over time. **J Appl Oral Sci.**; v. 21, n.3, p.278-83, 2013.

FELIPUCCI, D. N. B.; **Efeito de soluções higienizadoras diárias em ligas de cobalto cromo e resina acrílica termopolimerizável em próteses parciais removíveis.** 2009. 132f. Dissertação (mestrado) - Faculdade de odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

FELTON, D.; COOPER, L.; DUQUM, I.; MINSLEY, G.; GUCKES, A.; HAUG, S.; MEREDITH, P.; SOLIE, C.; AVERY, D.; DEAL CHANDLER, N. Evidence-Based Guidelines for the Care and Maintenance of Complete Dentures: A Publication of the American College of Prosthodontists. **J Prosthodont.**, Philadelphia, v.20, p. S1–S12, feb., 2011.

FREITAS FERNANDES F. S.; PEREIRA-CENCI T.; DA SILVA W. J.; FILHO A. P.; STRAIOTO F. G.; DEL BEL CURY, A. A. Efficacy of denture cleansers on *Candida* spp. biofilm formed on polyamide and polymethyl methacrylate resins. **J Prosthet Dent.**, Saint Louis, v.105, n.1, p.51-58, jan., 2011.

GARCIA, R. C. M. R.; SOUZA JUNIOR, J. A.; RACHED, R. N.; DEL BEL CURY, A. A. Effect of denture cleansers on the surface roughness and hardness of a microwave-cured acrylic resin and dental alloys. **J Prosthodont.**, Philadelphia, v.13, n.3, p.194-199, Sep., 2004.

GLASS, R. T.; BULLARD, J. W.; HADLEY, C. S.; MIX, E. W.; CONRAD, R. S. Partial spectrum of microorganisms found in dentures and possible disease implications. **J Am Osteopath Assoc.**, Trenton, v.101, n.2, p. 92-94, Fev., 2001.

JAGGER, D. C.; HARRISON, A. Denture cleaning - the best approach. **BrDent J.** London, v.178, n.11, p.413-417, 1995.

KAZUO, S.D.; FERREIRA, U.C.S.; JUSTO, K.D.; RYE, O.E.; SHIGUEYUKI, U.E.

Higienização em prótese parcialremovível. **Rev de Odont da Univ Cid de São Paulo**, São Paulo, v. 20, n. 2, p.168-174, 2008.

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

MACHADO, A.L; BRESING, L.C; VERGANI, C.E; DA CRUZ PEREZ, L.E. Hardness and surface roughness of reline and denture base acrylic resins after repeated disinfection procedures. **J Prosthet Dent.**; v.102, p.115-122, 2009.

MALHEIROS –SEGUNDO, A. L.; PISANI, M. X.; PARANHOS, H. F. O.; SOUZA, R. F.; SILVA-LOVATO, C. H. Effect of a denture cleanser on hardness, roughness and tensile bond strength of denture liners. **Braz J Oral Sci.**; v.7, n.26, Julho/Setembro, 2008.

NIKAWA, H; HAMADA, T; YAMAMOTO; T. Denture plaque-pastandrecentconcerns. **J Dent.**; v. 26; p. 299-304, 1998.

NIKAWA, H.; JIN, C.; MAKIHIRA, S; EGUSA, H; HAMADA, T; YAMASHIRO, H. Biofilm formation of *Candida albicans* on the surfaces of deteriorated soft denture lining materials caused by denture cleansers *in vitro*. **J Oral Rehabil.**; v. 30; p. 243-250, 2003.

PARANHOS, H. F. O ; SILVA- LOVATO, C. H. ; SOUZA, R. F ; CRUZ, P. C. ; FREITAS, K. M. ; PERACINI, A.; Effects of mechanical and chemical methods on denture biofilm accumulation. **J Oral Rehabil**; v. 34; p. 606–612, 2007.

PERACINI, A; **Avaliação in vitro da ação do hipoclorito de sódio e pastilhas efervescentes quanto a alteração de cor em resinas termopolimerizáveis e de microondas.**2008. 124f. Dissertação (mestrado) - Faculdade de odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

PORTA, S. R. S.; LUCENA-FERREIRA, S. L.; DA SILVA, W. J.; DEL BEL CURY, A. A. Evaluation of sodium hypochlorite as a denture cleanser: a clinical study. **Gerodontology**. doi:10.1111/ger.12104, 2013.

SILVA, C.H.L.; PARANHOS, H.F.O.; ITO, I.Y. Evidenciadores de biofilme em prótese total: avaliação clínica e antimicrobiana. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v.16, n.3, Julho/Setembro, 2002.

SILVA, R. A. **Durabilidade e eficiência das próteses dentárias fixas e removíveis aspectos legais**. 2003. 121 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2003.

SILVA, R. J.; SEIXAS, Z. A. Materiais e métodos de higienização para próteses removíveis. **Int J Dent Recife**, v.7, n.2, p. 125-132, Abril/Junho, 2008.

VON FRAUNHOFER, J. A.; LOEWY, Z. Factors involved in microbial colonization of oral prostheses. **Gen Dent.**, Chicago, v.57, n.2, p.136-43, Mar/Apr. 2009.

WEBB; B.C., THOMAS; C.J. WHITTLE, T. A 2-year study of Candida-associated denture stomatitis treatment in aged care subjects. **Gerodontology**; v. 22; p.168-176, 2005.