UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

LETÍCIA RESENDE DAVI

Avaliação da cor, corrosão e rugosidade superficial do titânio c.p., ligas metálicas e resina acrílica termopolimerizável sob a ação de soluções higienizadoras

RIBEIRÃO PRETO
2010

LETÍCIA RESENDE DAVI

Avaliação da cor, corrosão e rugosidade superficial do titânio c.p., ligas metálicas e resina acrílica termopolimerizável sob a ação de soluções higienizadoras

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

Área de Concentração: Reabilitação Oral
Orientador: Profª. Drª. Helena de Freitas Oliveira Paranhos

RIBEIRÃO PRETO
2010

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

Davi, Letícia Resende

Avaliação da cor, corrosão e rugosidade superficial do titânio c.p., ligas metálicas e resina acrílica termopolimerizável sob a ação de soluções higienizadoras. Ribeirão Preto, 2010.

100 p.: 36 il.; 30cm

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

Orientador: Paranhos, Helena de Freitas Oliveira

1. Resina acrílica. 2. Titânio comercialmente puro.
3. Ligas de níquel-cromo. 4. Higienizadores.

LETÍCIA RESENDE DAVI

Avaliação da cor, corrosão e rugosidade superficial do titânio c.p., ligas metálicas e resina acrílica termopolimerizável sob a ação de soluções higienizadoras.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor em Reabilitação Oral, junto ao Departamento de Materiais Dentários e Prótese.

Aprovado em: ___/___/ 2010

Banca examinadora

Prof.(a) Dr.(a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

“Cumpri vossa tarefa antes
que o tempo passe. E no
devido tempo Ele vos
dará a recompensa.”
Eclesiástico 51,30

À Deus,

que sempre iluminou e guiou os meus caminhos, me dando coragem para seguir adiante sem desanimar. Minha fonte de vida e alegria...

Aos meus amados pais, Valter e Renilda,

que não mediram esforços para estarem ao meu lado, apoiaram e acreditaram na conquista deste sonho. Vocês são responsáveis pela minha formação moral e intelectual, conduzindo-me pelos preceitos de idoneidade, solidariedade e acima de tudo respeito pelo ser humano. Agradeço de coração pelo amor, confiança e compreensão em todos os momentos da minha vida. E principalmente pelo carinho e cuidado com a Isadora, minha eterna gratidão...

Ao meu querido irmão, Marcel,

que trouxe alegrias infinitas com seu jeito especial de ser. Obrigada pela amizade, carinho e motivação que foram essenciais na minha vida. A saudade dos momentos felizes ficará sempre no meu coração...

Ao meu amado esposo, Ricardo,

por sua compreensão, amizade e paciência. Pelo amor incondicional e incentivo nesta trajetória desde o princípio. Sem o seu companheirismo a concretização do doutorado seria impossível. Agradeço a Deus pela felicidade de juntos construirmos nossa família. Meu eterno amor...

À minha princesinha, Isadora,

que inunda meu coração de alegria com seu sorriso. Você foi meu melhor presente durante a realização do doutorado. Tenho certeza que todos estes dias de ausência serão recompensados com muita diversão. Te amo!

Aos meus sogros, Luzia e João, e minhas cunhadas, Ana Carolina e Paula Maria,

pelo carinho e compreensão na realização do doutorado. Obrigada pelo incentivo a mim dispensado e pelo carinho e cuidado com a Isadora, em todos os momentos.

À Ronilda,

por seu carinho e apoio necessários para a realização do doutorado. Obrigada pela compreensão nos momentos de ausência e pelo carinho e cuidado com a Isadora.

À minha família,

que me deram atenção, carinho e acreditaram em mais esta conquista. Na minha memória sempre, meus avós, Avelina e José Davi, Ermelinda e Mário, que sempre me acolheram de maneira especial. Meus padrinhos, tios e primos, muito obrigada pelo apoio sem fim.

Aos meus eternos amigos,

Como dizia meu irmão: “Amigo é o irmão que a gente escolhe.” A cada um que escolhi como meu amigo e que me acompanhou nestes anos de doutorado, minha eterna gratidão!

A TODOS VOCÊS, DEDICO ESTE TRABALHO.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

“Um mestre funciona como
um agente catalisador,
cuja simples presença
estimula...”
Osho

Algumas pessoas marcam a nossa vida para sempre, umas ajudam desde o início da construção do nosso futuro, outras nos apresentam projetos de sonhos e outras ainda nos desafiam a construí-lo.

Agradeço especialmente,

À Profª. Drª. Helena de Freitas Oliveira Paranhos,

Por ter me acolhido e confiado em meu trabalho. Muito obrigada pelos ensinamentos e orientação em todos os momentos em que precisei de sua ajuda, sou muito grata por tudo. Seu apoio, exemplo, dedicação e amizade foram essenciais na realização deste sonho. Obrigada por contribuir em minha formação pessoal e profissional, e pela compreensão nos momentos de ausência. Minha eterna gratidão...

AGRADECIMENTOS

“O valor das coisas não está no tempo
em que elas duram, mas na intensidade
com que acontecem. Por isso existem
momentos inesquecíveis, coisas
inexplicáveis e pessoas
incomparáveis.”
Fernando Pessoa

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto**, seus docentes e funcionários.

Ao **Programa de Pós-Graduação da FORP**, que por meio dos professores me formou para a academia e a pesquisa.

À **Profª. Drª. Cláudia Helena Lovato da Silva**, pelo carinho e amizade que sempre deixou transparecer. Sua dedicação aos alunos e aos pacientes é um exemplo a ser seguido. Muito obrigada pelas experiências divididas.

Ao **Prof. Dr. Raphael Freitas de Souza**, pela amizade e ensinamento científico que contribuíram para o meu crescimento profissional. Obrigada pelas aulas de estatística que sempre me ajudaram.

Ao **Profª. Drª. Valéria Oliveira Pagnano de Souza**, por compartilhar suas idéias e esclarecer dúvidas pertinentes à realização deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon** pela oportunidade, confiança e carinho no desenvolvimento do projeto.

À Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, **Profª. Drª. Iara Augusta Orsi**, por disponibilizar os materiais e equipamentos necessários para este trabalho.

À pós-graduanda **Daniela Felipucci**, que esteve ao meu lado desde o envio do projeto de pesquisa. Foram muitos os momentos de alegria com a realização da pesquisa.

À pós-graduanda **Amanda Peracini**, pela ajuda e convivência desde o início do doutorado, dividindo seu conhecimento para a escrita do meu projeto de pesquisa.

Aos amigos **Alessandra Azevedo e Rômulo Rocha,** pela convivência, amizade e companheirismo nos momentos em que eu estava longe da família.

Aos amigos **Clébio Domingues, Tânia Borges e Juliana Bizinotto**, pela amizade e alegrias divididas todos estes anos de estrada.

Aos queridos **colegas e amigos de Pós-Graduação** que conquistei ao longo deste tempo e que tornaram este processo mais agradável e divertido. Obrigada por me enriquecer com seus conhecimentos e experiências.

Aos técnicos de laboratório **Eduardo e Fernando** pelo suporte técnico durante a realização desta pesquisa.

Ao técnico **José de Godoi Filho** pela convivência e carinho, auxiliando em cada etapa laboratorial deste trabalho.

Ao técnico **Luiz Sérgio Soares** por toda a atenção na fase de planejamento deste trabalho.

À técnica **Ana Paula Macedo** pela fundamental ajuda durante as leituras de estabilidade de cor e rugosidade.

Aos técnicos **Edson Volta e Ricardo de Souza Antunes** pelo auxílio no desenvolvimento da pesquisa.

Ao **Prof. Dr. Fernando Barbosa** pela ajuda nos ensaios de liberação de íons.

Às secretárias do Departamento de Materiais Dentários, **Regiane Damasceno Tirado** e **Ana Paula Xavier**, pelo convívio e disponibilidade que sempre me ajudaram.

Às secretárias da Seção de Pós-Graduação, **Regiane Moi** e **Isabel Sola,** pela presteza.

À **CAPES** pela bolsa de Doutorado concedida.

Muito obrigada!

RESUMO

"É graça divina começar bem. Graça maior persistir na caminhada certa. Mas graça das graças é não desistir nunca."

Dom Hélder Câmara

RESUMO

DAVI, L.R. **Avaliação da cor, corrosão e rugosidade superficial do titânio c.p., ligas metálicas e resina acrílica termopolimerizável sob a ação de soluções higienizadoras diárias.** 2010. 100f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2010.

A higienização das próteses parciais ou totais removíveis é fundamental para a durabilidade do tratamento e prevenção de patologias orais. O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito de agentes higienizadores de prótese na cor, corrosão e rugosidade superficial do titânio c.p., ligas metálicas e resina acrílica termopolimerizável, simulando um período de 180 dias de higienização. Espécimes em formato de discos (12 mm x 3 mm) foram confeccionados em: titânio comercialmente puro (Tritan - Ti c.p.), liga de níquel-cromo-molibdênio-titânio (Vi-Star), liga de níquel-cromo (Fit Cast-SB Plus) e liga de níquel-cromo-berílio (Fit Cast-V). Cada disco fundido foi incluído em mufla previamente preparada por matrizes retangulares de teflon (38 mm x 18 mm x 4 mm), incorporando-se o disco metálico à resina acrílica termopolimerizável. Os corpos-de-prova (n=5) foram imersos em soluções dos agentes higienizadores: hipoclorito de sódio a 0,05%, Periogard, Cepacol, pastilha Corega Tabs, pastilha Medical Interporous e pastilha Polident 3 Minute. Como controle, foi utilizada a água deionizada. Foram realizados ensaios de estabilidade de cor por meio de espectrocolorímetro (Color-guide 45/0), resistência à corrosão por meio da análise visual da presença de manchas no metal e análise da alteração de massa (balança eletrônica analítica), e rugosidade superficial por meio de rugosímetro (Surftest SJ-201P). Além disso, foi realizada análise quantitativa de liberação de íons metálicos por meio de espectrometria de massa com plasma indutivamente acoplado (ICP-MS - ELAN DRC II). Os resultados de estabilidade de cor, alteração de massa e rugosidade foram submetidos à ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$). Quanto à estabilidade de cor da resina acrílica termopolimerizável (ΔE), houve diferença estatisticamente significante entre o titânio c.p. e as ligas. A resina associada ao Ti c.p. apresentou menor alteração de cor, enquanto que a resina associada à Fit Cast-SB Plus apresentou a maior alteração de cor ($1,33 \pm 1,11$ e $5,06 \pm 1,96$, respectivamente). Com relação à presença de manchas no metal, o hipoclorito de sódio causou manchamento nos espécimes das ligas Vi-Star e Fit Cast-V. Quando avaliada a alteração de massa (g), o Cepacol e a pastilha Corega Tabs propiciaram maior perda de massa. Entre os metais, a amostra do Ti c.p. apresentou maior perda de massa. Quanto à rugosidade (Ra, μm) da resina, o Cepacol causou maior rugosidade, enquanto que a pastilha Corega Tabs e o Periogard propiciaram maior lisura no corpo-de-prova. A resina associada ao Ti c.p. e ao Fit Cast-SB Plus apresentaram maior rugosidade. Quanto à rugosidade do metal, os produtos de imersão não influenciaram nos resultados, mas a liga Fit Cast-SB Plus apresentou maior rugosidade após a imersão. A liberação de íons mais expressiva foi constatada nas ligas Vi-Star e Fit Cast-V após a imersão na pastilha Medical Interporous. Pode-se concluir que as ligas Vi-Star e Fit Cast-V podem ser consideradas seguras para a confecção de aparelhos protéticos removíveis, mas com a condição de não utilizar o hipoclorito de sódio a 0,05% ou a pastilha Medical Interporous para a higienização, pois causaram corrosão e maior liberação de íons, respectivamente.

Palavras-chave: Prótese removível. Higienizadores de prótese. Titânio comercialmente puro. Ligas de níquel-cromo. Resina acrílica termopolimerizável.

ABSTRACT

"If I have the belief that I can do it,
I shall surely acquire the capacity
to do it even if I may not have it
at the beginning."
Mahatma Gandhi

ABSTRACT

DAVI, L.R. **Color, corrosion and surface roughness evaluation of titanium c.p., alloys and heat-polymerized acrylic resin under the action of daily hygiene solutions.** 2010. 100f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2010.

The hygiene care of the removable partial and complete dentures is required for the longevity of the treatment and prevention of oral diseases. The aim of this study was to evaluate the effect of denture cleansers on color, corrosion and surface roughness of the commercially pure titanium, metal alloys and heat-polymerized acrylic resin, simulating a period of 180 days of hygiene. Disk-shaped specimens (12 mm x 3 mm) had been fabricated with commercially pure titanium (Tritan - Ti c.p.), nickel-chromium-molybdenum-titanium alloy (Vi-Star), nickel-chromium alloy (Fit Cast-SB Plus) and nickel-chromium-beryllium alloy (Fit Cast-V). Each cast disc was invested in the flasks previously prepared by Teflon rectangular matrices (38 mm x 18 mm x 4 mm), incorporating the metal disk to the heat-polymerized acrylic resin. The specimens (n= 5) had been immersed in the solutions: sodium hypochlorite 0.05%, Periogard, Cepacol, Corega Tabs, Medical Interporous and Polident 3 Minute. As a control, it was used deionized water. It was accomplished assays of color stability by means of a colorimeter (Color-guide 45/0), corrosion resistance by means of visual analysis of tarnishes on the metal and mass alteration analysis (analytical electronic balance), and surface roughness by means of a surface analyzer (Surftest SJ-201P). Besides, the quantitative analysis of metal ions release was accomplished by means of inductively coupled plasma mass spectrometry (ICP-MS - ELAN DRC II). Color stability, mass alteration and roughness results were submitted to ANOVA and Tukey test ($p<0.05$). Considering the color stability of the heat-polymerized acrylic resin (ΔE), there were statistically significant difference between the titanium c.p. and the alloys. The resin associated with the Ti c.p. showed lesser color alteration, whereas the resin associated with Fit Cast-SB Plus showed the higher color alteration (1,33 ± 1,11 e 5,06 ± 1,96, respectively). In relation to the presence of tarnishes on the metals, the sodium hypochlorite caused tarnishes on specimens of the Vi-Star and Fit Cast-V alloys. When evaluated the mass alteration (g), Cepacol and Corega Tabs propitiated higher weight loss. Between the metals, the Ti c.p. samples showed greater weight loss. Considering the resin roughness (Ra, µm), Cepacol caused higher roughness, whereas Corega Tabs and Periogard propitiated greater smoothness on the specimens. The resin associated with the Ti c.p. and Fit Cast-SB Plus showed higher roughness. Considering the metal roughness, the immersion products did not influence on the results, but the Fit Cast-SB Plus showed greater roughness after immersion. The ionic release most significant was with the Vi-Star and Fit Cast-V alloys after immersion in Medical Interporous. It could be concluded that the Vi-Star and Fit Cast-V alloys can be considered safe for removable prosthesis finish, but with the condition of do not use sodium hypochlorite 0.05% or Medical Interporous tablet for hygiene, because they caused corrosion and greater ionic release, respectively.

Key Words: Removable prosthesis. Denture cleansers. Commercially pure titanium. Nickel-Chromium alloys. Heat-polymerized acrylic resin.

SUMÁRIO

“O rio atinge seus objetivos
porque aprende a contornar
seus obstáculos.”
Anônimo

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO 19
2. REVISÃO DA LITERATURA 25
2.1. Efeitos deletérios dos higienizadores químicos 25
3. PROPOSIÇÃO 45
4. MATERIAL E MÉTODO 47
4.1. METAL E LIGAS METÁLICAS 47
4.2. AGENTES HIGIENIZADORES DE IMERSÃO 48
4.3. CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA 50
4.3.1. Obtenção dos padrões em cera 50
4.3.2. Inclusão dos padrões em cera 50
4.3.3. Fundição dos discos 52
4.3.4. Acabamento e polimento dos discos metálicos 54
4.3.5. Inclusão dos discos metálicos em resina acrílica termopolimerizável 54
4.3.6. Acabamento e polimento dos corpos-de-prova 57
4.4. IMERSÃO DOS CORPOS-DE-PROVA EM SOLUÇÕES HIGIENIZADORAS 59
4.5. ENSAIOS 61
4.5.1. Estabilidade de cor da resina acrílica 61
4.5.2. Manchamento superficial do metal 62
4.5.3. Alteração de massa 63
4.5.4. Rugosidade superficial 63
4.5.5. Espectrometria de massa com Plasma Indutivamente Acoplado 64
4.6. ANÁLISE ESTATÍSTICA 66
5. RESULTADOS 68
5.1. ESTABILIDADE DE COR DA RESINA ACRÍLICA 68
5.2. MANCHAMENTO SUPERFICIAL DO METAL 70
5.3. ALTERAÇÃO DE MASSA 71
5.4. RUGOSIDADE SUPERFICIAL 73
5.4.1. RESINA 73
5.4.2. METAL 74
5.5. ESPECTROMETRIA DE MASSA COM PLASMA INDUTIVAMENTE ACOPLADO – ICP-MS 75
6. DISCUSSÃO 79
7. CONCLUSÕES 88
REFERÊNCIAS 90

INTRODUÇÃO

"É melhor tentar e falhar,
que preocupar-se e ver a vida passar;
é melhor tentar, ainda que em vão,
que sentar-se fazendo nada até o final.
Eu prefiro na chuva caminhar,
que em dias tristes em casa me esconder.
Prefiro ser feliz, embora louco,
que em conformidade viver ..."
Martin Luther King

1. INTRODUÇÃO

O número de casos de desdentados totais ou parciais é ainda grande nos dias atuais e a reabilitação destes pacientes com próteses removíveis é freqüente, restabelecendo estética, fonética e mastigação. Um dos fatores que contribuem para o sucesso da reabilitação e a prevenção de patologias orais é a correta higienização dos aparelhos protéticos. A má higiene da cavidade oral e a utilização de técnicas ineficazes na remoção do biofilme aderido à superfície das próteses removíveis podem resultar em inflamação da mucosa oral (SHAY, 2000). Dentre as patologias, a Candídiase Atrófica Crônica (estomatite protética) é a lesão bucal mais comumente observada em usuários de próteses removíveis (COELHO; SOUSA; DARÉ, 2004; MARCHINI et al., 2004; RAMAGE et al., 2004; WEBB et al., 1998b), sendo o biofilme o principal fator etiológico desta patologia (BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; NIKAWA; HAMADA; YAMAMOTO, 1998; SESMA et al., 1999).

Os estudos têm demonstrado que os pacientes usuários de próteses totais removíveis apresentam higiene precária (KULAK-OZKAN; KAZAZOGLU; ARIKAN, 2002; PIRES et al., 2002). Isto pode ser devido à falta de orientação adequada (DIKBAS; KOKSAL; CALIKKOCAOGLU, 2006; HOAD-REDDICK; GRANT; GRIFFITHS, 1990), às características anatômicas das próteses, à diminuição da destreza manual dos pacientes (DILLS et al., 1988; KULAK-OZKAN; KAZAZOGLU; ARIKAN, 2002), à ineficácia dos produtos para limpeza das próteses (BUDTZ-JØRGENSEN, 1979) e ainda, à falta de materiais específicos para higiene de próteses no mercado brasileiro. Diante disto, o maior desafio do cirurgião-dentista é motivar o paciente para uma efetiva higiene e manutenção do controle de infecção, para assim garantir o sucesso e longevidade da reabilitação oral.

O biofilme da prótese total é definido como uma camada microbiana densa formada por microrganismos e seus produtos metabólicos, sendo constituído por mais de 10^{11} microrganismos por grama em peso seco (NIKAWA; HAMADA; YAMAMOTO, 1998). Com a presença do biofilme, os microorganismos presentes, especialmente *Candida albicans*, iniciam a colonização e tornam o biofilme patogênico (NIKAWA; HAMADA; YAMAMOTO, 1998, SESMA et al., 1999), podendo ser prejudicial tanto à mucosa oral, como a saúde geral do paciente, causando infecções locais ou sistêmicas que, em determinadas ocasiões, podem apresentar complicações (NIKAWA; HAMADA; YAMAMOTO, 1998). Portanto, é necessário um controle efetivo do biofilme com uma higienização adequada da prótese, pois a aderência de microrganismos e resíduos é favorecida

por superfícies irregulares e rugosas (AUGSBURGER; ELAHI, 1982; SHAY, 2000), que reduzem a atividade dos agentes de limpeza (JAGGER et al., 2002).

Diversos métodos de higienização têm sido avaliados quanto à efetividade e efeitos deletérios nos materiais constituintes das próteses. O produto ideal deve ser de fácil manuseio; efetivo na remoção dos depósitos orgânicos, inorgânicos e manchas; bactericida e fungicida; não tóxico ao paciente; não deletério aos materiais constituintes do aparelho e de baixo custo (ABELSON, 1985; BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; JAGGER; HARRISON, 1995; SESMA et al., 1999; SHEEN, HARRISON, 2000). Vários agentes são indicados para a remoção do biofilme, sendo classificados em mecânicos e químicos (BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; JAGGER; HARRISON, 1995; KENG; LIM, 1996; POLYZOIS, 1983). Os métodos mecânicos são compreendidos por escovação e tratamento ultra-sônico. Métodos químicos, de acordo com sua composição e mecanismo de ação, são classificados em hipocloritos alcalinos, peróxidos, peróxidos neutros com enzimas, enzimas, ácidos, drogas brutas, detergentes, e enxaguatórios bucais (NIKAWA et al., 1999). Tais agentes químicos podem ser utilizados isoladamente ou combinados com a escovação, sendo esta última opção rotineiramente recomendada (AUGSBURGER; ELAHI, 1982; GORNITSKY et al. 2002; SHEEN; HARRISON, 2000).

A higienização pelo método químico consiste na imersão do aparelho em soluções com ação solvente, detergente, bactericida e fungicida (CHAN et al., 1991; DILLS et al., 1988; NIKAWA et al., 1999; PARANHOS et al., 2007; SHAY, 2000). Apresenta vantagens como efetividade de limpeza, ausência de abrasão e simplicidade de uso (ABERE, 1979). Como principais desvantagens, podem ser citadas a possibilidade de clareamento da resina acrílica, a corrosão de componentes metálicos e o alto custo dos produtos no mercado (ABELSON, 1985; ABERE, 1979; MCNEME; VON GONTEN; WOOLSEY, 1991; ROBINSON; MCCABE; STORER, 1985; ÜNLÜ; ALTAY; SAHMALI, 1996). Existem duas classes principais de higienizadores de imersão: os hipocloritos alcalinos e os peróxidos alcalinos (ABELSON, 1981; SHAY, 2000).

O hipoclorito tem sido sugerido como método efetivo na dissolução da matriz orgânica na qual se forma o cálculo (ABERE, 1979; BUDTZ-JØRGENSEN, 1979). É um agente bactericida e fungicida (ABELSON, 1985; BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; WEBB et al., 1995). A recomendação do uso de soluções alvejantes domésticas diluídas para higienização e esterilização de próteses acrílicas é comum (JAGGER; HARRISON, 1995; NIKAWA et al., 1999; SHAY, 2000). Tem sido sugerido que a imersão noturna consiste em um método efetivo na higienização de próteses (BASSON; QUICK; THOMAS, 1992; BUDTZ-

JØRGENSEN, 1979), porém, estudos clínicos randomizados a este respeito não têm sido amplamente relatados na literatura. A grande desvantagem é que essa substância pode provocar clareamento da resina acrílica e corrosão de componentes metálicos de próteses removíveis (BACKENSTOSE; WELLS, 1977; BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; JAGGER et al., 2002), dependendo de sua concentração e do tempo de imersão (LACERDA, 1998; McNEME et al., 1991). Um guia para controle de infecção nos consultórios e laboratórios odontológicos foi publicado na JADA (COUNCIL ON DENTAL THERAPEUTICS. COUNCIL ON PROSTHETIC SERVICES AND DENTAL LABORATORY RELATIONS, 1985) e recomenda a diluição de 1 parte de hipoclorito de sódio a 5,25% para 10 partes de água, resultando em uma solução a 0,5%, com imersão de 10 a 30 minutos.

As pastilhas efervescentes para higienização diária das próteses são amplamente divulgadas. Parecem ser efetivos em biofilme e cálculos recém formados, sendo pouco eficazes em depósitos pesados. Também removem manchas e são agentes antibacterianos (ABELSON, 1985; NEILL, 1968). Constituem-se em método popular, e, embora seja sugerido a ausência de danos à resina acrílica (JAGGER; HARRISON, 1995), estudos têm mostrado a ocorrência de clareamento após o uso desses produtos (PURNAVEJA et al., 1982; UNLÜ; ALTAY; SAHMALI, 1996), sendo importante o desenvolvimento de estudos de alteração de cor. Fatores como temperatura da água (ARAB; NEWTON; LLOYD, 1988, 1989; CRAWFORD et al., 1986; DEVLIN, KAUSHIK, 2005; ROBINSON; MCCABE; STORER, 1987), tempo de imersão (MA; JOHNSON; GORDON, 1997; MCNEME; VON GONTEN; WOOLSEY, 1991; POLYZOIS et al., 1997) e seguimento das instruções do fabricante (SATO et al., 2005) são considerados críticos, sendo que algumas vezes é necessária a substituição de próteses devido ao uso indevido de métodos de higiene pelo paciente (JAGGER; HARRISON, 1995). Estes higienizadores comerciais contendo peróxido de hidrogênio podem ser mais efetivos na limpeza de próteses removíveis sem afetar a dureza e rugosidade superficial da resina ou das ligas metálicas (GARCIA et al., 2004; KEYF; GÜNGÖR, 2003).

Os enxaguatórios bucais antimicrobianos também são indicados como higienizadores de próteses (NIKAWA et al., 1999; SHAY, 2000). André et al. (1997) relataram efetividade do Cepacol, Plax e Periogard frente à cepas de *S. mutans* provenientes de biofilmes de próteses totais. O gluconato de clorexidina, cloreto de cetilpiridínio e triclosan/copolímero inibem a formação do biofilme, mas falta efetividade contra biofilmes maduros com *Candida albicans,* a menos que seja acompanhado com escovação ou outra ruptura mecânica (SREENIVASAN et al., 2004). Estudos sugerem a eficácia antimicrobiana da clorexidina,

porém há a possibilidade de causar descoloração da resina da prótese (ABELSON, 1985; BUDTZ-JØRGENSEN, 1979).

Em algumas situações, as ligas metálicas têm sido utilizadas para reforçar as bases de próteses totais removíveis (PEREZOUS et al., 2006) e overdentures sobre dentes e sobre implantes (ZWETCHKENBAUM; OH, 2007). As ligas de níquel-cromo surgiram com a substituição das ligas áuricas por ligas de baixo custo e de menor peso específico. O desenvolvimento destas ligas estimulou a melhora das propriedades físicas, tais como a resistência mecânica, dureza e resistência à corrosão. O molibdênio e o titânio presentes nestas ligas aumentam a resistência à corrosão (MORRIS et al., 1992).

O processo de fundição do titânio e fabricação de infra-estruturas de próteses parciais removíveis tem sido aprimorado devido às diversas vantagens da liga, tais como, biocompatibilidade, resistência à corrosão, baixo peso específico, baixo módulo de elasticidade, baixa condutividade térmica, alta resistência mecânica (KÖNÖNEN et al., 1995; MORI et al., 1997; WAKABAYASHI; AI, 1997; WANG; FENTON, 1996), além de ótima aceitação pelos usuários por ser mais confortável, leve, lisa e retentiva (THOMAS; LECHNER; MORI, 1997). A partir dos estudos do titânio comercialmente puro houve o desenvolvimento de ligas de titânio para fundição de infra-estruturas de próteses parciais e totais removíveis (WANG; FENTON, 1996). Apesar de todas as vantagens, foram relatados casos de manchamento nas armações metálicas fundidas com a liga de titânio (SUTTON; ROGERS, 2001; WAKABAYASHI; AI, 1997), bem como a ocorrência de corrosão por pite nesta mesma liga e no titânio comercialmente puro após imersão em saliva artificial com flúor (ZAVANELLI et al., 2000). Alterações superficiais também foram encontradas em titânio comercialmente puro fundido quando imerso em solução de hipoclorito de sódio a 2% por 5 minutos ou em solução de higienizador efervescente à base de perborato de sódio e oxigênio ativo por 5 minutos (RIBEIRO, 2006).

As irregularidades de superfície e porosidades internas de materiais restauradores oferecem nichos favoráveis às colônias microbianas (BERGER; EWOLDSEN, 2006; GLASS et al., 2004; JAGGER et al., 2002; NIKAWA et al., 2003). As propriedades de superfície dos materiais odontológicos, dentre elas a rugosidade superficial, é de grande relevância clínica, pois pode afetar o acúmulo de biofilme e o manchamento superficial (BERGER et al., 2006; GLASS et al., 2004; TAYLOR; MARYAN; VERRAN, 1998; VERRAN; MARYAN, 1997). Vários autores relataram que superfícies irregulares aumentam a área de adesão bacteriana e dificultam a remoção do biofilme pela higienização (BERGER et al., 2006; KUHAR; FUNDUK, 2005; MORGAN; WILSON, 2001; RADFORD et al., 1998). E esta retenção de

microorganismos ocorre não só na resina acrílica, mas também na superfície da liga metálica devido à rugosidade superficial (TAYLOR; MARYAN; VERRAN, 1998), a qual é dependente do acabamento e polimento realizado na superfície a ser avaliada (WHITEHEAD et al., 1999).

O objetivo da imersão da prótese em produtos químicos é a obtenção de limpeza e descontaminação. Além da efetividade de tais agentes, o processo não deve envolver nenhuma alteração física, mecânica, ou química da prótese, sendo importante a análise da eficácia do produto higienizador versus sua atuação sobre os materiais constituintes do aparelho (NEPPELENBROEK et al., 2005; PAVARINA et al., 2003). Diante das alterações que podem ocorrer na resina acrílica e nas superfícies metálicas das próteses totais ou parciais removíveis, faz-se necessário conhecer a ação dos diversos tipos de higienizadores nas propriedades físicas da resina, dos metais e diferentes ligas. Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar o efeito de agentes higienizadores de prótese do tipo imersão no titânio comercialmente puro, ligas metálicas de Níquel-Cromo e resina acrílica termopolimerizável.

REVISÃO DA LITERATURA

"O conhecimento amplia
a vida. Conhecer é viver
uma realidade que a
ignorância impede
desfrutar."
Raumsol

2. REVISÃO DA LITERATURA

Os estudos de higienizadores químicos encontrados na literatura estão, na sua maioria, relacionados à efetividade frente à remoção de biofilme de próteses removíveis. Os possíveis efeitos deletérios do processo de imersão que podem acometer os materiais constituintes do aparelho protético, seja a resina acrílica ou a estrutura metálica, ainda não foram completamente esclarecidos. Em relação à resina acrílica, as propriedades de estabilidade de cor e rugosidade superficial são consideradas de extrema importância. Em relação ao metal utilizado na estrutura do aparelho protético, é importante que este não altere o brilho, rugosidade superficial e que seja resistente à corrosão após a imersão em higienizadores químicos.

2.1. Efeitos deletérios dos higienizadores químicos

Smith (1961) realizou um estudo sobre higienizadores de prótese, avaliando a possível corrosão ou outros efeitos deletérios aos materiais constituintes da prótese e a eficácia na higienização. Foram utilizados 20 higienizadores, classificados em três grupos: limpeza por ação abrasiva, por meios químicos e ação química e abrasiva associadas. No primeiro grupo, foram utilizados 3 pós abrasivos suaves. No segundo grupo foram avaliados 8 peróxidos alcalinos, 1 hipoclorito alcalino e 6 soluções de ácidos diluídos. No terceiro grupo foi realizada escovação associada a alguns dos higienizadores químicos. Amostras de resina acrílica foram submetidas a estes higienizadores diariamente por um ano, de acordo com as instruções dos fabricantes. O exame visual das amostras revelou pequenos efeitos deletérios tipo fissuras, sendo que a imersão não foi efetiva na remoção de depósitos calcificados.

Bates e Smith (1965) realizaram testes laboratoriais e clínicos sobre materiais de forramento. No teste laboratorial foram confeccionadas amostras com os materiais: Palasiv, Neo-plastupalat, Coesoft, Cora-line, Durabase, Flexene, Soft Oryl, Molloplast B, Flexibase, D.P.Silyne, Verone R.S e Corvic/DOP 70%. Foram avaliadas as propriedades de absorção de água, absorção de óleo, estabilidade de cor, força adesiva, dureza, elasticidade e rigidez. Os efeitos de higienizadores na cor e na superfície foram analisados visualmente. Os higienizadores (ácido mineral diluído, peróxidos e hipocloritos) foram usados de acordo com

as instruções dos fabricantes por 6 semanas. O higienizador efervescente causou bolhas na superfície dos materiais termopolimerizáveis e autopolimerizáveis quando usados a 60°C. O higienizador hipoclorito causou branqueamento de todos os materiais, com exceção do Corvic/DOP 70%. Os resultados sugerem que os higienizadores utilizados não são adequados para os materiais resilientes testados.

Neill (1968) avaliou a eficácia de higienizadores de prótese e seus possíveis efeitos deletérios. Uma das etapas do estudo consistiu na aplicação de um questionário aos pacientes, revelando os hábitos de limpeza das próteses. No teste clínico, onze higienizadores de próteses totais e abrasivos (Dento®, Dentifresh®, Sanident®, Librox®, Eucryl®, Steradent®, Wernets®, Dentural®, Oxydent®, Kolynos® e Lustredent®) foram distribuídos a 76 pacientes durante um período de 5 semanas. No estudo laboratorial, as próteses foram confeccionadas e seccionadas, sendo metade utilizada como controle e a outra submetida a procedimentos de higienização (escovação e 21 higienizadores por imersão). Foram realizadas imersões de 8 horas diárias por um período de seis dias. Foi avaliada também a capacidade de limpeza em próteses manchadas. Tanto na avaliação clínica como na laboratorial, foram utilizadas fotografias das próteses ou amostras obtidas antes e após o uso dos higienizadores. O autor concluiu que as imersões de 8 horas em soluções de peróxido alcalino e hipoclorito constituíram um método seguro e efetivo de higienização, e que os higienizadores abrasivos foram responsáveis por causar danos às bases de resina acrílica. Dessa forma, devem ser utilizados produtos de baixa abrasividade para higienização das próteses.

Em 1971, Ashton e Bloch estudaram as soluções de limpeza mais recomendadas para próteses totais e parciais removíveis quanto aos efeitos sobre a mudança no peso, cor, resistência e características da superfície de resinas acrílicas e ligas metálicas. Foram utilizadas duas marcas de resinas (Lucitone® e Pronto®) e duas diferentes ligas metálicas (Ticonium 100® - cobalto-cromo e ouro tipo 4 para fundição) e confeccionadas dez amostras de cada material. Após os ensaios as amostras foram fotografadas e pesadas antes e após as nove semanas de imersão e foram também submetidas a um dinamômetro, para verificação da resistência a cargas. Pelo exame fotográfico, nenhuma diferença foi observada nas amostras de resina e ouro. A liga de Ticonium® sofreu pigmentações quando imersa em vinagre e alvejante. Microscopicamente, o alvejante causou deterioração da liga, com seu enfraquecimento e houve perda de peso. Nas resinas, houve pequeno aumento de peso com as soluções, sendo que somente o vinagre gerou perda de peso, ou seja, dissolução do acrílico.

Pazzini, Mutti e Pazzini (1972) testaram a eficácia de três higienizadores de próteses totais, bem como os possíveis efeitos adversos desses produtos sobre resinas acrílicas

(autopolimerizáveis e termopolimerizáveis). Os higienizadores testados foram: A) Steradent, peróxido alcalino (pó) dissolvido em água morna, sendo empregada a imersão da prótese por 20 minutos, ou "overnight" (8 horas); B) Pó Hamilton, peróxido alcalino (pó) dissolvido em água, sendo empregada a imersão da prótese por 3 horas; C) Alvor, higienizador ácido em solução, sendo indicada a higienização da prótese por meio de fricção de algodão embebido no líquido. Foram avaliadas as propriedades de estabilidade de cor e deformação. Os corpos-de-prova de ambas as resinas foram submetidos às soluções higienizadoras por 30 vezes e, em seguida, foi aplicado o teste de estabilidade de cor, onde os corpos-de-prova submetidos à higienização eram comparados com corpos-de-prova mantidos em água. Os resultados mostraram que as soluções não foram eficazes na remoção dos depósitos de cálculos, porém relativamente eficazes na remoção de pigmentação. As soluções não afetaram as estruturas das resinas e não causaram distorções das bases das próteses. Os corpos-de-prova em resina acrílica autopolimerizável descoloriram, mas não foi possível atribuir esse efeito aos higienizadores, pois corpos-de-prova armazenados em água também descoloriram. Concluíram que os higienizadores podem ser recomendados aos pacientes como um método auxiliar na manutenção da higiene de próteses.

Hutchins e Parker (1973) utilizaram metodologia radiográfica para avaliar onze soluções para higienização de próteses (pó ou tabletes). O estudo foi dividido em várias fases, e foram selecionados sete pacientes usuários de próteses totais e/ou removíveis. Com o objetivo de eliminar o biofilme presente, os aparelhos foram evidenciados com solução de azul de metileno a 4% (preparado em partes iguais de álcool e água) e escovados até sua total remoção. Em uma primeira fase foram testadas as soluções em períodos diferentes de imersão (15 minutos e 6 horas). Em uma segunda fase, três produtos foram testados e os pacientes fizeram uso caseiro das soluções (imersão noturna durante sete dias). Na terceira fase, foi utilizada uma única solução (Mersene®) em dois períodos diferentes de imersão (15 minutos e 9 horas). Em cada fase, as próteses foram enxaguadas em água, fotografadas, coradas e fotografadas novamente para avaliação quanto à presença ou não de depósitos. Na quarta fase, com o objetivo de avaliar os efeitos deletérios, as próteses parciais removíveis confeccionadas com liga de cobalto-cromo foram imersas na mesma solução durante dois meses, sendo a solução trocada diariamente. Os resultados mostraram que o Mersene® possui efetividade na remoção de biofilme em todas as fases clínicas do experimento sem danos à estrutura metálica das próteses. Os autores chamaram a atenção para o uso de evidenciadores quando dos procedimentos de quantificação de biofilme.

Backenstose e Wells (1977) estudaram os efeitos de higienizadores de próteses em componentes metálicos de próteses parciais removíveis e totais. Amostras de três metais: níquel-cromo (Ticonium 100®), alumínio (Aluminum®) e aço inoxidável (Elgiloy®) foram imersas em: Polident®, Efferdent®, Mersene®, Clorox®, Calgon-Clorox®, vinagre 5%, água destilada e água de torneira. O grupo controle foi sem imersão. Os metais foram imersos nas soluções por um total de 240 horas, sendo que as soluções foram trocadas a cada 8 horas. As amostras foram analisadas quanto à descoloração (oxidação) e corrosão por pite (orifícios). Os resultados mostraram que não ocorreu descoloração ou corrosão por pite dos metais imersos em Polident®, Efferdent®, água destilada ou água de torneira. O vinagre e o Mersene® causaram alterações superficiais no polimento em algumas áreas. Severa oxidação foi observada nos metais imersos na solução de Clorox®. Concluíram que alvejantes comerciais e soluções de hipoclorito não tamponadas não devem ser usadas em próteses com componentes metálicos.

Mueller, Fan e Stanford (1983) caracterizaram a susceptibilidade de corrosão de fios de solda de prata expostos ao higienizador Efferdent com nova composição para comparar com a composição antiga. Os tabletes foram adicionados a 150 ml de água morna e a concentração de íons cloreto foi determinada para estas soluções. Após a imersão, os corpos-de-prova foram lavados com água deionizada para remover as partículas das soluções. Para avaliar a superfície foram utilizados o microscópio óptico e o eletrônico de varredura. A espectrometria por absorção atômica foi realizada para analisar as soluções higienizadoras pesquisando íons metálicos cobre e zinco solúveis pelo processo de corrosão após o período de imersão dos fios de solda de prata. O aparente aumento da corrosão com o higienizador Efferdent com nova composição pode ter sido causado pela incorreta associação entre a mudança na aparência macroscópica da superfície e a quantidade de danos pela corrosão.

Goll, Smith e Plein (1983) avaliaram os efeitos de higienizadores de prótese em materiais de forramento. Amostras de 8 materiais de forramento: Coe-Confort, F.I.T.T., Hydro-Cast, Lynal, Softone, Tissuedyne, Veltec e Visco-gel, foram imersas em 11 soluções: Clorox-Calgon, Denalan, Duo, Efferdent, Kleenite, Mersene, Miller, Polident powder, Polident tablets, em água fria (18,3°C) e água quente (54,5°C). As soluções higienizadoras foram trocadas diariamente pelo período de um mês, que correspondeu a 3 meses de imersões durante a noite. Foram verificadas 6 propriedades: alteração de cor, porosidade, característica superficial, alteração dimensional, sorção de água e solubilidade. Para avaliar a alteração de cor, amostras imersas em soluções higienizadoras foram comparadas visualmente com amostras controles. Os materiais menos afetados pelos higienizadores foram: Lynal,

Tissuedyne, F.I.T.T., e Hydro-Cast. Os materiais mais afetados pelos higienizadores foram: Viscogel, Softone e Veltec. Os materiais de coloração branca (F.I.T.T., Softone, Hydro-Cast, Coe-comfort) e os materiais claros (Visco-gel e Lynal) mostraram estabilidade de cor após 30 dias de imersão. Os materiais pigmentados (Veltec e Tissuedyne) apresentaram mudanças de cor. Amostras de Veltec imersas nos 9 higienizadores descoloriram. A solução de Clorox-Calgon clareou as amostras de materiais brancos. Soluções de Clorox-Calgon e Miller demonstraram o mesmo desempenho, sendo compatível com muitos materiais. Mersene e Duo ficaram em segundo e terceiro lugares, respectivamente. A espessura dos materiais influenciou nos efeitos dos higienizadores nas propriedades avaliadas.

Crawford et al. (1986) simularam os procedimentos de higienização utilizados por pacientes com próteses branqueadas por meio de testes laboratoriais. Foi observada a influência dos higienizadores sobre as propriedades físicas da resina acrílica por meio da análise da aparência visual, características superficiais, transmissão de luz e resistência à flexão. Foram simulados 100 dias de procedimentos diários (imersões de 30 minutos e durante a noite). Os resultados demonstraram que as amostras imersas em água a 100°C com ou sem higienizador apresentaram aparência branqueada. Concluíram que, seguindo as instruções dos fabricantes, ou seja, uso do higienizador Steradent® em 150 ml de água a 50°C, não ocorrem efeitos significativos nas propriedades físicas das resinas. Concluíram também que o branqueamento é um efeito de opacificação da superfície produzido pelo uso de água fervente.

Robinson, McCabe e Storer (1987) avaliaram o branqueamento da resina acrílica por meio de estudos da microestrutura de próteses previamente branqueadas de pacientes e por meio de ensaios laboratoriais de simulação. Na fase laboratorial, resinas termo e autopolimerizáveis foram imersas em peróxido alcalino (Steradent®) nas temperaturas de 50ºC e 95ºC e posteriormente submetidas à transmissão de luz. Também foram realizados testes com resinas expostas a vapores de acetona por 1 hora antes da imersão. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de resistência a flexão. Nenhuma resina apresentou branqueamento visível quando tratado com peróxido alcalino na temperatura recomendada. A imersão em água quente ou solução de hipoclorito quente causaram branqueamento severo, enquanto que a exposição a vapores de acetona antes da imersão aumentou o efeito do branqueamento. Os corpos-de-prova que branquearam também apresentaram redução na resistência a flexão. Para as próteses dos pacientes severamente branqueadas concluíram haver evidências de terem sido afetadas por agentes externos, baseados nos resultados obtidos experimentalmente.

McGowan, Shimoda e Woolsey (1988) avaliaram os efeitos do hipoclorito de sódio em metais de base de prótese (ligas Vitallium®, à base de Cr-Co e Ticinium®, à base de Ni-Cr) durante imersão de esterilização, nas concentrações de 0,5%, 1%, 2%, 3%, 4% e 5,25%. Os resultados apontaram que com a imersão destas ligas em soluções de 2% por 5 minutos ou 5,25% por 3 minutos, não houve efeitos deletérios como manchamento ou corrosão. Constataram ainda que a liga de cobalto-cromo foi mais resistente que a liga de níquel-cromo.

Arab, Newton e Lloyd, em 1988, estudaram a importância da temperatura da água nos procedimentos de limpeza da prótese. As imersões foram realizadas em 150 ml por 30 minutos e nas temperaturas de 50ºC (recomendada pela maioria dos fabricantes de pastilhas efervescentes), 60ºC, 70ºC, 80ºC, 90ºC e 100ºC. Os resultados mostraram que as temperaturas acima de 80ºC causaram efeitos deletérios no aspecto visual da resina acrílica, propiciando manchas esbranquiçadas. Efeitos físicos também foram verificados como desagregação da camada superficial, redução da transmissão de luz e da força de flexão e aumento da dureza superficial.

McNeme, von Gontem e Woolsey (1991) avaliaram os efeitos de agentes desinfetantes químicos em resinas acrílicas fotoativadas, termoativadas e autopolimerizável. Os desinfetantes utilizados foram: hipoclorito de sódio 1%, Exspor®, Cidex® 2% e Wescodyne-D®. As mudanças de cor foram avaliadas em intervalos de 15, 30, 45 e 60 minutos além de 2, 4, 8, 16, 24, 48 e 72 horas. Uma única amostra foi imersa em hipoclorito de sódio 5,25% por 72 horas. As amostras foram classificadas pelos níveis de descoloração em escala de pouco, moderado e severo. Nenhuma alteração de cor foi verificada antes de 2 horas de imersão. Os agentes hipoclorito de sódio 1% e Cidex® 2% causaram mínima descoloração das resinas acrílicas e o Wescodyne-D® produziu a maior descoloração. Os autores concluíram que, se os tempos de desinfecção recomendados pelos fabricantes forem seguidos, não ocorrerá alteração da cor das próteses.

Asad, Watkinson e Huggett (1992) avaliaram o efeito dos procedimentos de desinfecção nas propriedades de flexão de resinas acrílicas. Foram utilizados 3 diferentes tipos de desinfetantes: glutaraldeído a 2% (Cidex), clorexidina a 0,5% e um desinfetante baseado em álcool (Dermacol). Corpos-de-prova (65 x 10 x 2,5 mm) de 2 resinas acrílicas (Trevalon e D80 FC) foram confeccionados e condicionados em água destilada a 37ºC por 1 semana. Cada espécime foi imerso por 7 dias em um dos 3 desinfetantes. Os espécimes controle foram imersos em água pelo mesmo período. O teste de resistência a flexão seguiu as normas de padronização internacional. Os resultados demonstraram que o desinfetante

baseado em álcool não são ideais para utilizar em próteses com resina acrílica sem ligação cruzada (D80 FC).

Unlü, Altay e Sahmali (1996) avaliaram os efeitos de quatro diferentes agentes higienizadores (Polident®, Efferdent®, Blend-A-Dent® e Corega Tabs®) em seis tipos de resina acrílica. Os autores relataram ter seguido as instruções dos fabricantes no preparo das soluções, imergindo os discos de resina, por ciclos de 8 horas em um total de 240 horas. As soluções eram trocadas a cada intervalo de 8 horas. O estudo demonstrou que a Polident® apresentou o menor efeito branqueador em resinas acrílicas e a Corega Tabs® teve um efeito significante de branqueamento.

Polyzois et al. (1997) avaliaram os efeitos de soluções desinfetantes na cor de resinas acrílicas (termopolimerizável, fotoativada e autopolimerizável). Foram utilizados 4 desinfetantes (Klinex – hipoclorito de sódio diluído 1:10 com água destilada – 0,525%; Cidex 7 – glutaraldeído alcalino 2%; Hibitane – Clorexidina 5% diluída 1:10 em água destilada – 0,5%; e Cabadol – fenol) e 3 resinas (Paladon 65 – termopolimerizável; Triad – fotoativada; e ProBase Cold – autopolimerizável). As amostras foram imersas nos desinfetantes por 10 minutos, 10 horas e 7 dias. Amostras adicionais de cada resina testada foram colocadas em água destilada como controle. Medidas de cor foram feitas antes das imersões e nos intervalos de tempo por meio de um colorímetro, utilizando o sistema NBS (National Bureau Standards). As resinas ProBase Cold e Triad mostraram os maiores valores de alteração de cor quando imersas no desinfetante Cabadol após 7 dias. A resina termopolimerizável (Paladon 65) mostrou a melhor estabilidade de cor após imersão nos desinfetantes testados. Os autores concluíram que, se os tempos de desinfecção recomendados forem seguidos, não ocorrerão mudanças de cor visíveis nas resinas acrílicas.

Ma, Johnson e Gordon (1997) avaliaram o efeito de desinfetantes químicos nas características de superfície e na cor de resinas de prótese removível. Cinco desinfetantes químicos (Clorox, Banicide, Cidex-7, Biocide, Multicide) em combinação com cinco resinas de prótese removível (Dentsply Reline Material, Hygenic HyFlo, Hygenic Perm, Lucitone 199, Triad VLC Reline Resin) foram avaliados em quatro tempos diferentes de imersão (10 minutos, 30 minutos, 24 horas e 7 dias). Vinte e cinco espécimes de cada resina foram confeccionados e aleatoriamente divididos em cinco grupos. Cada grupo foi imerso na solução desinfetante e após remoção foram lavados em água destilada e secos com ar comprimido. A rugosidade de superfície média foi obtida antes da imersão e após cada período de tempo, sendo a média obtida após 3 medidas com distância de 2 mm. A média aritmética (Ra) das alturas da superfície a partir de um plano médio foi utilizada para avaliar

as mudanças na superfície. As medidas de cor foram obtidas antes da imersão, como o controle, e após cada período de tempo. Um dispositivo posicionador possibilitou a leitura sempre na mesma posição. Os parâmetros de cor L*a*b* foram registrados com um colorímetro. O padrão de calibração branco foi usado como um segundo plano para eliminar os efeitos de diferentes cores durante as medidas. O desinfetante Multicide à base de fenol foi descontinuado após 30 minutos porque causou deterioração na superfície de todas as resinas, o que não permitiu as medidas pelo analisador de superfícies. A resina Dentsply Reline Material apresentou os maiores valores de rugosidade de superfície. O tempo prolongado de imersão por 7 dias forneceu uma margem de segurança quando uma prótese total removível foi deixada em um saco selado com um dos quatro desinfetantes por um longo período de tempo. O uso do desinfetante Clorox (hipoclorito de sódio a 5,25%) aumentou os valores de ΔL^* para quatro das cinco resinas estudadas, o que indicou a ação clareadora do desinfetante. Os autores concluíram que as texturas de superfície não foram afetadas após a imersão em quatro dos cinco desinfetantes até 7 dias. Com exceção do desinfetante a base de iodo, todas as cinco resinas demonstraram mudanças de cor insignificantes após imersão a curto e longo prazo. Nenhuma das cinco resinas podem ser imersas em qualquer dos quatro desinfetantes por um período acima de 30 minutos. A resina Lucitone 199 foi a única resina que poderia ser imersa em qualquer dos quatro desinfetantes a um período de até 7 dias sem mudança de cor percebível.

Tan et al. (2000) compararam cor, textura e dureza do material resiliente de forramento de prótese Molloplast B com superfícies sem acabamento, polidas e ásperas, após tratamento com higienizadores de prótese contendo hipoclorito, persulfato ou perborato (25°C ou 55°C) e soluções controles em água de torneira a temperaturas de 25°C e 55°C. As soluções de imersão foram: Efferdent (perborato), Polident (perborato), Kleenite (perborato), Sparkle-Dent (persulfato) e Javex/Calgon (hipoclorito). As amostras foram imersas por 4 meses e meio, sendo as soluções substituídas duas vezes por dia. Para o grupo Sparkle-Dent, as amostras foram imersas por 15 minutos de acordo com as instruções do fabricante. Antes e após as imersões foram avaliadas a cor, textura e dureza das superfícies das amostras. Um densitômetro de cor foi usado para analisar a luz refletida da superfície do material de forramento. Os resultados mostraram que amostras com superfícies rugosas após o tratamento com higienizador contendo perborato apresentaram maior perda de cor quando comparadas ao controle. Também ocorreu um aumento da dureza quando utilizados alguns higienizadores contendo perborato, comparado com o higienizador contendo hipoclorito após o tratamento a 25°C. Nenhuma diferença foi observada na textura superficial.

Sutton e Rogers (2001) relataram um caso clínico no qual as próteses parciais removíveis de um paciente foram confeccionadas com armações metálicas de titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) e superfícies oclusais de titânio comercialmente puro grau 1. No seguinte de uso das próteses o paciente relatou gosto ruim metálico após a imersão das próteses no higienizador a base de peróxido alcalino Efferdent Plus. No acompanhamento de uma semana, as próteses apresentaram manchas de descoloração severa na cor marrom. Notavelmente, as superfícies oclusais de titânio comercialmente puro grau 1 permaneceu inalterado.

Garcia et al. (2003) avaliaram os efeitos de um higienizador de prótese quanto à mudança de peso, rugosidade e resistência à tensão em dois materiais reembasadores de prótese. Foram confeccionados corpos-de-prova de resina acrílica de microondas (Onda Cryl). Estes foram revestidos com materiais reembasadores (Coe-soft ou Dentusoft) e imersos em água de torneira ou em higienizador de prótese (Polident). Todas as amostras foram armazenadas em saliva artificial por 15 dias, imersas uma vez ao dia em Polident ou água de torneira, por 5 minutos, e avaliadas em 0 horas e depois de 24 horas, 7 e 15 dias. Os autores concluíram que a imersão em Polident causou maior alteração de peso nos reembasadores resilientes quando comparado com a imersão em água corrente. No entanto, a rugosidade da superfície e a resistência de união não foram afetadas.

Jin et al. (2003) analisaram as mudanças de rugosidade superficial e estabilidade de cor após 180 dias de uso de 5 higienizadores de prótese em 8 materiais: dois forradores acrílico autopolimerizante (Soften; Nissin Soft Reverse), quatro forradores de silicone autopolimerizáveis (Mollosil; Evatouch; Tokuyama Soft Relining; GC Denture Relining), um forrador de silicone termopolimerizável (Molloplast B), e uma resina acrílica termopolimerizável (Bio resin). Foram utilizados os higienizadores: Steradent (peróxido alcalino), Correct (peróxido neutro com enzima), Polident (peróxido neutro com enzima), Pika DCE (peróxido neutro com enzima) e Clean Soft (enzima). Três amostras de cada material foram imersas na solução de cada higienizador por 8 horas à temperatura ambiente, e imersas em água destilada por 24 horas a 37°C. Água destilada foi usada como solução controle. A rugosidade superficial de cada amostra foi medida após 1, 3, 7, 14, 28, 60, 90 e 180 dias de imersão. As mudanças de cor de cada material foram medidas com um colorímetro (Chroma Meter 34, CR, 321) e calculadas de acordo com o sistema CIELAB. O material Evatouch exibiu severas mudanças na rugosidade superficial pelos higienizadores, e o material GC Denture Relining mostrou as menores mudanças. Alterações severas de cor também foram observadas. Com exceção do Evatouth, os quatro materiais de forramento de

silicone foram mais estáveis na rugosidade superficial e na mudança de cor, quando comparados com os dois materiais de forramento acrílicos. Um material de forramento de silicone autopolimerizável (GC denture relining) e um de silicone termopolimerizável (Molloplast B) demonstraram a melhor estabilidade após 180 dias.

Keyf e Güngör (2003) avaliaram os efeitos das pastilhas efervescentes de higienização e clareadores sobre as mudanças superficiais e de refletância em uma liga metálica de cobalto-cromo utilizada para PPR por um período de 30 dias. Foram confeccionados corpos-de-prova metálicos (10 x 10 x 1 mm) que foram incluídos posteriormente em resina acrílica. Dezenove corpos-de-prova foram divididos em três grupos: água de torneira (n=6), Corega Tabs® (higienizador à base de peróxido, n=6) e Axion® (clareador à base de hipoclorito de sódio, n=7). A massa dos corpos-de-prova foi mensurada e os espécimes foram imersos, sendo as soluções preparadas conforme instruções dos fabricantes (200 ml) e trocadas de 12 em 12 horas. Foram realizadas leituras de alteração de massa e análise superficial por meio de espectrofotômetro. Além disto, foram obtidas fotomicrografias por meio de um microscópio de Vickers. Observaram que soluções de limpeza à base de peróxido e hipoclorito de sódio apresentaram efeitos na superfície da liga de Co-Cr, como descoloração (perda de brilho) e manchamento, porém a massa dos corpos-de-prova foi mantida. Os autores concluíram que as soluções higienizadoras influenciaram na superfície na liga de cobalto-cromo, mas o higienizador Corega Tabs apresentou um efeito corrosivo menor que o hipoclorito de sódio.

Pavarina et al. (2003) avaliaram o efeito dos desinfetantes químicos (perborato de sódio a 3,78%, gluconato de clorexidina a 4% e hipoclorito de sódio a 1%) na resistência transversal de resinas acrílicas para base de prótese. Foram confeccionados 40 corpos-de-prova para cada resina (Lucitone 550 e QC-20) de 2,5 x 10 x 65 mm. Estes foram condicionados em água destilada a 37ºC por 50 ± 2 horas e divididos aleatoriamente em grupos: 1) submetidos ao teste depois de armazenados em água a 37ºC por 2 horas; 2-4) submetidos à desinfecção duas vezes, a primeira em clorexidina por 1 minuto e a segunda imersos por 10 minutos nas soluções de perborato de sódio, gluconato de clorexidina ou hipoclorito de sódio, respectivamente. Assim, foi feita a simulação de quando a prótese vem do paciente e antes de devolvê-la ao paciente. Depois da desinfecção, os corpos-de-prova foram imersos em água por três minutos e submetidos ao teste de flexão transversal na Máquina Universal de Ensaios. Não houve nenhum efeito significativo quanto à resistência nos corpos-de-prova submetidos à desinfecção nessas três soluções. O teste demonstrou que a resina QC-20 tem menos resistência que a resina Lucitone 550.

Em 2004, Garcia et al. avaliaram os efeitos de higienizadores de próteses (Polident® e higienizador manipulado à base de perborato de sódio) e água de torneira (controle) na rugosidade superficial e dureza da resina acrílica polimerizada por microondas e de ligas de cobalto-cromo e Ti-6Al-4V. Os autores relataram que as ligas de cobalto-cromo podem apresentar corrosão ou manchamento como resultado do contato superficial com cloro ou oxigênio presentes em alguns agentes higienizadores comerciais, obrigando os usuários de prótese a fazerem uma seleção prudente quanto aos produtos a serem utilizados na higienização diária. Foram obtidos os corpos-de-prova de forma retangular (30 x 10 x 2 mm) de liga metálica inseridos em discos de resina acrílica (30 x 4 mm). Os grupos experimentais utilizados foram a pastilha efervescente Polident® e água de torneira (controle), variando a liga (n=8). As soluções foram preparadas conforme instruções do fabricante (200 ml a 37ºC por 5 minutos). Após imersão, os espécimes foram lavados em água destilada por 10 segundos e armazenados em saliva artificial por 5 horas. As imersões foram preparadas e trocadas diariamente. Os ensaios de dureza Knoop e de rugosidade superficial foram realizados. Observaram formação de uma película tanto na superfície da resina acrílica quanto das ligas metálicas. Concluíram que esta película poderia influenciar no aumento tanto da dureza quanto da rugosidade dos materiais. A pastilha Polident® foi capaz de remover essa película, sem afetar a dureza superficial e a rugosidade tanto da resina como da liga metálica.

Schalch et al., em 2004, avaliaram a resistência à corrosão de ligas metálicas (Ag-Sn, Cu-Al, Cu-Zn, Ni-Cr e Co-Cr) quando submetidas à desinfecção (hipoclorito de sódio 1%, álcool 70%, glutaraldeído a 2%, estufa a 170ºC e autoclave a 121ºC). Foi utilizado o método por escores: 0- ausência de alterações, 1- perda de brilho, 2- ligeira alteração de cor, 3- intensa alteração de cor. Quanto ao fator tratamento desinfetante/esterilizante, o uso de estufa seca proporcionou alterações menos perceptíveis e a desinfecção com hipoclorito de sódio foi o método mais agressivo, enquanto os demais apresentaram comportamento intermediário. Quanto ao fator liga metálica, as ligas de níquel-cromo e cobalto-cromo apresentaram excelente comportamento, com alta resistência à corrosão, exceto em autoclave.

Harrison, Johnson e Douglas (2004) avaliaram a abrasividade de quatro higienizadores de prótese na superfície de bases de próteses e a habilidade de remover *Candida albicans*. Os higienizadores foram: pasta dental convencional (Colgate Total), pasta dental com removedor de manchas (Clinomyn), pasta higienizadora de prótese (Dentu-crème) e higienizador de imersão (Steradent). A água foi utilizada como controle. Foram utilizadas diluições de 1:1, 1:2 e 1:3 com água. Uma escova elétrica foi utilizada e as amostras de resina acrílica termopolimerizada foram limpas simulando 1 ano de higienização. A rugosidade de superfície

foi medida antes e após a limpeza e então inoculada células de *Candida albicans*. O higienizador de imersão foi significativamente menos abrasivo que as pastas utilizadas. Não houve diferença entre as diluições. Os autores concluíram que o higienizador do tipo imersão foi o mais adequado por causa de sua baixa abrasividade e efetividade na remoção de substâncias orgânicas.

Barnabé et al. (2004) avaliaram a efetividade da escovação com sabão de côco associada à imersão diária em hipoclorito de sódio a 0,05%, no controle da Candidíase Atrófica Crônica e redução da *Candida sp*. e S*treptococcus mutans*. Sessenta indivíduos usuários de próteses totais superiores foram distribuídos em dois grupos de 30 pacientes. No primeiro grupo, instituiu-se uma escovação ao dia da prótese com sabão de côco, seguida da imersão em água filtrada uma vez ao dia (controle), e no segundo grupo, uma escovação ao dia, seguida de imersão da prótese em solução de hipoclorito de sódio a 0,05%. Para análise microbiológica, o biofilme foi coletado em placa de Petri pela escovação em solução salina (suspensão), antes e após 15 dias dos tratamentos preconizados. As áreas de inflamação do palato foram avaliadas conforme a classificação de Newton: 1 - presença de inflamação inicial, 2 - presença de inflamação difusa e edema sem dor, 3 - formação de grânulos e nódulos com presença de dor. Verificaram redução significante das áreas de inflamação do palato para o grupo que utilizou hipoclororito. Neste mesmo grupo observou-se a redução na quantidade de *Candida sp.* e S*treptococcus mutans;* no entanto, esta redução não foi significante. Concluíram que os agentes químicos reduzem a patogenicidade do biofilme. O uso do sabão de côco associado ao hipoclorito de sódio promoveu a remoção de manchas das próteses.

Orsi e Andrade (2004) avaliaram os efeitos da imersão de três resinas acrílicas, polidas mecanicamente ou quimicamente, em desinfetantes químicos em vários períodos de tempo. Foram confeccionadas 630 amostras retangulares (65 x 10 x 3mm) de resinas (Clássico, Lucitone 550, e QC-20). Um lado de cada amostra não foi polido e o outro foi mecanicamente ou quimicamente polido, e imersos por 10, 20, 30, 45, ou 60 minutos em hipoclorito de sódio 1%, 2,5% ou 5,25% ou glutaraldeído 2%. Amostras controles mecanicamente ou quimicamente polidas foram imersas somente em água destilada. A resistência à flexão foi realizada em uma máquina de teste universal. Houve diferença significante entre os tipos de polimento, com polimento químico resultando em resistência à flexão inferior. A resina Lucitone 550 apresentou os maiores valores de resistência à flexão com ambos os tipos de polimento. Entre as amostras polidas mecanicamente ou quimicamente, a resistência à flexão

não foi afetada após imersão nos desinfetantes pelos períodos de imersão testados (10 a 60 minutos).

Sato et al., em 2005, avaliaram a resistência à flexão e alteração de cor de resinas acrílicas termopolimerizáveis (Lucitone 550®, QC-20® e Triplex®) após imersão em soluções higienizadoras de próteses totais (Bony Plus Express®, Corega Tabs® e Efferdent®) por 15 minutos e 8 horas simulando 30 dias de uso. O teste de resistência à flexão foi realizado em máquina de ensaios universais. Alterações de cor foram avaliadas por meio de fotografias tiradas dos corpos-de-prova. A inspeção visual não demonstrou qualquer alteração de cor. Os autores concluíram que os agentes higienizadores, quando utilizados de acordo com as instruções dos fabricantes, não afetaram a resistência à flexão, e tampouco causaram alterações de cor nas resinas acrílicas.

Devlin e Kaushik (2005) avaliaram os efeitos da água quente nas propriedades das resinas acrílicas. Foi utilizada a resina acrílica Hy-Pro Lucitone® imersa em peróxido alcalino (Efferdent®). Dez amostras foram imersas em água a 40°C com uma pastilha Efferdent® e dez amostras foram imersas em água fervente (100°C) com a mesma pastilha. Foram realizados 30 ciclos de 24 horas. Após o teste de dureza, os corpos-de-prova foram colocados em água destilada e pesados semanalmente até que atingissem um peso constante em quatro semanas. Antes da pesagem, os corpos-de-prova foram secos com papel absorvente e deixados à temperatura ambiente (20ºC) para secagem completa. Novamente foram pesados semanalmente até que obtivessem um peso seco constante em quatro semanas. A perda de massa dos espécimes em acrílico representou a máxima absorção de água. Os autores verificaram que a água fervente causou severo branqueamento de todas as amostras enquanto que a água morna nada causou. As amostras do grupo da água a 100°C absorveram mais água e apresentaram redução na dureza. Os autores concluíram que a água fervente propiciou maior saturação da superfície da resina acrílica, resultando em branqueamento, que não foi reversível após secagem.

Neppelenbroek et al. (2005) investigaram a dureza de duas resinas acrílicas termopolimerizáveis (Lucitone 550 e QC-20) após desinfecção e imersão de longa duração em água. Trinta e dois corpos-de-prova (13 mm de diâmetro e 8 mm de espessura) foram fabricados de cada resina, polidos e estocados em água a 37ºC por 48 horas e submetidos ao teste de dureza antes da desinfecção. Cada espécime foi esfregado com gluconato de clorexidina a 4% por 1 minuto, lavado em água e imerso por 10 minutos em uma das seguintes soluções desinfetantes: gluconato de clorexidina a 4%, hipoclorito de sódio a 1% e perborato de sódio a 3,78%. Após a desinfecção os espécimes foram imersos em água por 3

minutos. As medidas de dureza foram novamente realizadas após a desinfecção e após 15, 30, 60, 90 e 120 dias de armazenagem em água. As resinas testadas demonstraram uma significante diminuição na dureza após a desinfecção, independente da solução desinfetante utilizada. Entretanto, este efeito foi revertido após 15 dias de armazenagem em água. Ambos os materiais exibiram um contínuo aumento nos valores de dureza até 60 dias de armazenagem em água, após o qual nenhuma mudança significativa foi observada.

Azevedo et al. (2006) avaliaram o efeito de soluções desinfetantes de hipoclorito de sódio a 1% e de gluconato de clorexidina a 4% na dureza e rugosidade de duas resinas reembasadoras rígidas de consultório (Kooliner e Duraliner II) e uma resina acrílica termopolimerizável (Lucitone 550) por diferentes tempos e condições (1 hora após a produção, após 48 horas a 37±2ºC em água, após dois ciclos de desinfecção, após 7 dias em solução desinfetante e após 7 dias em água apenas). Para cada condição experimental, 8 espécimes foram fabricados de cada resina. Após análise estatística, não foi encontrada diferença significante na dureza das resinas Kooliner e Lucitone 550 nas condições estabelecidas. Para a resina Duraliner II houve pequeno aumento na dureza após imersão em solução desinfetante por 7 dias. Não houve diferença significativa na rugosidade das resinas testadas sob as diferentes condições. Os autores concluíram que as soluções desinfetantes de hipoclorito de sódio a 1% e de gluconato de clorexidina a 4% não causaram danos aparentes na dureza e rugosidade dos materiais avaliados.

Lima et al. (2006) avaliaram o efeito de higienizadores de prótese na rugosidade superficial de resinas acrílicas e no acúmulo de biofilme. Foram selecionados treze voluntários, os quais utilizaram dispositivos palatinos confeccionados de resina acrílica com rugosidade conhecida. As amostras foram submetidas uma vez por dia a um destes tratamentos: controle negativo, solução enzimática comercial (Ortoform) ou hipoclorito de sódio a 0,5%. As amostras foram imersas oito vezes por dia em sucrose a 20% para aumentar a formação de biofilme. No quinto dia, o biofilme formado nos espécimes foi estimado pela quantidade de proteína removida da resina acrílica e a rugosidade de superfície das amostras foi novamente mensurada. Os resultados mostraram que a rugosidade da resina aumentou após o tratamento, mas a diferença entre os higienizadores foi insignificante. A menor quantidade de biofilme foi encontrada para o tratamento com hipoclorito de sódio a 0,5%, mas o agente de higienização enzimático foi semelhante ao controle negativo. Os dados sugerem que a rugosidade da resina acrílica não foi alterada pelos higienizadores, mas a habilidade de reduzir o acúmulo de biofilme dependeu do produto utilizado.

Ellakwa e El-Sheikh (2006) avaliaram o efeito da imersão em diferentes soluções químicas desinfetantes e o tipo de material de reparo na resistência transversa de resina acrílica termopolimerizável reparada. Espécimes retangulares (65 x 10 x 3 mm) de resina acrílica termopolimerizável (Triplex) foram fabricados, polidos e armazenados em água destilada a 37ºC por 1 semana. Os espécimes foram divididos em 11 grupos (n=10) codificados de A a K: grupo A- permaneceu intacto, controle; grupos C a F e grupos H a K foram imersos nas soluções químicas desinfetantes (hipoclorito de sódio a 1%, 2,5% e 5,25%, e glutaraldeído a 2%) por 10 minutos. Os espécimes de todos os grupos exceto o grupo A foram seccionados no meio para criar um espaço de 10 mm e reparados com a mesma resina (grupos B a F) e com resina acrílica autopolimerizável (grupos G a K). Os espécimes dos grupos C a F e grupos H a K foram novamente imersos nas soluções químicas desinfetantes na mesma sequência. Os espécimes reparados tratados com ou sem as soluções desinfetantes apresentaram valores similares de resistência transversa, assim como entre os espécimes reparados com as duas resinas acrílicas. Os espécimes intactos apresentaram valores de resistência transversa significantemente maior que os valores dos espécimes reparados. Os autores concluíram que as soluções desinfetantes não afetaram a resistência transversa dos espécimes reparados, assim como o material de reparo utilizado.

Oliveira et al. (2006) avaliaram o efeito de higienizadores de prótese na dureza de materiais reembasadores resilientes (Luci Sof, Molloplast-B e Sofreliner). Foram confeccionadas 20 corpos-de-prova (25 x 14 x 3 mm) de cada material e submetidos a dois tratamentos de imersão: 1- hipoclorito de sódio a 0,5% durante 20 minutos; 2- peróxido alcalino (Efferdent) durante 15 minutos. Foram realizadas 8 imersões por dia durante 90 dias. A dureza foi avaliada antes e após 360 e 720 ciclos, correspondente a 1 e 2 anos de uso clínico, respectivamente. Alterações de cor e de superfície foram avaliadas por um observador. Inicialmente, Luci Sof e Sofreliner imersos em hipoclorito ou peróxido aumentaram os valores médios de dureza, os quais diminuíram após 720 ciclos. Molloplast-B não apresentou diferença significante nos diferentes tempos e tratamentos. Os autores concluíram que os tratamentos em agentes de limpeza não alteraram os valores de dureza dos reembasadores resilientes após 2 anos de simulação clínica. Sofreliner apresentou os menores valores de dureza, apresentando-se como o material mais macio.

Lessa et al., em 2007, estudaram a eficácia de agentes anti-sépticos (Periogard® e Cepacol®) na forma de spray, para o controle de biofilme formado principalmente por *Streptococci mutans* em aparelhos ortodônticos removíveis. Concluíram que tanto o Cepacol® quanto o Periogard® reduziram a formação de biofilme e ambas as soluções foram

diferentes estatisticamente quando comparadas com o grupo controle (água de torneira). Porém, o Periogard® (100%) mostrou maior eficácia quando comparado com Cepacol® (58,9%).

Pavan et al. (2007) estudaram os efeitos de tratamentos desinfetantes em soluções químicas (glutaraldeído a 2%, hipoclorito de sódio a 5% e clorexidina a 5%) e em energia de microondas sobre a dureza de materiais reembasadores. Corpos-de-prova retangulares (36 x 7 x 6mm) foram feitos para cada material reembasador (Molloplast-B, Ufi Gel P, Eversoft e Mucopren soft). Dez corpos-de-prova de cada material foram imersos nas diferentes soluções desinfetantes por 10 minutos ou colocados por 3 minutos em um microondas de potência 500W. As medições de dureza foram feitas 24 horas depois da polimerização (controle), depois do primeiro ciclo de desinfecção e depois do segundo ciclo de desinfecção. Não houve diferenças significantes nos valores de dureza quando condicionados aos dois ciclos de desinfecção. A solução de glutaraldeído promoveu diferenças significantes nos valores de dureza nos materiais Molloplast-B, Mucopren soft e Ufi Gel P. Não foi detectada nenhuma mudança na dureza do material Eversoft, independentemente da técnica de desinfecção.

Saraç et al. (2007) investigaram a estabilidade de cor de reembasadores resilientes e a efetividade de higienizadores de próteses na remoção de corantes alimentares depositados em reembasadores à base de resina acrílica (Viscogel) e à base de silicone (Mollosil), em diferentes períodos de tempo. Para cada material, 30 espécimes (15mm de diâmetro e 3mm de espessura) foram estocados em água destilada por 24 horas a 37ºC. A mensuração da cor inicial foi realizada por meio de um colorímetro para áreas pequenas. Os espécimes de cada material foram divididos em três grupos (n=10) para imersão por 14 horas (2 horas/7 dias) em eritrosina a 3%, tartrazina e amarelo crepúsculo, corantes alimentares, para então ser realizada a segunda mensuração da cor. Em seguida, os espécimes de cada grupo foram divididos em dois subgrupos (n=5) e foram imersos em higienizadores de próteses (Fittydent e Curadent Weekly) por 8 horas, e a terceira mensuração da cor foi realizada. Estes procedimentos foram realizados até completar 7 dias. Outras três mensurações de cor foram realizadas ao final da simulação de períodos de 1, 2 e 3 meses. Houve diferença significante entre os materiais e os higienizadores. Não houve diferença significante entre os corantes alimentares. Os higienizadores de próteses mostraram diferenças significantes, sendo que o Fittydent promoveu menores valores de ΔE que o Curadent. O material à base de silicone (Mollosil) mostrou ser mais resistente ao manchamento. Com relação aos higienizadores, o Fittydent foi mais efetivo que o Curadent.

Paranhos et al. (2008) estudaram o efeito de higienizadores químicos na resistência a flexão e alteração de cor em resina acrílica polimerizada por microondas. Quarenta e cinco corpos-de-prova (65 x 10 x 3 mm) de duas resinas acrílicas polimerizadas por microondas (Vipi Wave e Onda Cryl) foram divididos em três grupos de higienizadores de prótese (Bony Plus, Corega Tabs e Efferdent Plus) e um grupo controle (água). Ensaios de imersão de 15 minutos e 8 horas simularam 30 dias de uso. Os resultados do teste de resistência a flexão não demonstraram diferença significante entre as resinas ou entre as soluções. A inspeção visual não detectou qualquer alteração de cor. Os autores concluíram que os higienizadores de prótese, quando utilizados de acordo com as instruções dos fabricantes, não causaram qualquer alteração mecânica ou visual na resina acrílica polimerizada por microondas após o período simulado de 30 dias.

Malheiros-Segundo et al. (2008) avaliou propriedades físicas (dureza, rugosidade e resistência ao cisalhamento) de materiais reembasadores para prótese (Kooliner e Elite Soft) após imersão em pastilha efervescente (Corega Tabs) por 5 minutos diários. A dureza foi avaliada no início e após 60 dias de imersão. A rugosidade foi avaliada no início e após 120 dias de imersão. A resistência ao cisalhamento foi avaliada após 7 e 60 dias. Em todos os testes foram confeccionados grupos controles (imersão em saliva artificial a 37°C). Concluiu-se que o perborato de sódio não influenciou de forma significante nas propriedades avaliadas. Ambos os materiais reembasadores mostraram alterações nas propriedades testadas, mas estas mudanças não foram promovidas pelo higienizador de prótese.

Nuñez et al. (2008) avaliaram o efeito de higienizadores de prótese sobre as características superficiais de materiais reembasadores resilientes (Luci Sof, Molloplast-B e Sofreliner). Foram confeccionadas 20 corpos-de-prova (25 x 14 x 3 mm) de cada material e submetidos a dois tratamentos de imersão: 1- hipoclorito de sódio a 0,5% durante 20 minutos; 2- peróxido alcalino (Efferdent) durante 15 minutos. Foram realizadas 8 imersões por dia durante 90 dias. A rugosidade superficial foi avaliada antes (T1) e após 180 (T2), 360 (T3) e 720 (T4) ciclos, correspondente a 6 meses, 1 e 2 anos de uso clínico, respectivamente. Para a imersão em hipoclorito de sódio, Luci Sof apresentou redução significativa dos valores de rugosidade superficial em T2, T3 e T4, e Sofreliner em todos os tempos. Para a imersão em peróxido alcalino, Luci Sof apresentou redução significativa dos valores de rugosidade superficial em T2, T3 e T4; Molloplast-B apresentou redução significativa em T3 e Sofreliner apresentou aumento significativo em T4. Os autores concluíram que os tratamentos em agentes químicos de limpeza reduzem a rugosidade superficial dos reembasadores resilientes.

Hong et al., em 2009, avaliaram a influência dos higienizadores de próteses (Lavaruck D®, Steradent, Polident®, Pika®, Correct®, Quick Denture Cleaner®, Dr. Oh Ha® e ZTC Denture Cleanser®) na estabilidade de cor de três tipos de resina acrílica para base de próteses (Acron®, Denture Liner® e Tokuso Lite-Rebase®). As alterações de cor foram avaliadas por meio do sistema CIE L*a*b* antes e após 365 dias de ensaios. Os valores de ΔE de todas as resinas aumentaram quando comparados com os iniciais. Os valores encontrados para a resina autopolimerizável (Denture Liner®) foram superiores às demais resinas. Para as soluções, os menores valores foram encontrados para o ZTC Denture Cleanser® (à base de ácido). A influência do Steradent® (peróxido alcalino) na estabilidade de cor das resinas termopolimerizável e autopolimerizável foram significantemente maior que os outros higienizadores. Os autores concluíram que a estabilidade de cor de resinas acrílicas para base de prótese é influenciada pelo tipo de polimerização e o tipo de higienizador de prótese utilizado.

Paranhos et al. (2009) avaliaram a estabilidade de cor, rugosidade superficial e resistência a flexão de uma resina acrílica polimerizada por microondas (Onda-Cryl) após imersão em hipoclorito de sódio, simulando a higienização diária de 20 minutos durante 180 dias. Os espécimes foram imersos em hipoclorito de sódio a 0,5%, hipoclorito de sódio a 1%, Clorox/Calgon e água destilada (grupo controle). As medidas de cor foram determinadas por um colorímetro portátil. Três linhas paralelas, separadas por 1 mm, foram registradas em cada espécime antes e após a imersão para analisar a rugosidade superficial. A resistência a flexão foi medida por meio do teste de flexão de 3 pontos em uma máquina universal de ensaios com uma célula de carga de 50 Kgf e velocidade de 1 mm/min. Os resultados do estudo demonstraram que não houve diferença estatística entre as soluções para a cor, rugosidade superficial e resistência a flexão ($p=0,395$, $p=0,822$ e $p=0,160$, respectivamente). Os autores concluíram que a imersão em soluções de hipoclorito de sódio simulando a higienização diária em ciclo curto durante 180 dias não influenciou as propriedades avaliadas na resina acrílica polimerizada por microondas.

Davi et al. (2010) avaliaram a estabilidade de cor, rugosidade superficial e resistência a flexão de uma resina acrílica polimerizada por microondas (Onda-Cryl) após imersão em hipoclorito de sódio, simulando a higienização diária de 8 horas durante 180 dias. Os espécimes foram imersos em hipoclorito de sódio a 0,5%, hipoclorito de sódio a 1%, Clorox/Calgon e água destilada (grupo controle). As medidas de cor foram determinadas por um colorímetro portátil. Três linhas paralelas, separadas por 1 mm, foram registradas em cada espécime antes e após a imersão para analisar a rugosidade superficial. A resistência a flexão

foi medida por meio do teste de flexão de 3 pontos em uma máquina universal de ensaios com uma célula de carga de 50 Kgf e velocidade de 1 mm/min. Os resultados do estudo demonstraram que houve significativa alteração de cor para a solução de hipoclorito de sódio a 1%. Quando comparada a rugosidade superficial, nenhuma diferença estatística foi encontrada entre as soluções. Quanto à resistência a flexão, a solução de hipoclorito de sódio a 1% apresentou resultados estatisticamente inferiores quando comparado ao grupo controle. Os autores concluíram que a imersão em soluções de hipoclorito de sódio a 1% simulando a higienização diária em ciclo longo durante 180 dias influenciou as propriedades de cor e resistência a flexão na resina acrílica polimerizada por microondas.

Peracini et al. (2010) avaliaram a estabilidade de cor, rugosidade superficial e resistência a flexão de uma resina acrílica termopolimerizável (Lucitone 550) após imersão em pastilhas efervescente a base de peróxido alcalino, simulando a higienização diária durante 180 dias. Os espécimes foram imersos em Corega Tabs, Bony Plus e água destilada (grupo controle). As medidas de cor foram determinadas por um colorímetro portátil. Três linhas paralelas, separadas por 1 mm, foram registradas em cada espécime antes e após a imersão para analisar a rugosidade superficial. A resistência a flexão foi medida por meio do teste de flexão de 3 pontos em uma máquina universal de ensaios com uma célula de carga de 50 Kgf e velocidade de 1 mm/min. Os resultados do estudo demonstraram que houve significativa alteração de cor para a pastilha Corega Tabs comparada ao grupo controle. Quando comparada a rugosidade superficial, a pastilha Bony Plus demonstrou diferença estatística com os outros grupos. Quanto à resistência a flexão, ambas as pastilhas avaliadas apresentaram resultados estatisticamente inferiores quando comparadas ao grupo controle. Os autores concluíram que a imersão nas pastilhas efervescentes avaliadas deve ser realizada com cautela, pois houve alteração nas propriedades avaliadas.

Por meio da revisão da literatura, observa-se que a eficácia de higienizadores de prótese tem sido estudada, porém a literatura é escassa em relação à possível corrosão ou efeitos deletérios do uso diário destes higienizadores químicos. Com base nessas observações, procurou-se estudar o efeito de higienizadores químicos de próteses removíveis sobre as propriedades físicas das resinas acrílicas termopolimerizáveis e metais, durante um período prolongado de imersão.

PROPOSIÇÃO

“Uma longa viagem começa
com um único passo.”
Lao-Tsé

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a estabilidade de cor, corrosão e rugosidade superficial do titânio comercialmente puro (Tritan®), ligas metálicas de Ni-Cr (Vi-Star®, Fit Cast-SB Plus® e Fit Cast-V®) e resina acrílica termopolimerizável (Lucitone 550) após imersão em solução de hipoclorito de sódio a 0,05%, enxaguatórios bucais (Periogard® e Cepacol®) e em pastilhas efervescentes (Corega Tabs®, Polident® 3 Minute e Medical Interporous®), simulando um período de 180 dias de higienização.

MATERIAL E MÉTODO

"A imaginação é mais importante
que o conhecimento."
Albert Einstein

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1. METAL E LIGAS METÁLICAS

O titânio comercialmente puro (c.p.) grau 1 e três ligas de níquel-cromo foram utilizadas neste estudo (Figura 1). As marcas comerciais, fabricantes e composição do titânio c.p. e das ligas metálicas estão apresentadas no Quadro 1.

Fig. 1 – Titânio c.p. e ligas de níquel-cromo.

Quadro 1. Titânio c.p. e ligas de níquel-cromo.

Marca Comercial	Fabricante	Composição
Tritan®	Dentaurum Inc., Pforzheim, Alemanha	Ti min 99,5%, Fe, O, H, N, C
Vi-Star®	Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil	Ni 72%, Cr 17%, Mo 4,5%, Ti 6%
Fit Cast-SB Plus®	Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil	Ni 60,75%, Cr 25%, Mo 10%, Si 2%, Ti <1%
Fit Cast-V®	Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil	Ni 73%, Cr 14%, Mo 8,5%, Al 1,7%, Be 1,8%

4.2. AGENTES HIGIENIZADORES DE IMERSÃO

Os agentes higienizadores utilizados neste estudo foram: hipoclorito de sódio (Figura 2A), enxaguatórios bucais Periogard® (Figura 2B) e Cepacol® (Figura 2C), pastilhas efervescentes Corega Tabs® (Figura 2D), Medical Interporous® (Figura 2E) e Polident® 3 Minute (Figura 2F). Como controle, foi utilizada a água deionizada (Figura 2G). As marcas comerciais, fabricantes e composição dos agentes higienizadores estão apresentadas no Quadro 2.

Fig. 2 – Soluções empregadas.

Quadro 2. Agentes higienizadores de prótese do tipo imersão.

Marca Comercial	Fabricante	Composição
Q'Boa®	Anhembi S/A, Osasco, SP, Brasil	Hipoclorito de sódio 2 a 2,5 % e água.
Periogard®	Colgate-Palmolive Ind. Brasileira, Osasco, SP, Brasil	Gluconato de clorexidina 0,12%, água, glicerina, etanol, polisorbato 20, composição aromática com sabor predominante de menta, sacarina sódica, FD&C Blue nº 1.
Cepacol®	Sanofi-Aventis Farmacêutica Ltda., Suzano, SP, Brasil	Cloreto de cetilpiridínio 0,500 mg, EDTA di-sódico, sacarina sódica, polisorbato 80, glicerina, fosfato de sódio, fosfato de di-sódio, eucaliptol, mentol, metil salicilato, aroma, perfume, CI 19140, álcool e água.
Corega Tabs®	Stafford-Miller Ind., Rio de Janeiro, RJ, Brasil	Bicarbonato de sódio, ácido cítrico, carbonato de sódio, persulfato de potássio, perborato de sódio, benzoato de sódio, polietilenoglicol 8000, lauril sulfoacetato de sódio, copolímero de acetato de vinil, estearato de sódio, mentol, aromatizantes e corantes: indigotina – CI 73015, azul brilhante – CI 42090 e tartrazina – CI 19140.
Medical Interporous®	MST Laboratories AG, Vaduz, Liechtenstein	Ácido cítrico, lauril sulfato de sódio, monohidrato de lactose, bicarbonato de sódio, cloreto de sódio, monopersulfato de hidrogênio, sabor de hortelã, PVP.
Polident® 3 Minute	GlaxoSmithKline, Filadélfia, Estados Unidos	Peróxido alcalino, enzima proteolítica, polifosfato de sódio, bicarbonato de sódio, ácido cítrico, monopersulfato de potássio, perborato de sódio.

4.3. CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

4.3.1. Obtenção dos padrões em cera

Para a realização deste estudo foram confeccionados 140 padrões em cera (GEO, Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha) em formato de discos de 12 mm de diâmetro e 3 mm de espessura em uma matriz de teflon (Riberval Ind. e Com. de Prod. Ind. Ltda, Ribeirão Preto, SP), confeccionada na Oficina de Precisão da Universidade de São Paulo - Campus Ribeirão Preto (Figura 3). A cera para fundição foi liquefeita em plastificador elétrico (Eletro Mecânica Bravac Ltda, São Paulo, SP, Brasil) com temperatura em torno de 80 ºC e colocada com conta-gotas no interior da matriz. Os discos em cera foram posteriormente polidos com meia de seda (Figura 4).

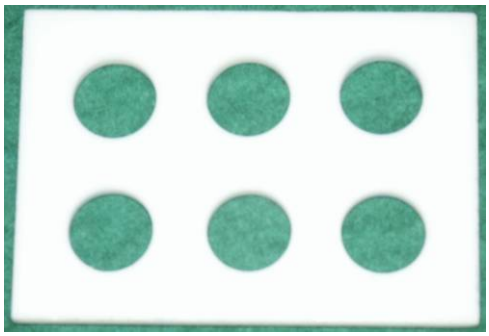

Fig. 3 – Matriz de teflon.

Fig. 4 – Discos em cera.

4.3.2. Inclusão dos padrões em cera

Foram adicionados aos discos em cera os canais de alimentação (Cerafix Manuf. e Com. de Ceras para Moldes Ltda, Pradópolis, SP, Brasil) com câmaras de compensação do tamanho grande (Figura 5). Os discos em cera foram posicionados na base formadora do cadinho (Figura 6). Foram colocados 5 discos de maneira eqüidistantes em cada anel de silicone e aplicado o líquido anti-bolhas (Silikon & Wachs – Entspanner, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Alemanha).

Fig. 5 – *Sprue* posicionado.

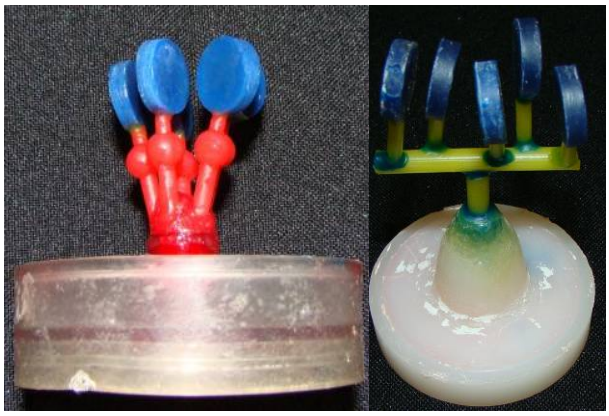

Fig. 6 – Discos na base formadora de cadinho.

Os padrões em cera que foram fundidos em ligas de Ni-Cr, Ni-Cr-Be e Ni-Cr-Mo-Ti foram incluídos em revestimento fosfatado Micro Fine 1700 (Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) (Figura 7), manipulado na seguinte proporção: 180 g de pó, 32 ml de líquido e 12 ml de água destilada. O revestimento foi manipulado a vácuo (Polidental Ind. e Com. Ltda, Cotia, SP, Brasil) por 60 segundos e aguardou-se 30 minutos para a presa final.

Os padrões em cera que foram fundidos em Ti c.p., foram incluídos em revestimento especial Rematitan Plus (Dentaurum Inc., Pforzheim, Alemanha) (Figura 8), manipulado na seguinte proporção: 250 g de pó e 40 ml de líquido. O revestimento foi manipulado a vácuo por 60 segundos e aguardou-se 30 minutos para a presa final.

Fig. 7 – Revestimento Micro Fine 1700.

Fig. 8 – Revestimento Rematitan Plus.

Os moldes de material refratário foram levados ao forno elétrico Edgcon 5P (EDG, São Carlos, SP, Brasil) (Figuras 9 e 10) e submetidos a ciclos térmicos para a expansão do revestimento e eliminação da cera.

O ciclo de aquecimento dos moldes que foram fundidas as ligas de Ni-Cr, Ni-Cr-Be e Ni-Cr-Mo-Ti foi realizado da seguinte maneira: aquecimento à velocidade de 15ºC/min da

temperatura ambiente até 300ºC, permanecendo nesta temperatura por 30 minutos; aquecimento de 15ºC/min até 950ºC, permanecendo nesta temperatura por 20 minutos; resfriamento de 15ºC/min até 900ºC, permanecendo nesta temperatura por 60 minutos.

O ciclo de aquecimento dos moldes que foram fundidos o Ti c.p. foi realizado da seguinte maneira: aquecimento à velocidade de 5ºC/min da temperatura ambiente até 250ºC, permanecendo nesta temperatura por 250 minutos; aquecimento de 5ºC/min até 1000ºC, permanecendo nesta temperatura por 60 minutos; aquecimento de 5ºC/min até 400ºC, permanecendo nesta temperatura por 300 minutos.

Fig. 9 – Forno Edgcon 5P.

Fig. 10 – Moldes de material refratário no forno.

4.3.3. Fundição dos discos

Os moldes de material refratário para fundição do Ni-Cr, Ni-Cr-Be e Ni-Cr-Mo-Ti foram posicionados na máquina de fundição eletrônica Neutrodyn Easyti (Flli Manfredi, Torino, Itália) (Figura 11 e 12), cuja fundição foi realizada por indução a vácuo, com padronização da temperatura, sendo em média 1.415ºC para a liga de Ni-Cr, 1.450ºC para a liga de Ni-Cr-Be e 1.360ºC para a liga de Ni-Cr-Mo-Ti, e torque da centrífuga constante.

Posteriormente, os moldes de material refratário para fundição do Ti c.p. foram posicionados na máquina Rematitan (Dentaurum, Pforzhein, Alemanha) (Figura 13), que foi acionada e as fundições realizadas por arco voltaico, sob vácuo e atmosfera de argônio, com injeção de metal sob vácuo-pressão, com temperatura média de 1.660ºC (Figura 14).

Após a fundição (Figura 15), os canais de alimentação foram cortados com discos de carborundum.

Fig. 11 – Máquina de fundição Neutrodyn Easyti.

Fig. 12 – Vista interna com molde.

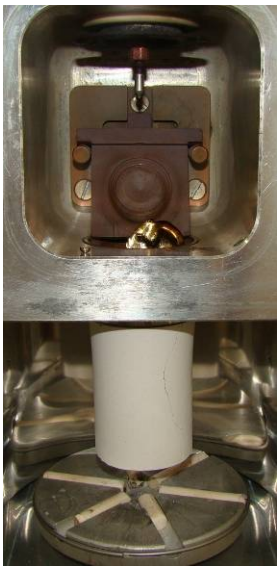

Fig. 13 – Máquina de fundição Rematitan. **Fig. 14** – Liga injetada no interior do molde.

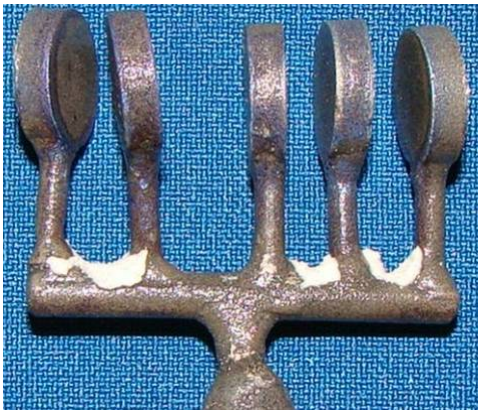

Fig. 15 – Discos fundidos em Ti c.p.

4.3.4. Acabamento e polimento dos discos metálicos

Para realização do acabamento e polimento dos discos metálicos foi utilizada a politriz AROPOL-E (AROTEC, Cotia, SP, Brasil), lixas de granulação 180 (Norton Abrasivos Brasil, Saint-Gobain, França), a 350 rpm por 40 segundos e dispositivos circulares em madeira (15 mm de altura e 22 mm de diâmetro com perfuração de 1 mm de altura e 13 mm de diâmetro)**,** desenvolvidos na Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP-USP, para facilitar a apreensão dos discos metálicos durante o polimento (Figura 16). Após o uso da lixa, os corpos-de-prova foram lavados em água destilada a fim de remover qualquer partícula de metal ou grânulos das lixas utilizadas (Figura 17).

Fig. 16 – Dispositivo de madeira.

Fig. 17 – Disco metálicos polidos e sem polimento.

4.3.5. Inclusão dos discos metálicos em resina acrílica termopolimerizável

Cada disco metálico foi incluído em mufla nº 7 (OGP Produtos Odontológicos Ltda., São Paulo, SP, Brasil) previamente preparada por matrizes de teflon pré-fabricadas (Riberval Ind. e Com. de Prod. Ind. Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil), a fim de incorporar o disco à resina acrílica termopolimerizável Lucitone 550 (Dentsply Ind. Com. Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil) (Figura 18).

Fig. 18 – Resina acrílica termopolimerizável.

Para obtenção do molde de gesso, a metade inferior da mufla foi preenchida com 120 g de gesso pedra tipo III (Gesso-Rio, Orlando Antônio Bussioli, Rio Claro, SP, Brasil) e posteriormente matrizes de teflon com dimensões de 38 mm x 18 mm x 4 mm foram incluídas em 80 g de gesso pedra tipo IV (Densite, Dentsply Ind. Com. Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil) (Figura 19 A-C). Após a presa do gesso, sua superfície foi recoberta com uma fina camada de isolante (Cel-Lac, S.S. White Artigos Odontológicos Ltda., Rio de Janeiro, RJ, Brasil), e posteriormente outra porção de gesso pedra tipo IV foi vertida sobre as matrizes, preenchendo a base da contra-mufla. Para o preenchimento completo da contra-mufla foi colocado 300 g de gesso pedra tipo III (Figura 19 D-G). A mufla foi mantida sob pressão em prensa de bancada (OGP Produtos Odontológicos Ltda., São Paulo, SP, Brasil) por 40 minutos para a presa do gesso (Figura 19 H). Após esta etapa, a mufla foi aberta e as matrizes de teflon removidas, obtendo-se o molde em gesso. Uma fina camada de isolante foi passada em todo o molde de gesso antes da colocação do disco metálico e prensagem da resina acrílica termopolimerizável (Figura 19 I).

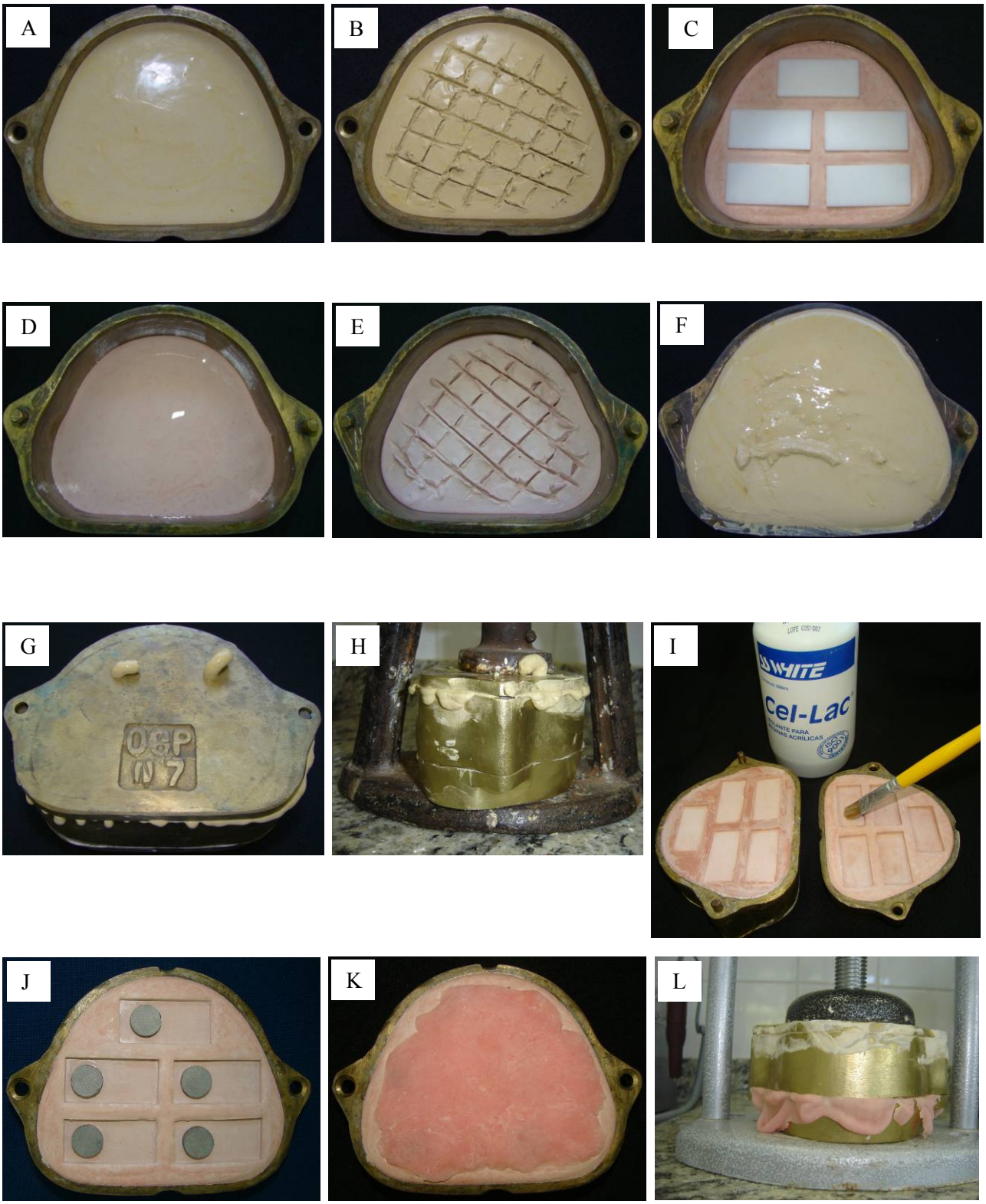

Fig. 19 – A-L – Seqüência para obtenção dos corpos-de-prova.

O disco metálico foi colado no molde com adesivo instantâneo de alta precisão (Loctite Superbonder, Henkel, São Paulo, SP, Brasil) e a resina acrílica termopolimerizável foi manipulada na proporção de 21 g de pó para 10 ml de líquido, sendo inserida na fase plástica e colocada em prensa hidráulica de bancada (VH Grupo Midas Dental Products Ltda, Araraquara, SP, Brasil) sob pressão gradativa até 1,25 toneladas por um tempo de 30 minutos (Figura 19 J-L).

A polimerização da resina acrílica foi realizada em termopolimerizadora elétrica desenvolvida pela Oficina de Precisão da Universidade de São Paulo – Campus Ribeirão Preto, no programa nº 03, na seguinte sequência: Etapa 01 – Elevação da temperatura até 73 ºC; Etapa 02 – 1 hora e 30 min à 73 ºC; Etapa 03 – Elevação da temperatura até 94 ºC; Etapa 04 – 30 min à 94 ºC; Etapa 05 – Finaliza o ciclo térmico.

Completada a polimerização da resina acrílica e seu completo resfriamento em bancada, a mufla foi aberta e os corpos-de-prova foram desincluídos (Figura 20). Foram confeccionados 5 corpos-de-prova para cada situação experimental (liga x solução higienizadora), totalizando 140 corpos-de-prova.

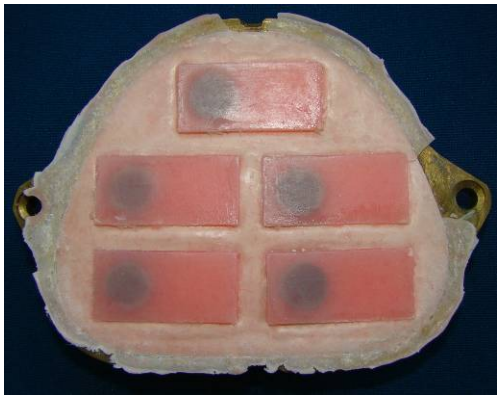

Fig. 20 – Corpo-de-prova com resina polimerizada.

4.3.6. Acabamento e polimento dos corpos-de-prova

O acabamento dos corpos-de-prova (Figura 21) foi realizado por meio de brocas de tungstênio com corte cruzado fino para resina, tipo Minicut (DFS-Diamon GmbH, Riedenburg, Alemanha). Para o polimento dos corpos-de-prova foi utilizada a politriz/lixadeira metalográfica motorizada MAXIPLAN AL (Solotest Aparelhos para

mecânica do Solo Ltda., São Paulo, SP, Brasil) (Figura 22), com velocidade de 600 rpm e lixas de granulação 180, 220, 400, 600 e 1200 (Saint-Gobain Abrasivos Ltda., Guarulhos, SP, Brasil). Após o uso de cada lixa, os corpos-de-prova foram lavados em água destilada a fim de remover qualquer partícula de metal, resina acrílica ou grânulos das lixas utilizadas. Para o polimento final foi utilizado pano de polimento (Fortel Ind. Com, São Paulo, SP, Brasil) e pasta de diamante de 1µm em seringa (Fortel Ind. Com, São Paulo, SP, Brasil), com velocidade de 300 rpm por 40 segundos. Após o polimento final (Figura 23), os corpos-de-prova foram colocados em estufa (DeLeo Equipamentos Laboratoriais, Porto Alegre, RS, Brasil) imersos em água destilada a 37 ± 1°C por 50 ± 2 horas, para eliminação do monômero residual.

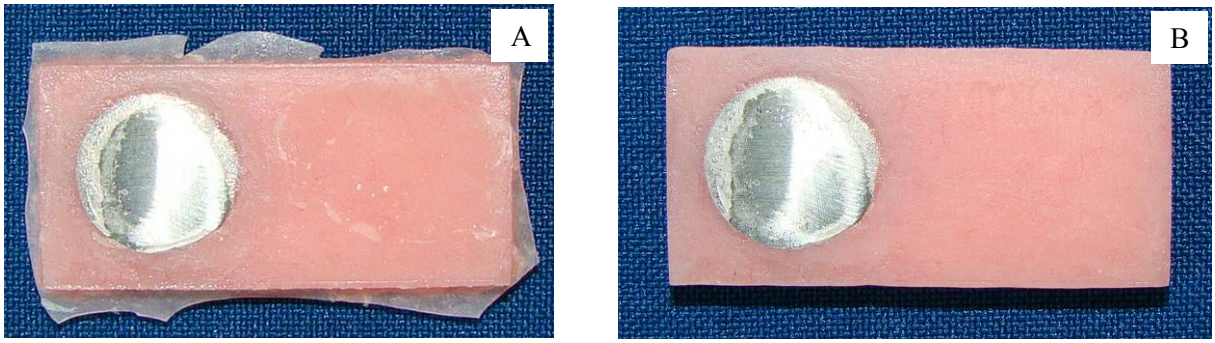

Fig. 21 – Corpo-de-prova – A- sem acabamento, B- após remoção dos excessos com broca.

Fig. 22 – Politriz Maxiplan

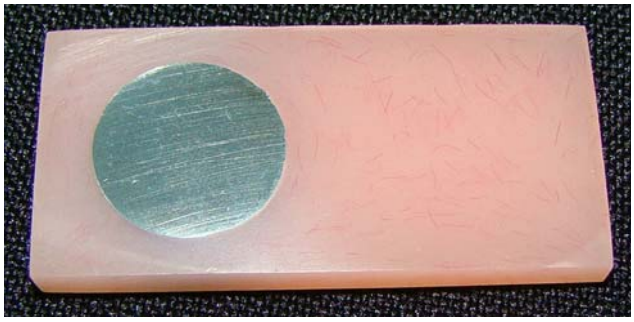

Fig. 23 – Corpo-de-prova polido

4.4. IMERSÃO DOS CORPOS-DE-PROVA EM SOLUÇÕES HIGIENIZADORAS

Os corpos-de-prova foram aleatoriamente distribuídos em sete grupos para cada liga metálica e para o titânio c.p., e então numerados de 1 a 5 com ponta diamantada esférica nº 1011 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil). Os cinco corpos-de-prova de cada grupo foram colocados em sacos plásticos devidamente marcados com a situação experimental (liga metálica x solução higienizadora). Posteriormente foram realizados os ensaios iniciais de estabilidade de cor, perda de massa e rugosidade superficial, antes da imersão.

Após os ensaios iniciais, os corpos-de-prova de cada grupo foram colocados em uma vasilha plástica com a superfície do metal voltada para cima (Figura 24), e posteriormente foi colocada a solução higienizadora preparada conforme instruções do fabricante (quando presente). As pastilhas efervescentes foram imersas em água morna (40ºC ± 1ºC) conforme instruções dos fabricantes. Para isso, foi aquecida a água deionizada em banho maria para que o metal da panela (Tramontina, Carlos Barbosa, RS, Brasil) não interferisse na solução e medida a temperatura com um termômetro digital (G-Tech TH186, Glicomed, Onbo Eletronics, Shenzhen, China).

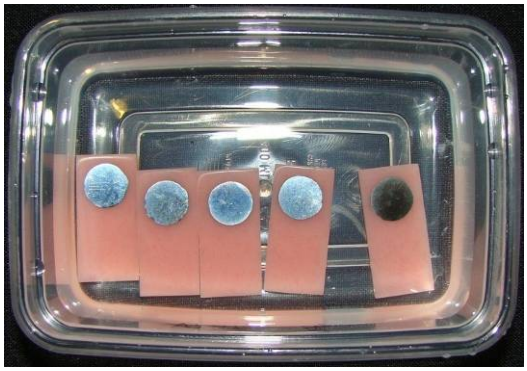

Fig. 24 – Corpos-de-prova posicionados na vasilha plástica.

Com o intuito de simular a imersão em ciclo curto, foram considerados os tempos de imersões de 3 minutos para a pastilha Polident, 5 minutos para a pastilha Corega Tabs, 10 minutos para o hipoclorito de sódio, Cepacol e Periogard, e 15 minutos para a pastilha Medical Interporous e água deionizada. As imersões simularam uma higienização diária de 6 meses. Sendo assim, as soluções ficaram em contato com o corpo-de-prova por um período correspondente a 180 dias de imersão. Multiplicou-se o tempo de imersão de cada produto por

180 imersões, o que correspondeu a 9 horas para a pastilha Polident, 15 horas para a pastilha Corega, 30 horas para o hipoclorito de sódio, Cepacol e Periogard, e 45 horas para a pastilha Medical Interporous e água deionizada. As soluções foram trocadas por seis vezes durante o tempo total de imersão correspondente ao produto, ou seja, as soluções permaneceram em contato com os corpos-de-prova por no mínimo uma hora e trinta minutos até que a próxima troca fosse efetuada.

Para todos os grupos, após cada imersão, os corpos-de-prova foram lavados em água deionizada por 10 segundos, em temperatura ambiente.

As soluções higienizadoras foram utilizadas da seguinte maneira:

1. Hipoclorito de sódio

Foram utilizados 6 ml de hipoclorito de sódio 2 a 2,5 % (Q-Boa, Anhembi S/A, Osasco, São Paulo-SP), diluído em 200 ml de água deionizada, resultando em uma solução a 0,05%.

2. Gluconato de Clorexidina

Foram utilizados 50 ml de Gluconato de Clorexidina a 0,12% (Periogard®, Colgate-Palmolive Ind. Brasileira, Osasco-SP).

3. Cloreto de Cetilpiridínio

Foram utilizados 50 ml de Cloreto de Cetilpiridínio 0,500 mg (Cepacol®, Sanofi-Aventis Farmacêutica Ltda., Suzano-SP).

4. Pastilha Efervescente à Base de Peróxido e Enzima

Foi utilizada a pastilha Corega Tabs® (Stafford-Miller Ind., Rio de Janeiro-RJ) na proporção de um tablete para 200 ml de água deionizada morna, conforme instruções do fabricante para imersão por 5 minutos.

5. Pastilha Efervescente à Base de Ácido Cítrico

Foi utilizada a pastilha Medical Interporous® (MST-Laboratories AG, Vaduz, Liechtenstein) na proporção de um tablete para 200 ml de água deionizada morna, conforme instruções do fabricante para imersão por 15 minutos.

6. Pastilha Efervescente à Base de Peróxido

Foi utilizada a pastilha Polident® 3 Minute (GlaxoSmithKline, Filadélfia, Estados Unidos) na proporção de um tablete para 200 ml de água deionizada morna, conforme instruções do fabricante para imersão por 3 minutos.

A imersão em água deionizada foi o grupo controle do estudo e seu volume foi de 200 ml, em temperatura ambiente.

4.5. ENSAIOS

Os ensaios foram realizados no titânio c.p., ligas metálicas e resina acrílica termopolimerizável. Os dados foram obtidos imediatamente após acabamento e polimento, e após a simulação de um período de 180 dias de imersões nas soluções higienizadoras.

4.5.1. Estabilidade de cor da resina acrílica

Para a leitura inicial de cor da resina acrílica nos corpos-de-prova foi utilizado o Espectrocolorímetro (Color-guide 45/0; BYK-Gardner, Geretsried, Alemanha) (Figura 25). Este aparelho possui um padrão que foi utilizado para confeccionar um dispositivo para a leitura de cor. O dispositivo com dimensões de 56 mm x 42 mm x 22 mm foi confeccionado com silicone pesado (Zetalabor, Zhermack Technical, Badia Polesine, Rovigo, Itália) e com o corpo-de-prova posicionado no centro para copiar as dimensões do mesmo. O dispositivo foi fixado por meio de parafusos contra o padrão, o que garantiu a padronização da posição dos corpos-de-prova para as leituras antes e após as imersões (Figura 26).

O Espectrocolorímetro foi utilizado para quantificar o valor dos estímulos e calcular a alteração de cor a partir dos dados obtidos antes e após o experimento. Os resultados após cada condição experimental foram comparados com aqueles obtidos originalmente para cada corpo-de-prova, e a modificação da cor registrada. Todas as medidas foram realizadas pelo mesmo operador, o qual foi responsável pela calibração do equipamento.

O padrão de observação simulado pelo Espectrocolorímetro segue o sistema CIE L*a*b*, recomendado pela CIE (Comission Internationale de I'Éclairage) o qual consiste de dois eixos a* e b*, que possuem ângulos retos e representam a dimensão da tonalidade ou cor. O terceiro eixo é o brilho L*. Este é perpendicular ao plano a* b*. Com este sistema qualquer cor pode ser especificada com as coordenadas L*, a*, b*. A alteração de cor (ΔE) foi calculada automaticamente pelo aparelho, por meio da seguinte fórmula:

$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

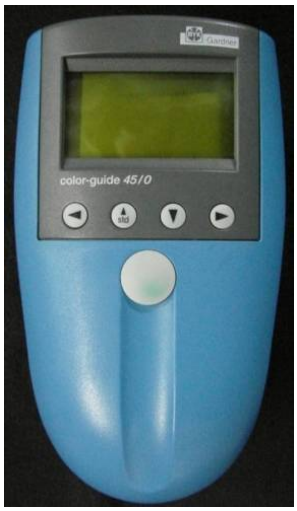

Fig. 25 – Espectrocolorímetro BYK GARDNER **Fig. 26** – Corpo-de-prova no padrão

Para correlacionar a alteração de cor (ΔE) ao ambiente clínico, os dados foram convertidos a unidades da *National Bureau of Standards* (NBS) (POLYZOIS et al., 1997) de acordo com a fórmula: Unidades NBS = ΔE x 0,92. As classificações da NBS estão apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1. Classificação NBS de alteração de cor.

Classificação NBS de alteração de cor	Unidades NBS
Indicial	0,0 – 0,5
Leve	0,5 – 1,5
Perceptível	1,5 – 3,0
Considerável	3,0 – 6,0
Muito	6,0 – 12,0
Excessiva	12,0 - +

4.5.2. Manchamento superficial do metal

Para verificação de presença ou ausência de manchas na liga metálica foi utilizada a análise visual aleatória. Partiu-se de um controle polido, sem imersão, para comparação com os grupos experimentais.

4.5.3. Alteração de massa

Após a remoção dos corpos-de-prova da estufa para eliminação do monômero residual, cada corpo-de-prova foi seco com papel absorvente, até que a umidade visível desaparecesse. Depois foi realizada a pesagem inicial (m1) dos corpos-de-prova com a balança eletrônica analítica modelo A200DS (Denver Instr. Company, EUA) (Figura 27) com sensibilidade de 0,1 mg. Esta balança foi também utilizada para a pesagem do corpo-de-prova depois da imersão (m2), com medidas em grama (g). A alteração de massa (am) foi calculada pela fórmula am = m1 - m2.

Fig. 27 – Corpo-de-prova na balança analítica.

4.5.4. Rugosidade superficial

Para avaliar a rugosidade superficial, os corpos-de-prova foram fixados com auxílio de fita dupla face em uma mesa de medição. Para estas leituras o rugosímetro era previamente calibrado. A análise em Ra significou o cálculo da média aritmética entre picos e vales das superfícies do corpo-de-prova. Foram realizadas três leituras de 4,0 mm de comprimento e valor de "cut-off" de 0,8 mm, a 0,5 mm/s. Ao final calculou-se a média aritmética destas três medidas, em micrometros (μm).

As leituras foram realizadas no centro do metal e na região central da resina acrílica termopolimerizável, com distância entre as leituras de 1 mm (Figura 28), utilizando-se um rugosímetro (Surftest SJ-201P, Mitutoyo Corporation, Japan) (Figura 29 e 30).

As leituras foram realizadas antes e após o procedimento de imersão em soluções higienizadoras para calcular a diferença de rugosidade de cada corpo-de-prova.

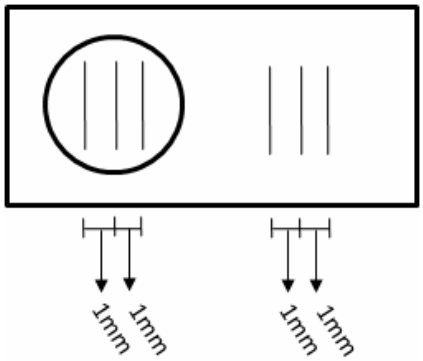

Fig. 28 – Distância entre as três leituras do metal e da resina.

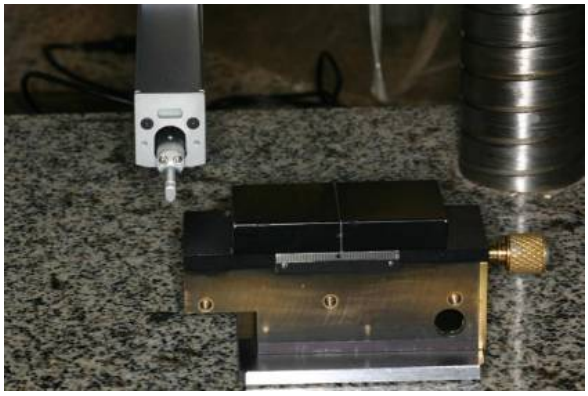

Fig. 29 – Rugosímetro Surftest SJ-201P.

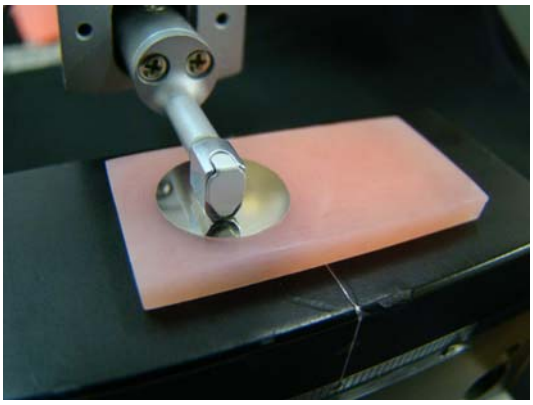

Fig. 30 – Corpo-de-prova no Rugosímetro.

4.5.5. Espectrometria de massa com Plasma Indutivamente Acoplado

A espectrometria de massa com plasma indutivamente acoplado, ICP-MS, é uma técnica para a análise multielementar, pois o modo de operação qualitativo permite em uma única varredura avaliar todos os elementos da tabela periódica. O plasma, utilizado como fonte no espectrômetro, é um gás parcialmente ionizado, no qual as amostras são introduzidas de forma líquida e, após os processos de dissociação, atomização e ionização, obtém-se a

produção de íons simples dos elementos da amostra. Dessa forma, foi possível calibrar o aparelho para identificar somente os isótopos para os elementos Alumínio (Al), Cromo (Cr), Níquel (Ni), Berílio (Be), Molibdênio (Mo) e Titânio (Ti), e quantificá-los (µg/L), tanto na solução pura (inicial), quanto nas soluções experimentais (após imersões) possibilitando comparações da liberação de íons. Estes elementos foram selecionados por meio da composição das ligas metálicas utilizadas no estudo. Outros elementos que possivelmente pudessem estar presentes na solução não eram de interesse na avaliação.

O espectrômetro de massas com plasma acoplado equipado com cela de reação dinâmica modelo ELAN DRC II (PerkinElmer, Shelton, Connecticut, Estados Unidos) (Figura 31) foi utilizado para análise química da presença de íons. Esse equipamento encontra-se instalado, no Laboratório de Toxicologia e Essencialidade de Metais da Faculdade de Ciências Farmacêuticas de Ribeirão Preto – USP.

Foram coletados 10 ml de cada solução higienizadora pura em tubos tipo Falcon estéreis de 15 ml (BD, Franklin Lakes, New Jersey, Estados Unidos) para a leitura inicial da solução. Após o procedimento de imersão dos corpos-de-prova, foram coletados outros 10 ml de cada solução higienizadora para análise química de liberação de íons de cada liga metálica e do titânio c.p. (Figura 32). Foi realizada uma análise quantitativa da concentração dos elementos Alumínio, Cromo, Níquel, Berílio, Molibdênio e Titânio. Após a leitura na máquina, os resultados fornecidos em partes por bilhão (ppb) foram transformados em concentração (µg/L).

Fig. 31 – ELAN DRC II.

Fig. 32 – Amostras para análise química.

4.6. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente os dados foram tabulados e submetidos à análise estatística inicial com o auxílio de um programa estatístico (SPSS 12.0.0 for Windows; SPSS Inc, Chicago, Illinois, Estados Unidos) para detecção de distribuição normal e homogeneidade entre os dados obtidos. Comparações foram realizadas por meio de análise de variância (ANOVA) para dois fatores, seguidas pelo teste de Tukey. Para todos os procedimentos estatísticos, o nível de significância foi de 0,05.

RESULTADOS

“Se me falam, eu esqueço;
se o vejo, me lembro;
se o faço, entendo.”
Provérbio Chinês

5. RESULTADOS

Para as variáveis testadas, a aderência à distribuição normal e a homogeneidade de variâncias foram testadas pelo teste de Kolmogorov-Smirnov e Levene, respectivamente. Para ambas, os testes apontaram aderência à normalidade e variâncias homogêneas, o que possibilitou comparações por meio de métodos paramétricos. Comparações foram realizadas por meio de análise de variância (ANOVA) para dois fatores, seguidas pelo teste de Tukey. Para todos os procedimentos estatísticos, o nível de significância foi de 0,05.

5.1. ESTABILIDADE DE COR DA RESINA ACRÍLICA

A Figura 33 contém as médias dos resultados para a alteração de cor de cada grupo experimental, obtidos por meio das leituras no espectrocolorímetro, de acordo com a fórmula:

$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}.$$

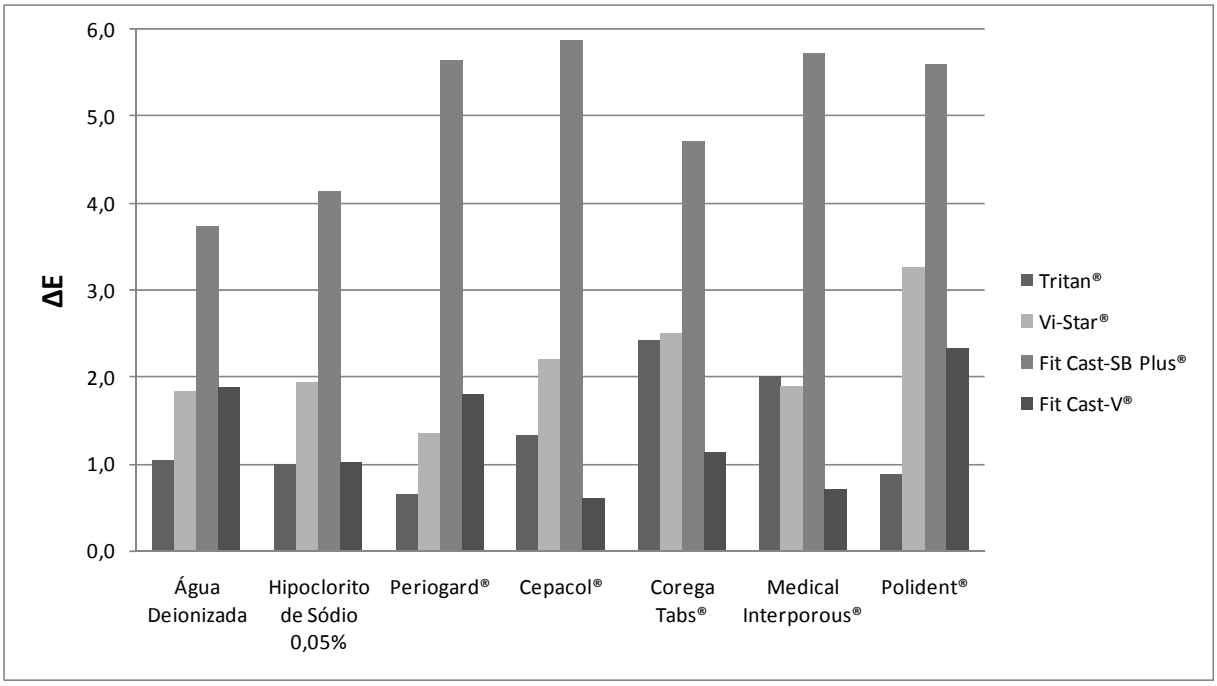

Fig. 33 – Médias dos resultados para a Alteração de Cor.

Por meio da ANOVA para dois fatores (Tabela 2), encontrou-se que nenhum dos produtos de imersão foi diferente do controle para a alteração de cor. As ligas metálicas e o titânio c.p., no entanto, apresentaram diferença significante para a alteração de cor. Como não

houve interação, pode-se afirmar que o efeito dos produtos de imersão na cor foi o mesmo para qualquer uma das ligas metálicas e titânio c.p., ou seja, insignificante. Foi realizado o teste de Tukey para identificar as diferenças entre as ligas metálicas e o titânio c.p. (Tabela 3).

Tabela 2. ANOVA para dois fatores – Alteração de cor após imersão.

	SQ	Gl	QM	F	P
Ligas	329,07	3	109,69	60,19	<0,001*
Produtos	13,98	6	2,33	1,28	0,273
Interação	44,51	18	2,47	1,36	0,168
Erro	204,10	112	1,82		
Total	591,66	139			

* Diferença significante (P<0,05).

Tabela 3. Resultados médios e o desvio padrão para a alteração de cor (ΔE) para o fator de variação ligas.

	Média	Desvio Padrão
Tritan®	1,33 [A]	1,11
Vi-Star®	2,14 [B]	1,22
Fit Cast-SB Plus®	5,06 [C]	1,96
Fit Cast-V®	1,35 [A]	1,07

Letras diferentes representam diferença significante (P<0,05).

Posteriormente, os dados foram calculados de acordo com as unidades NBS (*National Bureau of Standards*) = ΔE* x 0,92 (POLYZOIS et al., 1997) (Tabela 4).

Tabela 4. Valores médios de ΔE calculados de acordo com a NBS.

	Tritan®	Vi-Star®	Fit Cast-SB Plus®	Fit Cast-V®
Água Deionizada	0,95	1,69	3,44	1,72
Hipoclorito de Sódio	0,95	1,78	3,82	0,93
Periogard®	0,60	1,24	5,20	1,66
Cepacol®	1,22	2,02	5,41	0,55
Corega Tabs®	2,23	2,31	4,33	1,04
Medical Interporous®	1,85	1,74	5,26	0,64
Polident®	0,82	3,00	5,15	2,13

Observou-se que os produtos de imersão no titânio c.p. e nas ligas metálicas Vi-Star e Fit Cast-V provocaram alterações de cor classificadas como leves (abaixo de 1,5) e perceptíveis (abaixo de 3,0) e os produtos de imersão na liga metálica Fit Cast-SB provocaram alterações de cor classificadas como considerável, entre 3,0 e 6,0, de acordo com a NBS.

5.2. MANCHAMENTO SUPERFICIAL DO METAL

Após a imersão na solução de hipoclorito de sódio a 0,05%, foi constatada a presença de manchas nas interfaces da resina acrílica com as ligas metálicas Vi-Star® (Ni-Cr-Mo-Ti) (Figura 34) e Fit Cast-V® (Ni-Cr-Be) (Figura 35).

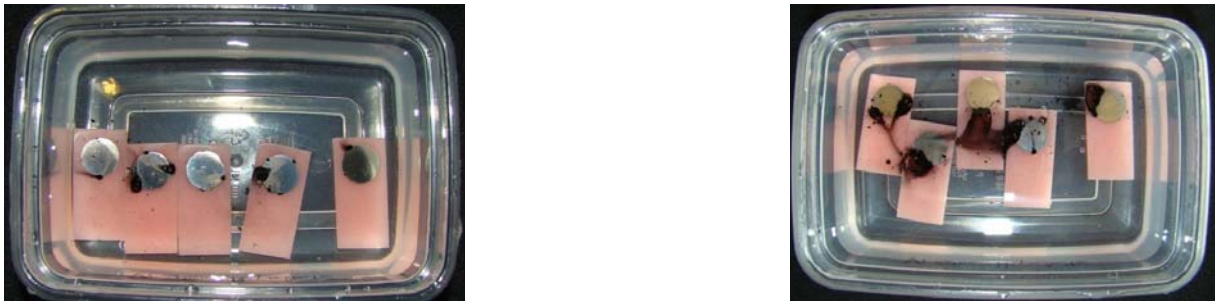

Fig. 34 – Presença de manchas na liga metálica Vi-Star® - após 5ª e 6ª imersão.

Fig. 35 – Presença de manchas na liga metálica Fit Cast-V® - após 5ª e 6ª imersão.

5.3. ALTERAÇÃO DE MASSA

A Figura 36 contém as médias dos resultados para a alteração de massa do corpo-de-prova, obtida por meio das medidas em grama (g) na balança analítica. O peso final foi subtraído do peso inicial para verificar a alteração de massa dos corpos-de-prova.

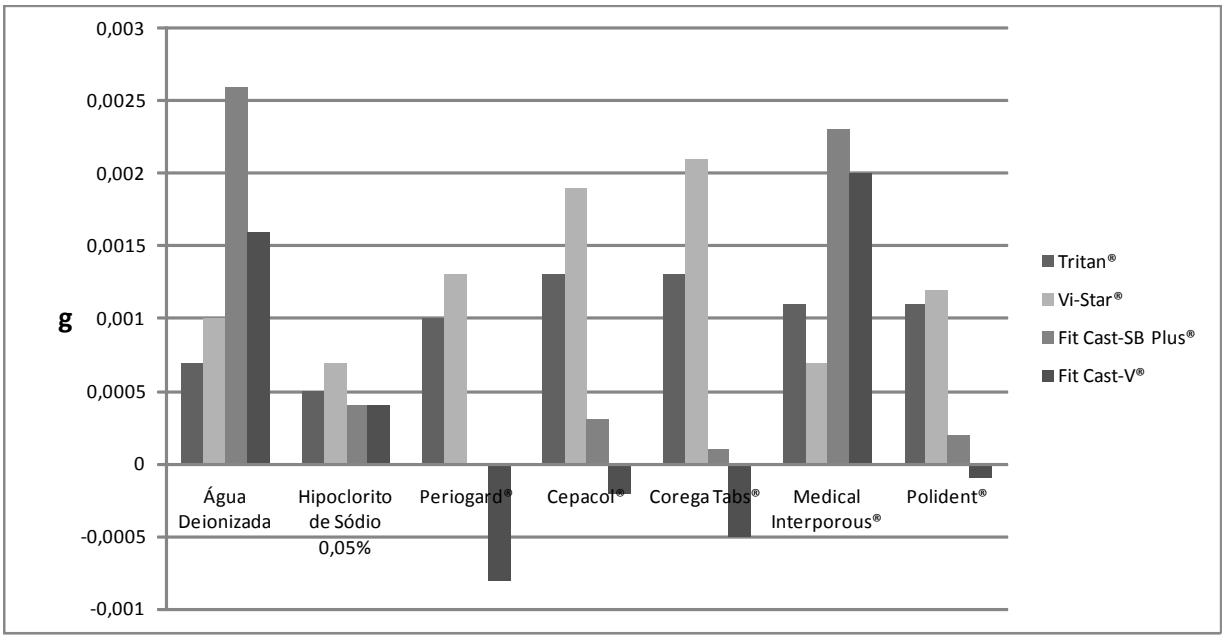

Fig. 36 – Médias dos resultados para a alteração de massa do corpo-de-prova.

Por meio da ANOVA para dois fatores (Tabela 5), encontrou-se que os produtos de imersão e as ligas metálicas e o titânio c.p. apresentaram diferença significante para a alteração de massa do corpo-de-prova. Como não houve interação, pode-se afirmar que o efeito dos produtos de imersão na alteração de massa do corpo-de-prova foi o mesmo para qualquer uma das ligas metálicas e titânio c.p., ou seja, insignificante. Foi realizado o teste de Tukey para identificar as diferenças entre os produtos de imersão e entre as ligas metálicas e o titânio c.p. (Tabelas 6 e 7).

Tabela 5. ANOVA para dois fatores – Alteração de massa do corpo-de-prova após imersão.

	SQ	Gl	QM	F	P
Ligas	0,000	3	0,000	32,782	<0,001*
Produtos	0,000	6	0,000	11,554	<0,001*
Interação	0,000	18	0,000	0,588	0,902
Erro	0,000	112	0,000		
Total	0,000	139			

* Significante, P<0,05.

Tabela 6. Resultados médios e o desvio padrão para a alteração de massa (g) para o fator de variação produtos.

	Média	Desvio Padrão
Água Deionizada	0,0006 [B]	0,0021
Hipoclorito de Sódio	-0,0005 [A]	0,0015
Periogard®	-0,0010 [A]	0,0013
Cepacol®	-0,0013 [A]	0,0017
Corega Tabs®	-0,0013 [A]	0,0018
Medical Interporous®	0,0011 [B]	0,0016
Polident®	-0,0011 [A]	0,0015

Letras diferentes representam diferença significante (P<0,05).

Tabela 7. Resultados médios e o desvio padrão para a alteração de massa (g) para o fator de variação ligas.

	Média	Desvio Padrão
Tritan®	-0,0020 [A]	0,0021
Vi-Star®	-0,0011 [B]	0,0015
Fit Cast-SB Plus®	0,0007 [C]	0,0013
Fit Cast-V®	0,0003 [C]	0,0010

Letras diferentes representam diferença significante (P<0,05).

5.4. RUGOSIDADE SUPERFICIAL

5.4.1. RESINA

Por meio da ANOVA para dois fatores (Tabela 8), encontrou-se que os produtos de imersão, as ligas metálicas e o titânio c.p. apresentaram diferença significante para a rugosidade da resina. Como não houve interação, pode-se afirmar que o efeito dos produtos de imersão na diferença de rugosidade da resina foi o mesmo para qualquer uma das ligas metálicas e titânio c.p., ou seja, insignificante. Foi realizado o teste de Tukey para identificar as diferenças entre os produtos de imersão e entre as ligas metálicas e o titânio c.p. (Tabelas 9 e 10).

Tabela 8. ANOVA para dois fatores – Diferença de rugosidade da resina após imersão.

	SQ	Gl	QM	F	P
Ligas	0,04	3	0,01	10,81	<0,001*
Produtos	0,02	6	0,00	2,91	0,011*
Interação	0,03	18	0,00	1,61	0,069
Erro	0,12	112	0,00		
Total	0,21	139			

* Significante, P<0,05.

Tabela 9. Resultados médios e o desvio padrão para a diferença de rugosidade da resina (µm) para o fator de variação produtos.

	Média	Desvio Padrão
Água Deionizada	0,004 ^{AB}	0,04
Hipoclorito de Sódio	0,011 ^{AB}	0,04
Periogard®	-0,003 ^{A}	0,03
Cepacol®	0,029 ^{B}	0,04
Corega Tabs®	-0,005 ^{A}	0,04
Medical Interporous®	0,020 ^{AB}	0,04
Polident®	0,016 ^{AB}	0,03

Letras diferentes representam diferença significante (P<0,05).

Tabela 10. Resultados médios e o desvio padrão para a diferença de rugosidade da resina (µm) para o fator de variação ligas.

	Média	Desvio Padrão
Tritan®	0,03 [B]	0,03
Vi-Star®	0,00 [A]	0,02
Fit Cast-SB Plus®	0,02 [B]	0,05
Fit Cast-V®	-0,01 [A]	0,04

Letras diferentes representam diferença significante (P<0,05).

5.4.2. METAL

Por meio da ANOVA para dois fatores (Tabela 11), encontrou-se que nenhum dos produtos de imersão foi diferente do controle para a rugosidade do metal. As ligas metálicas e o titânio c.p., no entanto, apresentaram diferença significante para a rugosidade do metal. Como não houve interação, pode-se afirmar que o efeito dos produtos de imersão na diferença de rugosidade do metal foi o mesmo para qualquer uma das ligas metálicas e titânio c.p., ou seja, insignificante. Foi realizado o teste de Tukey para identificar as diferenças entre as ligas metálicas e o titânio c.p. (Tabela 12).

Tabela 11. ANOVA para dois fatores – Diferença de rugosidade do metal após imersão.

	SQ	Gl	QM	F	P
Ligas	0,003	3	0,001	4,819	0,003*
Produtos	0,001	6	0,000	1,065	0,388
Interação	0,004	18	0,000	1,073	0,389
Erro	0,024	112	0,000		
Total	0,033	139			

* Significante, P<0,05.

Tabela 12. Resultados médios e o desvio padrão para a diferença de rugosidade do metal (µm) para o fator de variação ligas.

	Média	Desvio Padrão
Tritan®	0,002 [BC]	0,01
Vi-Star®	-0,007 [A]	0,02
Fit Cast-SB Plus®	0,004 [C]	0,01
Fit Cast-V®	-0,005 [AB]	0,02

Letras diferentes representam diferença significante (P<0,05).

5.5. ESPECTROMETRIA DE MASSA COM PLASMA INDUTIVAMENTE ACOPLADO – ICP-MS

A Tabela 13 contém os resultados para a concentração dos elementos químicos Alumínio (Al), Cromo (Cr), Níquel (Ni), Berílio (Be), Molibdênio (Mo) e Titânio (Ti) na amostra coletada para análise química de liberação de íons de cada liga metálica e do titânio c.p., por meio de espectrometria de massa com plasma indutivamente acoplado – ICP-MS. Inicialmente, foi avaliada a concentração dos elementos na solução pura, antes da imersão. Em seguida, foram avaliadas as concentrações dos elementos Al, Cr, Ni, Be, Mo e Ti para todos os grupos experimentais. Os valores negativos significam que os resultados estão abaixo do limite de detecção do elemento correspondente.

Tabela 13. Concentração dos elementos (µg/L) após análise química de Liberação de Íons.

	Elemento	Solução Pura	Tritan®	Vi-Star®	Fit Cast-SB Plus®	Fit Cast-V®
Água Deionizada	Al	2,120	3,365	5,719	6,528	8,616
	Cr	- 1,663	16,426	8,933	29,849	9,027
	Ni	0,309	1,184	123,971	4,746	103,917
	Be	- 0,033	- 0,033	13,760	0,098	13,170
	Mo	- 0,035	0,041	0,170	2,081	0,126
	Ti	7,905	14,700	5,235	25,477	12,235
Hipoclorito	Al	35,693	13,867	16,787	16,565	10,754
	Cr	47,431	120,913	71,254	117,650	73,196
	Ni	1,359	1,326	136,465	3,533	8,359
	Be	- 0,033	- 0,033	10,140	- 0,016	5,569
	Mo	0,810	0,806	5,421	20,658	7,915
	Ti	25,671	13,384	17,332	15,172	15,272
Periogard	Al	24,901	26,670	22,996	23,487	20,409
	Cr	204,858	218,452	214,227	211,387	202,206
	Ni	1,525	1,960	72,056	5,855	71,358
	Be	- 0,033	- 0,033	11,385	0,016	10,533
	Mo	0,460	0,660	0,830	1,150	0,739
	Ti	155,666	167,167	166,439	119,296	119,296
Cepacol	Al	47,986	47,324	26,897	22,428	25,740
	Cr	204,407	207,836	218,265	248,897	228,738
	Ni	3,661	4,035	68,637	6,032	69,397
	Be	- 0,016	0,000	10,189	0,016	9,009
	Mo	1,675	10,089	9,507	11,070	11,314
	Ti	4.208,823	4.057,171	4.186,263	4.507,776	4.339,946
Corega	Al	1.618,054	1.359,746	1.325,059	1.477,116	1.562,753
	Cr	4,810	10,214	11,241	6,114	9,339
	Ni	3,810	3,606	27,708	6,533	20,540
	Be	0,213	0,115	3,276	0,164	2,113
	Mo	1,816	1,637	1,799	3,378	2,112
	Ti	1.113,910	966,972	984,425	1.078,533	1.247,182
Medical	Al	43,639	52,706	51,346	58,803	35,198
	Cr	58,554	79,951	55,093	78,095	64,133
	Ni	2,068	3,178	896,233	12,489	1.005,456
	Be	- 0,033	0,016	122,282	0,066	135,144
	Mo	0,413	0,473	1,822	4,627	2,554
	Ti	27,247	25,338	24,788	25,460	20,530

Elemento	Solução Pura	Tritan®	Vi-Star®	Fit Cast-SB Plus®	Fit Cast-V®
Cr	22,275	31,831	19,737	34,799	25,075
Ni	3,945	4,946	32,340	5,730	38,521
Be	0,000	0,229	3,505	0,262	4,259
Mo	1,185	1,965	1,950	3,270	2,173
Ti	985,355	1.061,796	989,522	1.061,634	1.060,202

A partir da tabela 13 foi realizada a subtração do resultado de cada elemento pelo valor encontrado na solução pura. Os elementos de maior concentração (>100 µg/L) encontrados nas seguintes soluções após imersão da liga metálica Vi-Star® foram: Água Deionizada – Ni=123,662, Hipoclorito de Sódio – Ni=135,106 e Medical Interporous® – Ni=894,165, Be=122,315. O elemento de maior concentração (>100 µg/L) encontrado na solução de Cepacol® após imersão da liga metálica Fit Cast-SB Plus® foi o Ti=298,953. Os elementos de maior concentração (>100 µg/L) encontrados nas seguintes soluções após imersão da liga metálica Fit Cast-V® foram: Água Deionizada – Ni=103,608, Cepacol® – Ti=131,123, Corega Tabs® – Ti=133,272 e Medical Interporous® – Ni=1003,388, Be=135,177 (Tabela 14).

Tabela 14. Elementos de maior concentração em cada situação experimental.

	Tritan®	Vi-Star®	Fit Cast-SB Plus®	Fit Cast-V®
Água Deionizada	Cr	Ni *	Cr	Ni *
Hipoclorito de Sódio	Cr	Ni *	Cr	Cr
Periogard®	Cr	Ni	Cr	Ni
Cepacol®	Mo	Ni	Ti *	Ti *
Corega Tabs®	Cr	Ni	Ni	Ti *
Medical Interporous®	Cr	Ni * e Be *	Cr	Ni * e Be *
Polident®	Ti	Ni	Ti	Ti

* Elementos de maior concentração no titânio c.p. e ligas metálicas (>100 µg/L).

A liberação de íons mais expressiva, comparando todos os produtos utilizados para imersão, foi constatada nos corpos-de-prova das ligas Vi-Star® e Fit Cast-V® após a imersão na pastilha Medical Interporous®.

DISCUSSÃO

“Feliz aquele que
transfere o que sabe e
aprende o que ensina.”
Cora Coralina

6. DISCUSSÃO

Este estudo foi realizado para identificar o efeito da imersão em soluções químicas nas propriedades de cor, corrosão e rugosidade superficial da resina acrílica e metais. O efeito cumulativo de repetidas imersões de curta duração foi simulado para avaliar 180 dias de uso. Para isso os corpos-de-prova ficaram imersos por um período entre 9 horas e 45 horas, dependendo do produto utilizado. A imersão prolongada da prótese removível, embora irreal na prática clínica, serviu de parâmetro para os possíveis efeitos deletérios nos materiais da prótese após 6 meses.

A higienização diária de próteses removíveis deveria incluir não só a escovação, mas também a imersão em soluções específicas para a remoção do biofilme e descontaminação, pois reduzem a patogenicidade dos microorganismos presentes na superfície. Vários estudos quanto aos métodos químicos de higiene se referem à sua efetividade na remoção de bactérias e fungos, como a *Candida albicans*, com o objetivo de evitar o surgimento da estomatite protética. A não utilização de higienizadores de prótese é considerada outro fator etiológico da estomatite protética, pois é freqüentemente negligenciado pelos pacientes e cirurgiões-dentista.

Perezous et al. (2006) compararam o crescimento de espécies de *Candida* em resina acrílica termopolimerizável e em liga de Níquel-Cromo-Berílio nas próteses totais removíveis de pacientes HIV positivos. Os autores concluíram que a base metálica foi efetiva na diminuição do crescimento fúngico, muito freqüente em próteses totais removíveis.

A imersão de próteses removíveis é um método de higiene já utilizado pela maioria dos pacientes, mas ainda falta um protocolo de utilização dos produtos disponíveis no mercado. As soluções químicas utilizadas para a imersão não deveriam causar nenhuma mudança física, mecânica ou química na resina acrílica e nos metais. Com a revisão da literatura, nenhum outro estudo utilizando o mesmo protocolo experimental foi encontrado. Por isso, é presumível que apenas comparações indiretas possam ser realizadas.

O hipoclorito de sódio é capaz de remover pequenas manchas e resíduos alimentares assim como eliminar as bactérias e fungos aderidos no aparelho protético (HARRISON; JOHNSON; DOUGLAS, 2004). Entretanto possui algumas desvantagens tais como: ação de descoloração da resina acrílica, manchamento ou corrosão por pite de armações de ligas metálicas (ASHTON; BLOCH, 1971; BACKENSTOSE; WELLS, 1977) e odor e sabor inaceitáveis para vários pacientes. Mesmo assim, alguns pacientes preferem os alvejantes de

uso doméstico para os cuidados diários das próteses removíveis por serem de baixo custo e fáceis de usar (KEYF; GÜNGÖR, 2003).

Os efeitos deletérios corrosivos destes higienizadores podem seriamente alterar a forma e a resistência mecânica dos componentes metálicos das próteses (BACKENSTOSE; WELLS, 1977), causados pelo ataque dos íons cloro na superfície do metal. O alvejante para uso doméstico tem sido utilizado puro ou diluído, mas com o mesmo potencial deletério das soluções de hipoclorito patenteadas (TAYLOR; JORDAN, 1967). Webb et al. (1998a) observou que a imersão de próteses de resina acrílica em hipoclorito de sódio a 0,02% diminuiu o número de células de *Candida albicans* e de *Streptococcus gordonii* na superfície da prótese, e confirmou ainda que a concentração de 0,02% do hipoclorito de sódio é a concentração mínima inibitória para espécies de *Candida* (WEBB, 1995).

O trabalho publicado por Barnabé et al. (2004) utilizou 10 ml de hipoclorito de sódio a 1% diluído em 200 ml de água filtrada, resultando em uma solução a 0,05%, a mesma concentração utilizada neste estudo. Os autores concluíram que a associação de escovação com sabão de côco e imersão de próteses totais removíveis em solução de hipoclorito de sódio a 0,05% por 10 minutos reduziu a patogenicidade da *Candida albicans* e do *Streptococcus mutans*, resultando em melhora clínica de lesões de estomatite protética.

Os peróxidos alcalinos são constituídos de tabletes efervescentes que, quando dissolvidos em água, tornam-se soluções alcalinas de peróxido de hidrogênio. Estes produtos, em geral, incluem um agente liberador de oxigênio, como o perborato ou bicarbonato de sódio ou percarbonato, e um detergente alcalino, como o fosfato trissódico (DEVLIN; KAUSHIK, 2005; NEILL, 1968), que remove resíduos de alimentos e pequenas manchas (BACKENSTOSE; WELLS, 1977; GORNITSKY et al., 2002; MOORE; SMITH; KENNY, 1984). A ação de limpeza mecânica é resultado da produção de bolhas criadas pelo oxigênio liberadas durante a reação química (JAGGER; HARRISON, 1995). E a quantidade de oxigênio liberado determina o grau de efetividade da solução higienizadora (ÜNLÜ; ALTAY; SAHMALI, 1996). As pastilhas efervescentes à base de perborato de sódio, Corega Tabs® e Polident®, foram incluídas no estudo para comparação de métodos usualmente indicados e estudados no Brasil e internacionalmente, respectivamente. Utilizou-se também uma pastilha inserida recentemente no mercado, a Medical Interporous®, indicada pelo fabricante para uso em próteses com componentes metálicos sem efeitos deletérios.

O mecanismo de ação dos higienizadores de peróxido alcalino é mais pronunciado durante o período inicial e seu potencial diminui com o resfriamento da solução, enquanto que outras soluções químicas, tais como hipoclorito de sódio, exibem um efeito contínuo e

cumulativo com o passar do tempo (NEILL, 1968). As pastilhas efervescentes possuem odor agradável, mas não são acessíveis a todos os usuários de próteses removíveis devido ao alto custo para uso diário. Outro fator que deve ser considerado é que as soluções de peróxido alcalino podem alterar as propriedades da resina se não utilizadas corretamente.

Em estudo realizado com a imersão da liga de cobalto-cromo em solução de hipoclorito de sódio, em solução com tabletes higienizadores à base de enzimas alcalinas e peróxido, e em água de torneira apenas, foi observada a perda de brilho na liga, concluindo que estes produtos não podem ser usados indiscriminadamente em próteses com componentes metálicos (KEYF, GÜNGÖR, 2003). Nikawa et al. (2003) e Jin et al.(2003) afirmaram que não apenas os peróxidos, mas também outros componentes dos agentes higienizadores químicos bem como o pH podem causar danos aos materiais das próteses removíveis.

Foram avaliados também os enxaguatórios bucais Cepacol® e Periogard®, conforme constatação científica de efeitos antimicrobianos (FRANCO-NETO et al., 2008; ITO et al., 1980; LESSA et al., 2007; MENENDEZ et al., 2005; SREENIVASAN et al., 2004). No entanto, os enxaguatórios bucais são muitas vezes usados diluídos em água devido ao alto custo para uso puro em uma quantidade suficiente para a imersão. Mas não há constatação científica da ação antimicrobiana destas soluções diluídas. Além disso, a imersão de próteses totais removíveis em solução de gluconato de clorexidina a 1% ou 2% pode causar manchamento (BUDTZ-JØRGENSEN, 1979).

A redução das propriedades físicas da resina acrílica pode ocorrer pelo efeito plasticizante da água absorvida quando imersa em solução aquosa (GARCIA et al., 2004), causando hidrólise e decomposição da resina acrílica (HONG et al., 2009). Independente da técnica de polimerização pode haver monômero residual na resina acrílica. Este monômero residual metilmetacrilato é também conhecido por ter um efeito plasticizante na resina acrílica (DEVLIN; KAUSHIK, 2005; DŎGAN et al., 1995). Quando em contato com solventes orgânicos ou soluções contendo cloro o monômero solubiliza (CRAIG, 1997) e assim causa branqueamento. Os corpos-de-prova deste estudo foram imersos em água destilada e colocados em estufa para eliminação do monômero residual na resina acrílica polimerizada (ADA, 1975).

Dentre as propriedades físicas da resina acrílica, a estabilidade de cor é considerada determinante na longevidade da prótese e aceitação do paciente (HONG et al., 2009). Saraç et al. (2007) e Purnaveja et al. (1982) relataram que os higienizadores de próteses podem causar branqueamento, perda de componentes solúveis ou absorção de água em resina acrílica.

Para medir as alterações de cor foi utilizado um colorímetro portátil. A análise de cor por meio de um instrumento oferece uma vantagem potencial sobre a determinação de cor visual, porque as leituras no instrumento são objetivas, podem ser quantificadas e são mais rapidamente obtidas (OKUBO et al., 1998). As unidades NBS foram também utilizadas neste estudo por serem importantes na comparação de cor e nas funções de controle de qualidade (POLYZOIS et al., 1997). Os valores de ΔE igual a 1 são considerados visualmente detectáveis 50% das vezes, enquanto que um ΔE maior que 2 é detectável 100% das vezes (POLYZOIS et al., 1997).

A imersão nos produtos de higienização pelo tempo preconizado neste estudo não influenciou na cor da resina acrílica dos corpos-de-prova. Este resultado está de acordo com o estudo de Sato et al. (2005), que também não detectou alteração de cor na resina acrílica com o uso de agentes químicos. No entanto, Unlü, Altay e Sahmali (1996) verificaram que a Corega Tabs® apresentou maior efeito branqueador que a Polident®. Apesar da resina acrílica termopolimerizável ter sido a mesma utilizada para ambas as ligas, foram observadas diferenças entre os metais, sendo que a resina associada ao titânio c.p. e a liga de níquel-cromo com berílio (Fit Cast-V) apresentaram os menores valores de alteração de cor e ao transformar os valores segundo a NBS a alteração de cor foi leve (abaixo de 1,5) e perceptível (abaixo de 3,0). Apesar de terem sido seguidas as instruções dos fabricantes em relação à manipulação da resina e conservação em local seco, longe de calor e umidade em embalagem hermeticamente fechada, os espécimes correspondentes ao grupo da liga Fit Cast-SB Plus apresentou alteração de cor considerável (entre 3,0 e 6,0), isto pode ser devido ao maior tempo de armazenamento dos corpos-de-prova que foram os primeiros a serem confeccionados. Além disso, caso o tempo ou temperatura dos ciclos de polimerização da resina fossem inferiores aos recomendados, elevados níveis de monômero residual poderiam reagir com os solventes e reagentes externos (ROBINSON; MCCABE; STORER, 1985; 1987), provocando alteração de cor da resina.

A temperatura da água utilizada para preparar a solução influencia diretamente na estabilidade de cor da resina acrílica (ARAB; NEWTON; LLOYD, 1988; CRAWFORD et al., 1986). Robinson, McCabe e Storer (1987) demonstraram que a imersão de resinas termo e autopolimerizáveis em peróxido alcalino (Steradent®) na temperatura de 95ºC e em hipoclorito quente causaram branqueamento severo. Isto indicou que a temperatura da solução de imersão foi fator primordial no efeito branqueador. Devlin e Kaushik (2005) demonstraram absorção de água na superfície da resina acrílica causada por solução quente de peróxido alcalino, o que resultou em branqueamento irreversível da superfície quando os espécimes

foram secos. No presente estudo, as soluções de peróxido alcalino e hipoclorito de sódio foram preparadas com água morna (40ºC), como recomendado pelo fabricante.

Segundo Schmalz e Garhammer (2002), a corrosão é um processo eletroquímico de liberação de íons, dependente da composição da liga, condições da superfície, pH e aspectos mecânicos quando em função. Compostos químicos, conhecidos como produtos de corrosão, são produzidos quando o metal entra em contato com elementos não metálicos. Conseqüentemente, o processo pode ser acelerado ou retardado ou mesmo não influenciar a deterioração da superfície do metal (O'BRIEN, 1997). Por meio de passivação, ou seja, da formação de película protetora sobre a superfície do metal, há inibição do processo de corrosão, muito comum na superfície do titânio. Isto ocorre também nas ligas de níquel-cromo sem berílio, cuja película passivadora é composta de óxido de cromo, que é transparente e fortemente aderida à superfície (SCHALCH et al., 2004). Nas ligas de níquel-cromo com berílio a resistência a corrosão é diminuída.

Morris et al. (1992) avaliaram diferentes ligas metálicas (nobres, à base de cobalto e à base de níquel), tanto no aspecto composição do material quanto seus efeitos clínicos. Quanto à composição destas ligas, o níquel aumenta a ductibilidade enquanto diminui a temperatura de fusão e dureza. O cromo promove dureza, resiliência e aumenta a resistência à corrosão quando presente em mais de 16% de massa. O alumínio aumenta a resistência e a dureza. O berílio diminui a temperatura de fusão e a resistência a corrosão, enquanto que melhora a fusibilidade e a ligação. O titânio e o manganês aumentam a resistência à corrosão e servem como agentes de ligação. O molibdênio aumenta a resistência à corrosão. Quanto aos efeitos clínicos, não há evidências de efeitos colaterais nocivos.

São poucos os estudos sobre o comportamento das ligas alternativas de baixo custo quando em contato com agentes químicos. Os ensaios realizados neste estudo constataram que a imersão na solução de hipoclorito de sódio a 0,05% causou manchas nas interfaces da resina acrílica com as ligas metálicas Vi-Star e Fit Cast-V, após a 5ª e 6ª imersão. Este manchamento é precursor da corrosão, que pode ocorrer pelo ataque de compostos na superfície do metal. Em relação ao hipoclorito de sódio, há dissociação de íons cloreto, que são extremamente agressivos (MERCHANT; MOLINARI, 1989). As alterações superficiais como o manchamento também foi observado no caso clínico apresentado por Sutton e Rogers (2001) e no estudo de Backenstose e Wells (1977), no qual foi observada severa oxidação nos metais imersos na solução de hipoclorito de sódio. Keyf e Güngör (2003) também relataram que soluções de limpeza à base de peróxido e hipoclorito de sódio apresentaram efeitos na

superfície da liga de Co-Cr, como descoloração (perda de brilho) e manchamento, porém a massa dos corpos-de-prova foi mantida.

Com o avanço da tecnologia odontológica, o titânio é atualmente utilizado na confecção de infra-estruturas de próteses fixas, infra-estruturas de próteses sobre implantes e armações metálicas de próteses parciais ou totais removíveis (SUTTON; ROGERS, 2001). As características anti-corrosivas do titânio comercialmente puro disseminou o seu uso na reabilitação oral após o sucesso estabelecido com os implantes osseointegráveis. Neste estudo, o titânio c.p. não apresentou manchas superficiais características de processo de corrosão. No entanto, apesar da liga Vi-Star conter titânio não foi em quantidade suficiente para evitar a corrosão.

Este estudo demonstrou que a imersão em água deionizada e em pastilha Medical Interporous provocaram ganho de massa de 0,011% e 0,021%, respectivamente. As outras soluções causaram perda de massa do corpo-de-prova, sendo que Cepacol e Corega Tabs perderam 0,024% de massa, e foram estatisticamente diferentes da água deionizada e da pastilha Medical Interporous. Os corpos-de-prova das ligas de níquel-cromo com e sem berílio (Fit Cast-V e Fit Cast-SB Plus, respectivamente) ganharam 0,005% e 0,012% de massa após a imersão e apresentaram diferença significante dos corpos-de-prova do titânio c.p. e da liga Vi-Star (Ni-Cr-Mo-Ti), com perda de massa de 0,037% e 0,021% respectivamente.

Considerando que para cada 1% de aumento de massa devido à absorção de água a uma temperatura constante, a resina acrílica expande linearmente por cerca de 0,23% (PHOENIX, 1973), os resultados encontrados neste estudo foram insignificantes clinicamente. Smith e Schoonover (1953) demonstraram que a resina acrílica de próteses removíveis expandem linearmente cerca de 0,38% quando imersa em água a 37ºC, o que não ocorreu com os corpos-de-prova deste estudo devido ao baixo ganho de massa.

A rugosidade superficial de materiais constituintes de uma prótese é de extrema importância, pois pode afetar direta ou indiretamente a adesão de microrganismos (BERGER et al., 2006; GLASS et al., 2004, TAYLOR; MARYAN; VERRAN, 1998; MORGAN; WILSON, 2001; NIKAWA et al., 2003). Bollen, Lambrechts e Quirynen (1997) relataram a dependência da rugosidade superficial da resina acrílica na granulação das lixas de polimento. Verran e Maryan (1997) compararam a retenção da *Candida albicans* em resina acrílica lisa e rugosa e observou maior número de células em superfícies rugosas. Para produzir uma superfície plana e lisa nos corpos-de-prova do presente estudo, uma seqüência de lixas para acabamento e pano de polimento com pasta de diamante de 1μm foram utilizados em politriz

metalográfica. Assim, os achados neste estudo estariam relacionados a alterações causadas apenas pelos higienizadores de prótese.

Os corpos-de-prova que foram imersos no Periogard e na pastilha Corega Tabs apresentaram média da rugosidade final menor que a inicial, deixando a superfície da resina mais lisa após a imersão. As demais soluções, incluindo o grupo controle (água deionizada) apresentaram aumento da rugosidade da resina, mas não foram diferentes estatisticamente do Periogard e da Corega Tabs, somente o Cepacol que apresentou uma alteração significante da rugosidade. Os corpos-de-prova da liga Fit Cast-SB Plus e titânio comercialmente puro apresentaram aumento da rugosidade da resina e foram estatisticamente diferentes dos corpos-de-prova das ligas Fit Cast-V e Vi-Star.

A imersão nos produtos de higienização não influenciou na rugosidade dos metais estudados. Ao se comparar os metais observou-se que as ligas Fit Cast-V e Vi-Star apresentaram média da rugosidade final menor que a inicial, deixando a superfície dos metais mais lisa após a imersão. Os corpos-de-prova da liga Fit Cast-SB Plus e titânio comercialmente puro apresentaram aumento da rugosidade do metal, sendo que a liga Fit Cast-SB Plus foi estatisticamente diferente das ligas Fit Cast-V e Vi-Star. Estes resultados concordam com os encontrados por Garcia et al. (2004), cujo estudo utilizou corpos-de-prova de Ti-6Al-4V e Co-Cr e imersão em perborato de sódio por 30 dias, observando alteração da rugosidade superficial nos metais.

Apesar da diferença estatística da rugosidade superficial encontrada neste estudo tanto na resina acrílica quanto nos metais, os valores médios de rugosidade estão bem abaixo do limite de 0,2 µm para retenção bacteriana (BOLLEN; LAMBRECHTS; QUIRYNEN, 1997). O aumento da rugosidade acima deste limite resulta simultaneamente em acúmulo de biofilme, o qual torna-se aderido à superfície e protegido de forças de cisalhamento e medidas de higiene (VERRAN; MARYAN, 1997). A colonização microbiana é de fato iniciada em superfícies irregulares, onde os fungos e bactérias ficam fortemente protegidos (BOLLEN; LAMBRECHTS; QUIRYNEN, 1997).

A análise química de liberação de íons de cada liga metálica e do titânio c.p., por meio de espectrometria de massa com plasma indutivamente acoplado – ICP-MS, foi realizada para quantificar os elementos químicos Al, Cr, Ni, Be, Mo e Ti em todos os grupos experimentais. A liberação de íons mais expressiva, comparando todos os produtos utilizados para imersão, foi constatada nas ligas Vi-Star (Ni-Cr-Mo-Ti) e Fit Cast-V (Ni-Cr-Be) após a imersão na pastilha Medical Interporous, com a liberação do níquel na solução.

O desempenho do higienizador de prótese pode ser avaliado da seguinte maneira: falha de utilização correta do produto pelo paciente, influência da marca comercial na persuasão do paciente, sabor e odor agradável e fácil manipulação (NEILL, 1968). Neste estudo foi possível observar que a pastilha Medical Interporous® apresentou dissolução mais difícil e odor desagradável, diferentemente das demais pastilhas que apresentaram odor mentolado. O Cepacol® apresentou odor mais agradável que o Periogard®, provavelmente devido à composição aromática e presença de eucaliptol e mentol em sua composição.

É importante que o paciente faça uso de um método eficiente na remoção do biofilme e que o produto utilizado não altere as propriedades dos materiais constituintes do aparelho protético, tanto a resina acrílica quanto as ligas metálicas. Infelizmente, os rótulos dos higienizadores patenteados não contêm declarações dos possíveis danos às estruturas metálicas das próteses removíveis.

Considerando as limitações metodológicas deste estudo, apenas uma resina acrílica termopolimerizável foi avaliada. Além disso, foram realizados testes in vitro, enquanto que faltam avaliações clínicas com a prótese em função.

Portanto, estudos futuros referentes às demais propriedades da resina acrílica e dos componentes metálicos das próteses removíveis, tais como dureza e resistência a flexão, são necessários a fim de oferecer segurança para o uso pelo paciente. Por isso, os resultados deste estudo devem ser interpretados com cautela, pois resultados diferentes podem ser obtidos quando tensão de fadiga durante a função (in vivo) é combinada com a ação química dos higienizadores de prótese.

Futuras pesquisas com biofilme poderiam influenciar as soluções de higienização. Além disso, o período de teste deveria ser mais longo para a simulação do uso em longo prazo. A associação com métodos mecânicos de higienização poderia mostrar interações potenciais, isto é, maiores alterações na rugosidade quando a escovação é associada com um dos higienizadores testados. Também, estudos in vivo poderiam determinar se o uso diário do higienizador poderia causar irritação da mucosa e alergia.

Diante de todos os resultados obtidos foi possível concluir que o titânio comercialmente puro causou menores alterações das propriedades avaliadas. As ligas Vi-Star e Fit Cast-V podem ser consideradas seguras para a confecção de aparelhos protéticos removíveis, mas com a condição de não utilizar o hipoclorito de sódio a 0,05% ou a pastilha Medical Interporous para a higienização, pois causaram corrosão e maior liberação de íons, respectivamente.

CONCLUSÕES

"Toda a conquista, todo o passo adiante no conhecimento é conseqüência da coragem, da dureza em relação a si mesmo, da decência consigo mesmo."

Nietzche

7. CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo pôde-se concluir que:

1. As soluções higienizadoras avaliadas não foram deletérias à resina acrílica termopolimerizável, quando avaliada a estabilidade de cor. Porém, a solução de hipoclorito de sódio 0,05% causou manchamento da superfície das ligas Vi-Star e Fit Cast-V;

2. O titânio comercialmente puro causou menores alterações das propriedades de cor, corrosão e rugosidade superficial;

3. O grupo da liga Fit Cast-SB Plus apresentou a maior alteração de cor da resina acrílica e maior rugosidade tanto da resina quanto do metal;

4. O Cepacol causou maior perda de massa e aumento da rugosidade da resina acrílica apesar destes resultados serem insignificantes clinicamente;

5. As ligas Vi-Star e Fit Cast-V podem ser consideradas seguras para a confecção de aparelhos protéticos removíveis, mas com a condição de não utilizar o hipoclorito de sódio a 0,05% ou a pastilha Medical Interporous para a higienização, pois causaram corrosão e maior liberação de íons, respectivamente.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. ABELSON, D. C. Denture plaque and denture cleansers. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St Louis, v. 45, n. 4, p. 376-379, Apr. 1981.

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

3. ABERE, D. J. Post-placement care of complete and removable partial dentures. **Dental Clinics of North America,** Philadelphia, v. 23, n. 1, p. 143-151, Jan. 1979.

4. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Revised American Dental Association Specification nº 12 for denture base polymers. **Journal of American Dental Association,** Chicago, v. 90, n. 2, p. 451-458, Feb. 1975.

5. ANDRÉ, R. F. G. et al. Mutans streptococci: prevalence and susceptibility to mouthwashes of the strains isolated from complete denture. **Journal of Dental Research**, Chicago, v. 76, n. 5, p. 436, May. 1997.

6. ARAB, J.; NEWTON, J. P.; LLOYD, C. H. The importance of water temperature in denture cleaning procedures. **Journal of Dentistry**, Bristol, v. 16, n. 6, p. 277-281, Dec. 1988.

7. ASAD, T.; WATKINSON, A.; HUGGET, R. The effect of disinfection procedures on flexural properties of denture base acrylic resins. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St Louis, v. 68, p. 191-195, 1992.

8. ASHTON, L. A.; BLOCH, G. A. Cleanser effects on denture materials. **Georgetown Dental Journal,** Georgetown, v. 37, n. 2, p. 12-14, June-Nov. 1971.

9. AUGSBURGER, R. H.; ELAHI, J. M. Evaluation of seven proprietary denture cleansers. **Journal of Prosthetic Dentistry,** St. Louis, v. 47, n. 4, p. 356-359, Apr. 1982.

10. AZEVEDO, A. et al. Effect of disinfectants on the hardness and roughness of reline acrylic resins. **Journal of Prosthodontics,** Chapel Hill, v. 15, n. 4, p. 235-242, July-Aug. 2006.

11. BACKENSTOSE, W. M.; WELLS, J. G. Side effects of immersion-type cleansers on the metal components of dentures. **Journal of Prosthetic Dentistry,** St. Louis, v. 37, n. 6, p. 615-621, June. 1977.

12. BARNABÉ, W. et al. Efficacy of sodium hypochlorite and coconut soap used as disinfecting agents in the reduction of denture stomatitis, *Streptococcus mutans* and *Candida albicans*. **Journal of Oral Rehabilitation**, London, v. 31, n. 5, p. 453-459, May. 2004.

13. BASSON, N. J.; QUICK, A. N.; THOMAS, C. J. Household products as sanitising agents in denture cleansing. **Journal of the Dental Association of South Africa**, South Africa, v. 47, n. 10, p. 437-439, Oct. 1992.

14. BATES, J. F.; SMITH, D. C. Evaluation of indirect resilient liners for dentures: laboratory and clinical tests. **Journal of American Dental Association**, Chicago, v. 70, p. 344-353, Feb. 1965.

15. BERGER, E. K.; EWOLDSEN, N. Managing biofilm in dental prosthesis. **Contemporary Oral Hygiene,** Mar. 2006, Disponível em: http://www.contemporaryoralhygieneonline.com.

16. BERGER, J. C. et al. Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. **Journal of Prosthodontics,** Chapel Hill, v. 15, n. 3, p. 180-186, May-June. 2006.

17. BOLLEN, C. M.; 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. **Dental Materials**, Oxford, v. 13, n. 4, p. 258-269, July. 1997.

18. BUDTZ-JØRGENSEN, E. Materials and methods for cleaning dentures. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 42, n. 6, p. 619-623, Dec. 1979.

19. CHAN, E. C. S et al. Comparison of two popular methods for removal and killing of bacterias from dentures. **Journal of the Canadian Dental Association**, Ottawa, v. 57, n. 12, p. 937-939, Dec. 1991.

20. COELHO, C. M. P.; SOUSA, Y. T. C. S.; DARÉ, A. M. Z. Denture-related oral mucosal lesions in a Brazilian school of dentistry. **Journal of Oral Rehabilitation,** London**,** v. 31, n. 2, p. 135-139, Feb, 2004.

21. COUNCIL ON DENTAL THERAPEUTICS AND COUNCIL ON PROSTHETIC SERVICES AND DENTAL LABORATORY RELATIONS. Guidelines for infection

control in dental office and the commercial dental laboratory. **Journal of American Dental Association,** Chicago, v. 110, n. 6, p. 969-972, June. 1985.

22. CRAWFORD, C. A. et al. Denture bleaching: a laboratory simulation of patients' cleaning procedures. **Journal of Dentistry**, Bristol, v. 14, n. 6, p. 258-261, Dec. 1986.

23. CRAIG, R. G. **Restorative Dental Materials** (10th ed). Saint Louis, Mosby, 1997. p. 500-551.

24. DAVI, L. R. et al. Effect of the physical properties of acrylic resin of overnight immersion in sodium hypochlorite solution. **Gerodontology,** 2010. doi:10.1111/j.1741-2358.2009.00336.x. In press.

25. DEVLIN, H.; KAUSHIK, P. The effect of water absorption on acrylic surface properties. **Journal of Prosthodontics**, Chapel Hill, v. 14, n. 4, p. 233-238, July-Aug. 2005.

26. DIKBAS, I.; KOKSAL, T.; CALIKKOCAOGLU, S. Investigation of the cleanliness of dentures in a university hospital. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 19, n. 3, p. 294-298, May-June. 2006.

27. DILLS, S. S. et al. Comparison of the antimicrobial capability of an abrasive paste and chemical-soak denture cleaners. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St Louis, v. 60, n. 4, p. 467-470, Oct. 1988.

28. DŎGAN, A. et al. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. **Journal of Dentistry**, Bristol, v. 23, n. 5, p. 313-318. May. 1995.

29. ELLAKWA, A. E.; EL-SHEIKH, A. M. Effect of Chemical Disinfectants and Repair Materials on the Transverse Strength of Repaired Heat-Polymerized Acrylic Resin. **Journal of Prosthodontics**, Chapel Hill, v. 15, n. 5, p. 300-305, Sep-Oct. 2006.

30. FRANCO-NETO, C. A. et al. Comparative analysis of the effect of two chlorhexidine mouthrinses on plaque accumulation and gingival bleeding. **Brazilian Oral Research**, São Paulo, v. 22, n. 2, p. 139-44, Apr-June. 2008.

31. GARCIA, R. C. M. R. et al. Effect of a denture cleanser on weight, surface roughness, and tensile bond strength of two resilient denture liners. **Journal of Prosthetic Dentistry,** St Louis, v. 89, n. 5, p. 489-494. Nov. 2003.

32. GARCIA, R. C. M. R. et al. Effect of denture cleansers on the surface roughness and hardness of a microwavecured acrylic resin and dental alloys**. Journal of Prosthodontics**, Chapel Hill, v. 13, n.3, p. 173-178, Sep. 2004.

33. GLASS, R. T. et al. Evaluation of the sanitization effectiveness of a denture-cleaning product on dentures contaminated with known microbial flora. An in vitro study. **Quintessence International**, Berlin, v. 35, n. 3, p.194-199, Mar. 2004.

34. GOLL, G.; SMITH, D. E.; PLEIN, J. B. The effect of denture cleansers on temporary soft liners. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 50, n. 4, p. 466-472, Oct. 1983.

35. GORNITSKY, M. et al. A clinical and microbiological evaluation of denture cleansers for geriatric patients in long-term care institutions. **Journal of the Canadian Dental Association**, Ottawa, v. 68, n. 1, p. 39-45, Jan. 2002.

36. HARRISON, Z.; JOHNSON, A.; DOUGLAS, C. W. I. An *in vitro* study into the effect of a limited range of denture cleaners on surface roughness and removal of *Candida albicans* from conventional heat-cured acrylic resin denture base material. **Journal of Oral Rehabilitation,** London**,** v. 31, n. 5, p. 460-467, May, 2004.

37. HOAD-REDDICK, G.; GRANT, A. A.; GRIFFITS, C. S. The dental health of an elderly population in North-West England: results of a survey undertaken in the Halton Health Authority. **Journal of Prosthetic Dentistry,** St Louis, v. 15, n. 4, p. 139-146. Aug. 1987.

38. HONG, G. et al. Influence of denture cleansers on the color stability of three types of denture base acrylic resin. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St Louis, v. 101, n. 3, p. 205-213, Mar. 2009.

39. HUTCHINS, D. W.; PARKER, W. A. A clinical evaluation of the ability of denture cleaning solution to remove dental plaque from prosthetic devices. **New York State Dental Journal**, New York, v. 39, n. 6, p. 363-367, June-July. 1973.

40. ITO, I. Y. et al. Efeitos do Cloreto de Cetilpiridíneo na inibição da placa dental. **Revista Odontólogo Moderno**, Rocha, v. 7, n. 2, p. 8-23, fev. 1980.

41. JAGGER, D. C.; HARRISON, A. Denture cleansing – the best approach. **British Dental Journal**, London, v. 178, n. 11, p. 413-417, June. 1995.

42. JAGGER, D. C. et al. The effectiveness of seven denture cleansers on tea stain removal from PMMA acrylic resin. **International Journal of Prosthodontics,** Lombard, v. 15, n. 6, p. 549-552, Nov-Dec. 2002.

43. JIN, C. et al. Changes in surface roughness and colour stability of soft denture lining materials caused by denture cleansers. **Journal of Oral Rehabilitation**, London, v. 30, n. 2, p. 125–130. Feb. 2003.

44. KENG, S. B.; LIM, M. Denture plaque distribution and the effectiveness of a perborate-containing denture cleanser. **Quintessence International**, Berlin, v. 27, n. 5, p. 341-345, May. 1996.

45. KEYF, F.; GÜNGÖR, T. Comparison of effects of bleach and cleansing tablet on reflectance and surface changes of a dental alloy used for removable partial dentures. **Journal of Biomaterials Applications,** Lancaster, v. 18, n. 1, p. 5-14, July. 2003.

46. KÖNÖNEN, M. et al. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: A clinical report and literature review. **Journal of Prosthetic Dentistry,** St Louis, v. 73, n. 1, p. 4-7. Feb. 1995.

47. KUHAR, M.; FUNDUK, N. Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St Louis, v. 93, n. 1, p. 76-85, Jan. 2005.

48. KULAK-OZKAN, Y.; KAZAZOGLU, E.; ARIKAN, A. Oral higyene habits, denture cleanliness, presence of yeasts and stomatitis in elderly people. **Journal of Oral Rehabilitation**, London, v. 29, n. 3, p. 300-4, Mar. 2002.

49. LACERDA, T. S. P. Quais são os recursos utilizados para a limpeza das próteses totais? **Revista da Associação Paulista de Cirurgiões-Dentista**, Araçatuba, v. 52, n. 3, p. 217-218, 1998.

50. LESSA, F. C. et al. In-vivo evaluation of the bacterial contamination and disinfection of acrylic baseplates of removable orthodontic appliances. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Seattle, v. 131, n. 6, p. 11-17, June. 2007.

51. LIMA, E. M. C. X. et al. Effect of enzymatic and NaOCl treatments on acrylic roughness and on biofilm accumulation. **Journal of Oral Rehabilitation**, London, v. 33, n. 5, p. 356-362. May. 2006.

52. MA, T.; JOHNSON, G. H.; GORDON, G. E. Effects of chemical disinfectants on the surface characteristics and color of denture resins. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 77, n. 2, p. 197-204, Feb. 1997.

53. MALHEIROS-SEGUNDO, A. L. et al. Effect of a denture cleanser on hardness, roughness and tensile bond strength of denture liners. **Brazilian Journal of Oral Science**, São Paulo, v. 7, n. 26, p. 1596-1601, 2008.

54. MARCHINI, L. et al. Self-reported denture hygiene of a sample of edentulous attendees at a University dental clinic and the relationship to the condition of the oral tissues. **Gerodontology,** England, v. 21, n. 4, p. 226-228, Dec. 2004.

55. McGOWAN, M. J.; SHIMODA, L. M.; WOOLSEY, G. D. Effects of sodium hypochlorite on denture base metals during immersion for short-term sterilization. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St Louis, v. 60, n. 2, p. 212-218, Aug. 1988.

56. MCNEME, S. J.; VON GONTEN, A. S.; WOOLSEY, G. D. Effects of laboratory disinfecting agents on color stability of denture acrylic resins. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St Louis, v. 66, n. 1, p. 132-136, July. 1991.

57. MENENDEZ, A. et al. Comparative analysis of the antibacterial effects of combined mouthrinses on Streptococcus mutans. **Oral Microbiology and Immunology,** Denmark, v. 20, n. 1, p. 31-34, Feb. 2005.

58. MERCHANT, V. A; MOLINARI, J. A. Infection control in prosthodontics: a choice no longer. **General Dentistry,** Chicago, v. 37, n. 1, p. 29-32, Jan-Feb. 1989.

59. MOORE, T. C.; SMITH, D. E.; KENNY, G. E. Sanitization of dentures by several denture hygiene methods. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 52, n. 2, p. 158-163, Aug. 1984.

60. MORGAN, T. D.; WILSON, M. The effects of surface roughness and type of denture acrylic on biofilm formation by Streptococcus oralis in a constant depth film fermentor. **Journal of Applied Microbiology**, Oxford, v. 91, n. 1, p. 47-53, July. 2001.

61. MORI, T. et al. Titanium for removable dentures. I – Laboratory procedures. **Journal of Oral Rehabilitation**, London, v. 24, n. 5, p. 338-341, May. 1997.

62. MORRIS, H. F. et al. Casting alloys: the materials and the clinical effects. **Advances in Dental Research**, Alexandria, v. 6, p. 28-31, Sep. 1992.

63. MUELLER, H. J.; FAN, P. L.; STANFORD, J. W. Silver solders exposed to cleansers. **Journal of American Dental Association,** Chicago, v. 106, n. 1, p. 43-46, Jan. 1983.

64. NEILL, D. J. A study of materials and methods employed in cleaning dentures. **Bristish Dental Journal**, London, v. 124, n. 3, p.107-115, Feb. 1968.

65. NEPPELENBROEK, K. H. et al. Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion. **Journal of Prosthetic Dentistry,** St Louis, v. 93, n. 2, p. 171-176, Feb. 2005.

66. NIKAWA, H.; HAMADA, T.; YAMAMOTO, T. Denture plaque – past and recent concerns. **Journal of Dentistry**, Bristol, v. 26, n. 4, p. 299-304, May. 1998.

67. NIKAWA, H. et al. A review of in vitro and in vivo methods to evaluate the efficacy of denture cleansers. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 12, n. 2, p. 153-9, Mar-Apr. 1999.

68. NIKAWA, H. et al. Biofilm formation of Candida albicans on the surfaces of deteriored soft denture lining materials caused by denture cleansers in vitro**. Journal of Oral Rehabilitation**, London, v. 30, n. 3, p. 243-50, Mar. 2003.

69. NUÑEZ, J. M. C. et al. Efeito de agentes químicos de limpeza de próteses sobre as características superficiais de materiais reembasadores resilientes. **Ciência Odontológica Brasileira,** São José dos Campos, v. 11, n. 2, p. 71-77, abr/jun. 2008.

70. O'BRIEN, W. J. **Dental materials and their selection.** 2nd ed. Chicago: Quintessence Publ; 1997.

71. OKUBO, S. R. et al. Evaluation of visual and instrument shade matching. **Journal of Prosthetic Dentistry,** St Louis, v. 80, n. 6, p. 642-648, Dec. 1998.

72. OLIVEIRA, L. V. et al. The compatibility of denture cleansers and resilient liners. **Journal of Applied Oral Science**, Bauru, v. 14, n. 4, p. 286-90, Aug. 2006.

73. ORSI, I. A.; ANDRADE, V. G. Effect of chemical disinfectants on the transverse strength of heat-polymerized acrylic resins submitted to mechanical and chemical polishing. **Journal of Prosthetic Dentistry,** St Louis, v. 92, n. 4, p. 382-388, Oct. 2004.

74. PARANHOS, H. F. O. et al. Effects of mechanical and chemical methods on denture biofilm accumulation. **Journal of Oral Rehabilitation**, London, v. 34, n. 8, p. 606-612, Aug. 2007.

75. PARANHOS, H. F. O. et al. Effect of chemical denture cleansers on flexural resistance and color changes of microwave-polymerized acrylic resins. **Journal of Oral Science,** São Paulo, v. 7, n. 26, p. 1580-1584, 2008.

76. PARANHOS, H. F. O. et al. Comparison of physical and mechanical properties of microwave-polymerized acrylic resin after disinfection in sodium hypochlorite solutions. **Brazilian Dental Journal,** Ribeirão Preto, v. 20, n. 4, p. 331-335, 2009.

77. PAVAN, S. et al. Effect of disinfection treatments on the hardness of soft denture liner materials. **Journal of Prosthodontics,** Chapel Hill, v. 16, n. 2, p. 101-106, Mar-Apr. 2007.

78. PAVARINA, A. C. et al. Effects of chemical disinfectants on the transverse strength of denture base acrylic resins **Journal of Oral Rehabilitation**, London, v. 30, n. 11, p. 1085-1089, nov. 2003.

79. PAZZINI, N. A.; MUTTI, N. M.; PAZZINI, L. I. Higienizadores para dentaduras artificiais. **Revista Gaúcha de Odontologia,** Porto Alegre, v. 20, n. 4, p. 282-6, out-dez. 1972.

80. PERACINI, A. et al. Effect of denture cleansers on physical properties of heat-polymerized acrylic resin. **Journal of Prosthodontic Research,** Tokyo, v. 54, n. 2, p. 78-83, Apr. 2010.

81. PEREZOUS, L. F. et al. The effect of complete dentures with a metal palate on *Candida* species growth in HIV-infected patients. **Journal of Prosthodontics,** Chapel Hill, v. 15, n. 5, p. 306-315. 2006.

82. PHOENIX, R. D. Denture base resins: technical considerations and processing techniques. In: Anusavice KJ (ed): **Phillips' Science of Dental Materials**, vol 1 (10th ed). Philadelphia, PA, Saunders, 1973, p. 237-271.

83. PIRES, F. R. et al. Denture stomatitis and salivary Candida in Brazilian edentulous patients. **Journal of Oral Rehabilitation**, London, v. 29, n. 11, p. 1115-1119, Nov. 2002.

84. POLYZOIS, G. L. Denture cleasing habits. A survey. **Australian Dental Journal,** Sydney, v. 28, n. 3, p. 171-173, June. 1983.

85. POLYZOIS, G. L. et al. Color changes of denture base materials after disinfection and sterilization immersion. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 10, n. 1, p. 83-89, Jan-Fev. 1997.

86. PURNAVEJA, S. et al. Colour stability of two self curing denture base materials. **Biomaterials,** Brussels, v. 3, n. 4, p. 249-50, 1982.

87. RADFORD, D. R. et al. Adherence of Candida albicans to denture-base materials with different surface finishes. **Journal of Dentistry**, Bristol, v. 26, n. 7, p. 577-583, Sep. 1998.

88. RAMAGE, G. et al. Denture stomatitis: a role for *Candida* biofilms. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology,** Greenville, v. 98, n. 1, p. 53-59, 2004.

89. RIBEIRO, C. F. **Efeito de soluções limpadoras em superfície de titânio utilizado em armações metálicas de próteses parciais removíveis.** 2006. 65 fl. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Departamento de Odontologia, Universidade de Taubaté, Taubaté, 2006.

90. ROBINSON, J. G.; MCCABE, J. F.; STORER, R. The whitening of acrylic dentures: the role of denture cleansers. **British Dental Journal**, London, v. 159, n. 8, p. 247-250, Oct. 1985.

91. ROBINSON, J. G.; MCCABE, J. F.; STORER, R. Denture bases: the effects of various treatments on clarity, strength and structure. **Journal of Dentistry**, Bristol, v. 15, n. 4, p. 159-165, Aug. 1987.

92. SARAÇ, D. The Effectiveness of Denture Cleansers on Soft Denture Liners Colored by Food Colorant Solutions. **Journal of Prosthodontics,** Chapel Hill, v. 16, n. 3, p. 185-191, May-June. 2007.

93. SATO, S. et al. Assessment of flexural strength and color alteration of heat-polymerized acrylic resins after simulated use of denture cleansers. **Brazilian Dental Journal**, Ribeirão Preto, v. 16, n. 2, p. 124-128, May-Aug. 2005.

94. SCHALCH, M. V. et al. Resistência à corrosão de ligas odontológicas submetidas à desinfecção. **Revista de Odontologia da UNESP**, Araraquara, v. 33, n. 3, p.143-148, 2004.

95. SCHMALZ, G.; GARHAMMER P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. **Dental Materials,** Oxford, v. 18, n. 5, p. 396-406, 2002.

96. SESMA, N. Eficiência de métodos caseiros de higienização e limpeza de próteses parciais removíveis. **Revista da Associação Paulista dos Cirurgiões-Dentistas**, Araçatuba, v. 53, n. 6, p. 463-468, nov-dez. 1999.

97. SHAY, K. Denture hygiene: a review and update. **Journal of Contemporary Dental Practice**, Cincinati, v. 1, n. 2, p. 28-41, Feb. 2000.

98. SHEEN, S. R.; HARRISON, A. Assessment of plaque prevention on dentures using an experimental cleanser. **Journal of Prosthetic Dentistry,** St Louis, v. 84, n. 6, p. 594-601, Dec. 2000.

99. SMITH, D.C. Denture Cleansers. **Dental Practioner and Dental Record**, Bristol, v. 12, n. 3, p. 93-94, Nov. 1961.

100. SMITH, D. L.; SCHOONOVER, I. C. Direct filling resins: dimensional changes resulting from polymerization shrinkage and water sorption. **Journal of American Dental Association,** Chicago, v. 46, n. 5, p. 540-544, 1953.

101. SREENIVASAN, P. K. et al. A simple approach to examine early oral microbial biofilm formation and the effects of treatments. **Oral Microbiology and Immunology,** Denmark, v. 19, n. 5, p. 297-302, Oct. 2004.

102. SUTTON, A. J.; ROGERS, P. M. Discoloration of a titanium alloy removable partial denture: a clinical report. **Journal of Prosthodontics,** Chapel Hill, v. 10, n. 2, p. 102-104, June. 2001.

103. TAN, H. et al. Effect of denture cleansers, surface finish, and temperature on Molloplast B resilient liner color, hardness, and texture. **Journal of Prosthodontics,** Chapel Hill, v. 9, n. 3, p. 148-155, Sep. 2000.

104. TAYLOR, V. E.; JORDAN, M. F. Denture corrosion: Report of a case. **British Dental Journal,** London, v. 122, n. 9, p. 399, May. 1967.

105. TAYLOR, R.; MARYAN, C.; VERRAN, J. Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St Louis, v. 80, n. 5, p. 592-597, Nov. 1998.

106. THOMAS, C. J.; LECHNER, S.; MORI, T. Titanium for removable partial dentures. II – Two-year clinical observations. **Journal of Oral Rehabilitation**, London, v. 24, n. 6, p. 414-418, June. 1997.

107. UNLÜ, A.; ALTAY, O. T.; SAHMALI, S. The role of denture cleansers on the whitening of acrylic resins. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 9, n. 3, p. 266-270, May-June. 1996.

108. VERRAN, J.; MARYAN, C. J. Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. **Journal of Prosthetic Dentistry,** St Louis, v. 77, n. 5, p. 535-539, May. 1997.

109. WAKABAYASHI, N.; AI, M. A short-term clinical follow-up study of superplastic titanium alloy for major connectors of removable partial dentures. **Journal of Prosthetic Dentistry,** St Louis, v. 77, n. 6, p. 583-587, June. 1997.

110. WANG, R. R.; FENTON, A. Titanium for prosthodontics: a review of the literature. **Quintessence International,** Berlin, v. 27, n. 6, p. 401-408, June. 1996.

111. WEBB, B. C. The effect of sodium hypochlorite on potential pathogenic traits of Candida albicans and other Candida species. **Oral Microbiology and Immunology**, Denmark, v. 10, n. 6, p. 334-341, Dec. 1995.

112. WEBB, B. C. et al. Effectiveness of two methods of denture sterilization. **Journal of Oral Rehabilitation**, London, v. 25, n. 6, 416-423, June. 1998a.

113. WEBB, B. C. et al. *Candida*-associated denture stomatitis. Aetiology and management: a review. Part.3. Treatment of oral candidosis. **Australian Dental Journal,** Sydney, v. 43, n. 4, p. 244-249, Aug. 1998b.

114. WHITEHEAD, S. A. et al. Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. **Dental Materials**, Oxford, v. 15, n. 2, p. 79-86, Mar. 1999.

115. ZAVANELLI, R. A. et al. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. **Journal of Prosthetic Dentistry,** St Louis, v. 84, n. 3, p. 274-279, Sep. 2000.

116. ZWETCHKENBAUM, S. R.; OH, W. -S. Prosthodontic management of abnormal tooth development secondary to chemoradiotherapy: a clinical report. **Journal of Prosthetic Dentistry,** St Louis, v. 98, n. 6, p. 429-435, Dec. 2007.